

Для цитирования: Дворянчиков В.И., Магомедов Д.А., Магомедова К.А., Миспахов И.Ш. Термоэлектрическое устройство для лечения панариция. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2018; 45 (4):18-31. DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-4-18-31

For citation: Dvorjanchikov V. I., Magomedova K. A., Magomedov D. A., Mispahov I. Sh. Thermoelectric device for treatment panariation. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2018; 45 (4):18-31. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-4-18-31

ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2018-45-4-18-31

ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПАНАРИЦИЯ

Дворянчиков В.И.¹, Магомедов Д.А.², Магомедова К.А.⁴, Миспахов И.Ш.³

¹Институт проблем геотермии ДНЦ РАН,

¹367030, г. Махачкала, просп. И. Шамиля, 39А, Россия,

²⁻⁴Дагестанский государственный технический университет,

²⁻⁴367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, Россия,

¹e-mail: vasiliy_dv01@mail.ru, ²e-mail: admi52@mail.ru,

³e-mail: igram.mispahov@yandex.ru, ⁴e-mail: nice.kumsiyat@mail.ru.

Резюме. Целью исследования является разработка термоэлектрического прибора для лечения панариция, его математическое моделирование, экспериментальные испытания лабораторного макета устройства, исследование теплофизических процессов, протекающих в нем. **Метод.** Предложена конструкция термоэлектрического устройства для лечения панариция, предусматривающая возможность, как равномерного, так и контрастного лечебного теплового воздействия на пальцы. **Результат.** Разработана математическая модель прибора, реализованная на основе решения нестационарной двумерной задачи теплопроводности для системы сложной конфигурации с граничными условиями второго и третьего рода. Выполнены экспериментальные исследования устройства на специально разработанном стенде для проверки адекватности математической модели. Решена двумерная нестационарная задача теплопроводности для сложной системы с прямоугольной геометрией фрагментов и источников теплоты. Исследовано изменение температуры различных точек системы «прибор-объект» воздействия в пространстве и во времени при различных величинах холодо- и теплопроизводительности термоэлектрической батареи (ТЭБ). Осуществлено сопоставление расчетных и экспериментальных данных. **Вывод.** Результаты исследований показали эффективность применения разработанного устройства для реализации тепловых процедур при лечении панариция в части эффективности, универсальности, надежности воздействия, комфортности и точности поддержания температурных режимов работы. Показано, что повысить эффективность работы прибора возможно, используя комбинирование режимов работы ТЭБ (максимальной холодопроизводительности и максимального холодильного коэффициента), а также улучшив интенсивность теплоотвода от его опорных спаев.

Ключевые слова: термоэлектрическое устройство, панариций, модель, численный эксперимент, экспериментальный стенд, натурные испытания, оптