

5. *Ламоткин И.А.* Меланоцитарные и меланиновые поражения кожи / Учебное пособие. Атлас. – М.: Издательство «БИНОМ», 2014. 248 с.
6. *Тюляндин С.А., Переводчикова Н.И., Носов Д.А.* Клинические рекомендации Европейского общества медицинской онкологии (ESMO). – М.: Издательская группа РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН, 2010. 436 с.
7. *Menzies S.W., Ingvar C., Crotty K. et al.* Frequency and morphologic characteristics of invasive melanomas lacking specific surface microscopic features // *Arch. Dermatol.* 1996. Vol. 132. PP. 1178-1182.
8. *Жучков М.В., Бульиньска А.К., Куттлер Г.* Применение алгоритма «Хаос и Признаки» в оценке дерматоскопических изображений пигментных новообразований кожи // *Дерматология (приложение к журналу «Consilium Medicum»)*. 2017. № 2. С. 5-13.
9. *Codella N., Rotemberg V., Tschandl Ph. et al.* Skin Lesion Analysis Toward Melanoma Detection 2018: A Challenge Hosted by the International Skin Imaging Collaboration (ISIC) / arXiv:1902.03368. 2019.
10. *Marchetti M.A., Codella N., Dusza S. et al.* International Skin Imaging Collaboration. Results of the 2016 International Skin Imaging Collaboration International Symposium on Biomedical Imaging challenge: Comparison of the accuracy of computer algorithms to dermatologists for the diagnosis of melanoma from dermoscopic images // *J. Am. Acad. Dermatol.* 2018. Vol. 78. № 2. PP. 270-277.
11. *Wahba M.A., Ashour A.S., Guo Ya., Napoleon S.A., Elnaby M.M.* A novel cumulative level difference mean based GLDM and modified ABCD features ranked using eigenvector centrality approach for four skin lesion types classification // *Computer Methods and Programs in Biomedicine.* 2018. Vol. 165. PP. 163-174.
12. *Никитаев В.Г.* Экспертные системы в информационно-измерительных комплексах онкологической диагностики // *Измерительная техника.* 2015. № 6. С. 67-70.

*Валентин Григорьевич Никитаев,*  
 д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,  
 кафедра компьютерных медицинских систем,  
*Александр Николаевич Проничев,*  
 канд. техн. наук, доцент,  
 отделение биотехнологий офиса  
 образовательных программ,  
 ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский  
 ядерный университет МИФИ»,  
*Ольга Борисовна Тамразова,*  
 д-р мед. наук, профессор,  
 кафедра дерматовенерологии,  
 факультет повышения  
 квалификации медработников,  
 ФГАОУ ВО «Российский университет  
 дружбы народов»,  
*Василий Юрьевич Сергеев,*  
 канд. мед. наук, доцент,  
 кафедра дерматовенерологии и косметологии,  
 ФГБУ ДПО «Центральная государственная  
 медицинская академия Управления делами  
 Президента Российской Федерации»,  
*Екатерина Александровна Дружинина,*  
 аспирантка,  
*Ольга Александровна Медведева,*  
 студентка,  
*Михаил Андреевич Соломатин,*  
 студент,  
 кафедра компьютерных медицинских систем,  
 ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский  
 ядерный университет МИФИ»,  
 г. Москва,  
 e-mail: vgnikitayev@mephi.ru

*Т.А. Исмаилов, О.В. Евдулов, А.М. Насрулаев*

## **Математическая модель термоэлектрического устройства для извлечения инородных объектов из тела человека методом примораживания**

### **Аннотация**

Рассмотрена модель термоэлектрического устройства (ТЭУ) для извлечения инородных объектов (ИО) из тела человека методом примораживания. Она реализована на основе решения задачи теплопроводности, в том числе с учетом фазового перехода вещества, теплофизических характеристик биологического объекта, ИО, охлаждающего термоэлектрического модуля (ТЭМ). В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности полного заледенения влажной губки, определяющая время фиксации ИО к зонду, в зависимости от холодопроизводительности ТЭМ и при различных ее толщинах. Определено, что в устройстве может быть использован стандартный ТЭМ холодопроизводительностью от 5 000 до 10 000 Вт/м<sup>2</sup> при продолжительности процедуры фиксации ИО к прибору соответственно от 112 до 28 с.

### **Введение**

Одним из главных аспектов сохранения жизни и здоровья человека в той или иной чрезвычайной ситуации является оперативное и своевременное хирургическое вмешательство, которое в большинстве случаев включает в себя оперативное удаление ИО из тела. Данное обстоятельство определяется тем фактом, что попадание в тело человека ИО вызывает дискомфорт, болезненные ощущения и в будущем может привести к воспалительному процессу, заражению и нагноению. Отдельного внимания заслуживают поражения человека при его ранении с оставшимися в ране частями пуль, шрапнели, осколками гранат, сколами холодного оружия и т. д. Наличие на перечисленных объектах микрофлоры приводит также к заражению, нагноению и некрозу ткани. Поэтому разработка тех-

нических средств и процедур, связанных с извлечением инородных объектов из тела человека, является актуальной и практически значимой.

На сегодняшний день для осуществления мероприятий по извлечению ИО из тела человека используются различные механические приспособления (пинцеты, щипцы, цапки, иглы, корнцанги, крючки различной конфигурации и т. п.) [1]. В тех случаях, когда ИО представляет собой ферромагнитное тело, могут использоваться специальные наконечники с магнитами. Однако применение данных технических средств для извлечения ИО из тела человека приводит к дополнительным повреждениям контактирующих с ним зон, что создает болезненные ощущения при проведении процедур по извлечению ИО. Кроме того, при использовании приспособлений данного типа недостаточна вероятность успешного итога процесса извлече-

ния объекта из человеческого организма (возможно соскальзывание захватывающего механизма), что сказывается на продолжительности и болезненности процедуры.

В этих условиях актуальными являются разработка и исследование новых методов и технических средств, позволяющих с высокой эффективностью производить оперативное извлечение ИО из человеческого организма, в том числе в полевых условиях. В качестве таких систем перспективным представляется использование приспособлений и устройств, реализующих методику примораживания ИО к специальному зонду, в которых источником холода является ТЭМ, а непосредственно закрепление объекта на зонде осуществляется путем образования между ними так называемого ледяного моста при заледенении специальной влажной губки [2]. Достоинствами таких приборов являются высокая надежность и прочность сцепления ИО и устройства, отсутствие риска обморожения тканей, высокое быстродействие, низкая стоимость, экологичность.

**Целью работы** является разработка математической модели ТЭУ для извлечения ИО из тела человека методом примораживания, а также исследование происходящих в нем теплофизических процессов.

### Материалы и методы

Физическая модель ТЭУ представлена на рис. 1. При выполнении операции по извлечению ИО из тела человека трубка вводится в полость, при помощи зонда ТЭМ холодной поверхностью через губку приводится в контакт с объектом, происходит их сцепление за счет примораживания, затем производится извлечение ИО из объекта за счет перемещения зонда в обратном направлении.

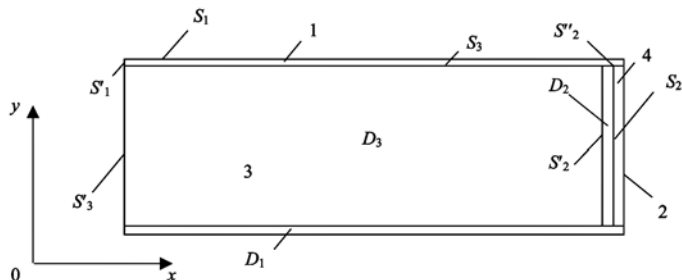


Рис. 1. Физическая модель ТЭУ для извлечения ИО из тела человека: 1 – специальная трубка для ввода в полость тела; 2 – ТЭМ; 3 – подвижный зонд, при помощи направляющих имеющих возможность перемещаться вдоль трубки, выполняющий также функции съема теплоты с горячих спаев ТЭМ; 4 – влажная губка

Также на рисунке обозначены: области, соответствующие воздушному зазору  $D_1$ , ТЭМ  $D_2$ , подвижному зонду  $D_3$ ; поверхности стенки трубки ТЭУ, контактирующие с телом человека (биологическим объектом)  $S_1$ , окружающей средой  $S'_1$ ; поверхности ТЭУ, контактирующие с влажной губкой  $S_2$ , зондом  $S'_2$ , воздушным зазором  $S''_2$ ; поверхности зонда, контактирующие с воздушным зазором  $S_3$ , с окружающей средой  $S'_3$ .

При математическом моделировании устройства решены три задачи, первая из которых состоит в расчете теплофизических процессов при введении прибора в полость тела, вторая – в исследовании процесса фазового перехода при заледенении влажной губки, третья – в определении параметров ТЭМ.

Ввиду того, что величина воздушного зазора предполагается незначительной и тепловые процессы, происходящие в устройстве, носят непродолжительный характер, предполагается, что во всех элементах прибора процесс теплопередачи осуществляется только за счет теплопроводности. При данном условии математическое описание теплофизических процессов, протекающих в системе при ее внедрении в организм человека, без учета влажной губки (процессы, происходящие в ней при наличии фазового перехода, ведущие к примораживанию

ИО к зонду, рассматриваются при решении второй расчетной задачи), в обобщенном виде может быть представлено следующим образом:

$$a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial y^2} = \frac{\partial T_1}{\partial \tau}, \quad \text{при } x, y \in D_1;$$

$$a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{Q_{ТЭМ}}{c_2 \rho_2} = \frac{\partial T_2}{\partial \tau}, \quad \text{при } x, y \in D_2;$$

$$a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} = \frac{\partial T_3}{\partial \tau}, \quad \text{при } x, y \in D_3;$$

$$T_1, T_2, T_3 = T_{\text{вр}} = T_{\text{ср}}, \quad \text{при } \tau = 0;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_1} = \alpha_{\text{го}} (T_{\text{го}} - T_1), \quad \text{при } x, y \in S_1;$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n_2} - q_{x,ТЭМ} = \lambda_{\text{вр}} \frac{\partial T_{\text{вр}}}{\partial n_2}, \quad \text{при } x, y \in S_2;$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n'_2} + q_{x,ТЭМ} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n'_2}, \quad \text{при } x, y \in S'_2;$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n''_2} + q_{x,ТЭМ} = \lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n''_2}, \quad \text{при } x, y \in S''_2;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n_3} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n_3}, \quad \text{при } x, y \in S_3;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial n'_1} = \alpha_{\text{ср}} (T_1 - T_{\text{ср}});$$

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n'_3} = \alpha_{\text{ср}} (T_3 - T_{\text{ср}}), \quad (1)$$

где  $T_1, T_2, T_3, T_{\text{вр}}, T_{\text{го}}$  – температуры стенки трубки, ТЭМ, зонда, влажной губки, биологического объекта соответственно;  $a_1, a_2, a_3$  – коэффициенты теплопроводности стенки трубки, ТЭМ, зонда соответственно;  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_{\text{вр}}$  – коэффициенты теплопроводности стенки трубки, ТЭМ, зонда, влажной губки соответственно;  $c_1, c_2, c_3$  – удельная теплоемкость стенки трубки, ТЭМ, зонда соответственно;  $\rho_1, \rho_2, \rho_3$  – плотность стенки трубки, ТЭМ, зонда соответственно;  $Q_{ТЭМ} = I^2 R_{ТЭМ}$ ;  $I^2 R_{ТЭМ}$  – сила электрического тока, протекающего через ТЭМ;  $R_{ТЭМ}$  – электрическое сопротивление ТЭМ;  $q_{x,ТЭМ}$  – холодопроизводительность ТЭМ;  $q_{x,ТЭМ}$  – теплопроизводительность ТЭМ;  $\alpha_{\text{го}}$  – коэффициент теплообмена между стенкой трубки и биологическим объектом;  $\alpha_{\text{ср}}$  – коэффициент теплообмена ТЭС с окружающей средой;  $T_{\text{ср}}$  – температура окружающей среды;  $n_1, n'_1, n_2, n'_2, n''_2, n_3, n'_3$  – нормали к поверхностям  $S_1, S'_1, S_2, S'_2, S''_2, S_3, S'_3$  соответственно;  $n_i = xh_i + yz_i$ ;  $h, z$  – единичные векторы:  $i = 1 \dots 7$ .

Непосредственно процесс примораживания ИО к ТЭУ производится путем образования между ним и холодной поверхностью ТЭМ ледяного моста, образуемого при замерзании влажной губки. Поэтому для решения второй задачи необходимо рассмотреть процесс фазового превращения воды в лед в губке. Предполагается, что в начальный момент времени губка представляет собой псевдожидкую фазу, характеризующуюся: теплопроводностью  $\lambda_{\text{вр,ж}}$ , теплоемкостью  $c_{\text{вр,ж}}$ , плотностью  $\rho_{\text{вр,ж}}$ , теплотой замерзания  $v_{\text{вр}}$ , а также температурой кристаллизации  $T_{\text{вр,кр}}$ . При этом по ее поверхности равномерно распределен тепловой поток  $q_{x,ТЭМ}$ . Тогда математическое описание задачи расчета теплообмена при заледенении влажной губки выглядит следующим образом [3], [4].

Уравнение нестационарной теплопроводности для твердой фазы (льда):

$$c_{\text{вр,тв}} \rho_{\text{вр,тв}} \frac{\partial T_{\text{вр,тв}}}{\partial \tau} = \lambda_{\text{вр,тв}} \frac{\partial^2 T_{\text{вр,тв}}}{\partial x^2}, \quad (2)$$

где  $T_{\text{вз.тв}}$  – температура льда;  $c_{\text{вз.тв}}$ ,  $\rho_{\text{вз.тв}}$ ,  $\lambda_{\text{вз.тв}}$  – теплоемкость, плотность и теплопроводность льда соответственно;  $\tau$  – время.

Для температуры  $T_{\text{вз.тв}}$  координата  $x$  ограничена условием  $0 \leq x \leq \xi$ ,

где  $\xi$  – подвижная координата границы раздела псевдожидкой фазы и льда.

Условия постоянства температуры на границе раздела фаз имеет вид

$$T_{\text{вз.тв}}(\xi, \tau) = T_{\text{вз.кр}} = \text{const.} \quad (3)$$

Температура в жидкой фазе изменяется по закону

$$c_{\text{вз.жс}} \rho_{\text{вз.жс}} \frac{\partial T_{\text{вз.жс}}}{\partial \tau} = \lambda_{\text{вз.жс}} \frac{\partial^2 T_{\text{вз.жс}}}{\partial x^2}, \quad (4)$$

где  $T_{\text{вз.жс}}$  – температура псевдожидкой фазы.

На границе раздела фаз выполняется условие

$$\lambda_{\text{вз.жс}} \left. \frac{\partial T_{\text{вз.жс}}}{\partial x} \right|_{x=\xi} - \lambda_{\text{вз.тв}} \left. \frac{\partial T_{\text{вз.тв}}}{\partial x} \right|_{x=\xi} = -\rho_{\text{вз.жс}} v_{\text{вз}} \frac{d\xi}{d\tau}. \quad (5)$$

Температура  $T_{\text{вз.жс}}$  на глубине  $h_{\text{вз}}$  соответствует температуре ИО, в начальный момент времени равной температуре человеческого тела (309,6 К).

Так как в качестве источника холода используется малоинерционный ТЭМ, то

$$\lambda_{\text{вз.тв}} \left. \frac{\partial T_{\text{вз.тв}}}{\partial x} \right|_{x=0} = q_{x, \text{ТЭМ}}. \quad (6)$$

При решении третьей задачи связь между значением  $q_{x, \text{ТЭМ}}$  и геометрическими, электро- и теплофизическими параметрами ТЭМ, а также питающим током, напряжением и мощностью определяется по известным соотношениям, приведенным, например, в [5].

Расчет уравнений (1)-(6) произведен численными методами конечных элементов и разностей. Получены графики изменения температуры в контрольных точках устройства во времени, продолжительности заледенения влажной губки для различных величин  $q_{x, \text{ТЭМ}}$  и силы тока  $I$  ТЭМ.

## Результаты

На рис. 2, 3 представлены результаты расчетов. Расчеты произведены при следующих исходных данных:  $\lambda_1 = 0,159$  Вт/(м·К);  $\lambda_2 = 1,5$  Вт/(м·К);  $\lambda_3 = 401$  Вт/(м·К);  $\lambda_{\text{вз}} = 0,133$  Вт/(м·К);  $\rho_1 = 1350$  кг·м<sup>-3</sup>;  $\rho_2 = 7700$  кг·м<sup>-3</sup>;  $\rho_3 = 8890$  кг·м<sup>-3</sup>;  $c_1 = 1200$  Дж·кг<sup>-1</sup>·К<sup>-1</sup>;  $c_2 = 124$  Дж·кг<sup>-1</sup>·К<sup>-1</sup>;  $c_3 = 380$  Дж·кг<sup>-1</sup>·К<sup>-1</sup>;  $a_1 = 9,8 \cdot 10^{-8}$  м<sup>2</sup>/с;  $a_2 = 1,57 \cdot 10^{-6}$  м<sup>2</sup>/с;  $a_3 = 11,87 \cdot 10^{-5}$  м<sup>2</sup>/с;  $T_{\text{ср}} = 293$  К;  $\alpha_{\text{ср}} = 10$  Вт·м<sup>-2</sup>·К<sup>-1</sup>;  $\alpha_{\text{вз}} = 10$  Вт·м<sup>-2</sup>·К<sup>-1</sup>;  $R_{\text{ТЭМ}} = 1,54$  Ом;  $\lambda_{\text{вз.жс}} = 0,599$  Вт/(м·К);  $\rho_{\text{вз.жс}} = 992,2$  кг·м<sup>-3</sup>;  $c_{\text{вз.жс}} = 4183$  Дж·кг<sup>-1</sup>·К<sup>-1</sup>;  $\lambda_{\text{вз.тв}} = 2,6$  Вт/(м·К);  $\rho_{\text{вз.тв}} = 919$  кг·м<sup>-3</sup>;  $c_{\text{вз.тв}} = 2150$  Дж·кг<sup>-1</sup>·К<sup>-1</sup>;  $T_{\text{вз.кр}} = 273$  К;  $v_{\text{вз}} = 332,4 \cdot 10^3$  Дж/кг;  $h_{\text{вз}} = 3$  мм. Предполагалось использование термоэлектрического модуля типа TES1-04303 (производитель «Hebei Yuxiang Electronic Co., Ltd.», Китай), для которого максимальный ток питания  $I_{\text{max}} = 3,3$  А; максимальное напряжение  $U_{\text{max}} = 5,07$  В; мощность  $Q_{x, \text{ТЭМ}} = 18,4$  Вт; площадь рабочей поверхности  $S_{\text{ТЭМ}} = 1,8 \cdot 10^{-3}$  м<sup>2</sup>.

На рис. 2 представлены графики изменения температуры ТЭУ в поперечном направлении (вдоль оси  $y$ ) в непосредственной близости от холодных спаев ТЭМ при различных величинах его холодопроизводительности (кривая 1 –  $q_{x, \text{ТЭМ}} = 7000$  Вт/м<sup>2</sup>; 2 –  $q_{x, \text{ТЭМ}} = 6500$  Вт/м<sup>2</sup>; 3 –  $q_{x, \text{ТЭМ}} = 6000$  Вт/м<sup>2</sup>). Согласно полученным данным, с увеличением теплового потока на холодных спаех ТЭМ температура на соответствующей поверхности снижается. Так, при величине  $q_{x, \text{ТЭМ}} = 7000$  Вт/м<sup>2</sup> данная температура составляет чуть более 263 К и увеличивается примерно на 2,5 К при уменьшении  $q_{x, \text{ТЭМ}}$  на 500 Вт/м<sup>2</sup>.

Анализируя распределение температуры по оси  $y$ , необходимо отметить, что ее значение на поверхности ТЭМ практически не меняется. Это позволяет в дальнейшем рассмотреть задачу о промерзании влажной губки только в одной координате, по ее толщине, существенно упростив расчет теплообме-

на, связанного с фазовым переходом вещества. Другой важной информацией, которую позволяет получить рис. 2, является то, что применение ТЭУ при данных холодопроизводительностях ТЭМ не ведет к переохлаждению близлежащих зон человеческого организма. В зазорах между стенкой трубки ТЭУ и ТЭМ (3 мм) температура меняется достаточно быстро и уже на расстоянии 1,5 мм от края модуля становится равной 277 К, что, учитывая кратковременность проведения процедуры по извлечению ИО, практически не влияет на состояние тканей.

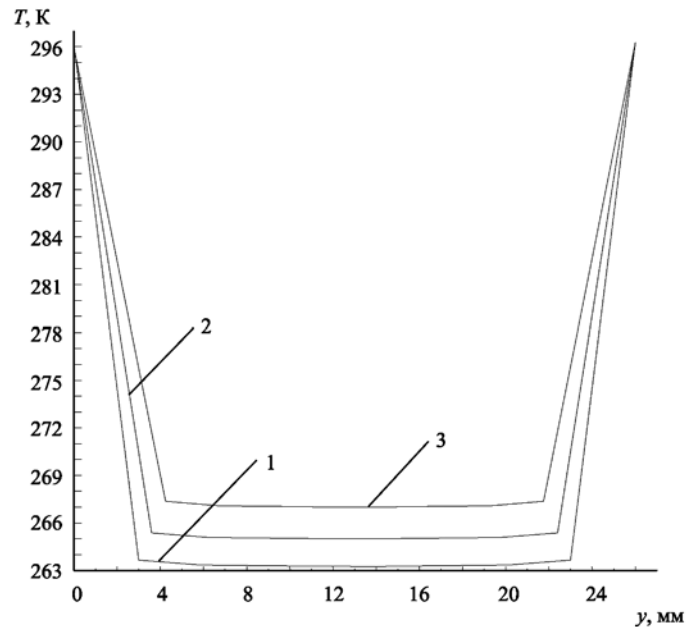


Рис. 2. Изменение температуры ТЭУ вдоль оси  $y$  в непосредственной близости от холодных спаев ТЭМ при различных величинах его холодопроизводительности

Для оценки общей продолжительности образования ледяного моста между ИО и ТЭУ произведен расчет времени, необходимого для полного заледенения влажной губки в зависимости от холодопроизводительности ТЭМ при ее различных толщинах. Результаты численного эксперимента представлены на рис. 3 (кривая 1 –  $h_{\text{вз}} = 3$  мм; 2 –  $h_{\text{вз}} = 4$  мм; 3 –  $h_{\text{вз}} = 5$  мм).

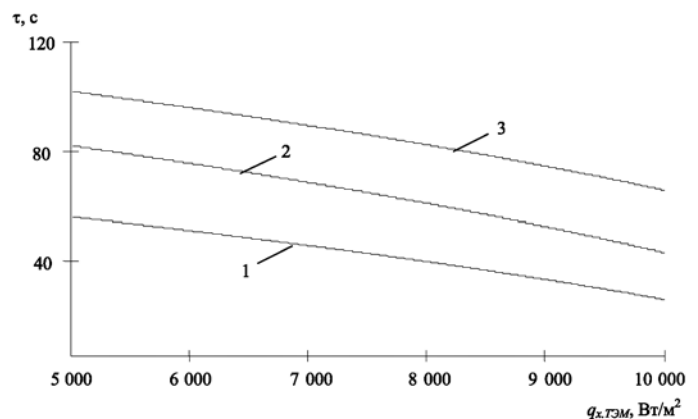


Рис. 3. Продолжительность полного заледенения влажной губки в зависимости от холодопроизводительности ТЭМ при различных  $h_{\text{вз}}$

На основании полученных данных следует, что при увеличении толщины губки растет длительность ее заледенения при неизменных значениях  $q_{x, \text{ТЭМ}}$ . Полученные графики показывают, что в среднем при увеличении толщины губки на 1 мм время, необходимое для ее полного заледенения, увеличивается в 1,7 раз в диапазоне  $q_{x, \text{ТЭМ}}$  от 5 000 до 10 000 Вт/м<sup>2</sup>. При этом для максимального значения холодопроизводительности

ти ТЭМ, равного  $10\,000\text{ Вт/м}^2$ , что соответствует  $Q_{x,ТЭМ} = 18,4\text{ Вт}$ , для губки толщиной 3 мм оно составляет 28 с, а для губки толщиной 5 мм – 65 с. Поэтому для случаев, где чрезвычайно важна оперативность извлечения ИО, прежде всего при боевых травмах, необходимым будет использование режима работы ТЭМ именно при его максимальной мощности, а также применение губки меньшей толщины. При этом с учетом того, что для предложенного метода имеет место существенно более надежная фиксация ИО к зонду, когда соскальзывание захватного приспособления с ИО сведено к минимуму, в отличие от использования механических приспособлений, где велика такая вероятность, использование рассмотренной процедуры будет достаточно эффективным.

Что же касается размеров ИО, подлежащих извлечению предложенным методом, то они связаны с диаметром трубки и мощностью ТЭМ. Исходя из целесообразности, а также медицинских ограничений, диаметр трубки может составлять до 50 мм, а максимальная мощность современных ТЭМ такой же площади – 70...80 Вт (например, максимальная мощность стандартного модуля ИСЕ-71 ООО «Криотерм», г. Санкт-Петербург, 82 Вт [6]). Поэтому максимальный размер ИО, подлежащих извлечению, в коаксиальном направлении трубки может составлять до 50 мм, размер объекта в противоположном направлении может превышать данную величину в 1,5...1,7 раз.

### Заключение

Установлено, что эффективным методом оказания первой медицинской помощи, связанной с извлечением ИО из тела человека, является применение методики фиксации его к зонду путем примораживания через влажную губку с использованием в качестве исполнительного элемента ТЭМ. Разработана модель ТЭУ для его реализации, основанная на решении задачи теплопроводности, в том числе при фазовом переходе, с учетом теплофизических характеристик биологического объекта, ИО, ТЭМ. В результате численного эксперимента получена зависимость продолжительности полного заледене-

ния влажной губки, определяющая время фиксации ИО к зонду, от холодопроизводительности ТЭМ при различных ее толщинах. Определено, что в устройстве может быть использован стандартный ТЭМ холодопроизводительностью от 5 000 до  $10\,000\text{ Вт/м}^2$  при продолжительности процедуры фиксации ИО к прибору соответственно от 112 до 28 с.

### Список литературы:

1. Корнеев А. Первая медицинская помощь. – Донецк: БАО, 2013. 240 с.
2. Евдулов О.В., Насрулаев А.М., Магомедова С.Г., Миснахов И.Ш., Набиев Н.А. Термоэлектрическая система для извлечения инородных объектов из тела человека // Вестник ДГТУ. Технические науки. 2019. Т. 46. № 1. С. 32-41.
3. Данилюк И.И. О задаче Стефана // Успехи математических наук. 1985. Т. 40. № 5. С. 133-185.
4. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Набиев Н.А., Рагимова Т.А. Термоэлектрическое устройство для остановки кровотечения // Медицинская техника. 2019. № 2. С. 12-14.
5. Анатыхук Л.И. Термоэлектричество. Т. 2. Термоэлектрические преобразователи энергии. – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. 376 с.
6. <http://www.kryotherm.spb.ru> (дата доступа 23.03.2021 г.).

*Тагир Абдурашидович Исмаилов,  
д-р техн. наук, профессор, президент,  
Олег Викторович Евдулов,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра теоретической и общей электротехники,  
Абдула Магомедович Насрулаев,  
соискатель,  
ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный  
технический университет»,  
г. Махачкала,  
e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru*

*М.К. Седанкин, А.Г. Гудков, С.Г. Веснин, А.А. Коновалова, В.Ю. Леушин,  
Ю.В. Соловьев, И.А. Сидоров, С.В. Агасиева, С.В. Чижиков, Е.Н. Горлачева*

## Внутриполостная термометрия в медицине

### Аннотация

Представлен аналитический обзор в области технических средств, используемых для внутриполостной термометрии биологических объектов. Показано, что радиотермографы могут быть эффективны для внутриполостной термометрии как в медицине, так и в животноводстве. Рассмотрена возможность нахождения 3D-распределения и динамики радиоярких температур, измеряемых через естественные полости тела человека.

### Введение

В области современной медицинской термометрии все работы идут в двух направлениях: разработка внутриполостных датчиков температуры, измеряющих температуры через естественные биологические полости, и абдоминальных датчиков, измеряющих температуру через кожный покров. Исследования, связанные с получением информации о внутриполостной температуре внутри естественных биологических полостей и прилегающих к ним органов, приобретают все больший практический интерес, так как температура является одним из первых признаков патологических изменений в организме человека. Для медицинских целей измеряют поверхностную и внутреннюю (внутриполостную) температуру. Внутриполостная температура тела более стабильна, мало подвержена влиянию окружающей среды. Измерение внутриполостной температуры может дать уникальную диагностическую информацию. Целью исследования является аналитический обзор приборов, применяемых для измерения температуры через биологические полости орга-

низма, и оценка перспективности применения СВЧ-радиотермографа для внутриполостной термометрии.

При измерениях температуры тканей через естественные полости человека необходимы измерители температуры, которые имеют минимальные размеры, так как введение измерителя в эти полости может приводить к их травматизации. Самым распространенным устройством измерения температуры биологических объектов является инфракрасный термограф, визуализирующий температуру биологической ткани толщиной не более 100 мкм. Для измерения внутриполостной температуры могут применяться различные измерители: термомпары, ИК-датчики и другие контактные сенсоры. При помощи контактных приборов можно измерять температуру только в точке непосредственного контакта со слизистой, причем контакт должен быть надежно обеспечен. Микроволновая радиотермометрия, основанная на регистрации мощности собственного электромагнитного излучения, позволяет проводить измерения температуры глубоко расположенных биологических тканей [1]. Известно, что существует возможность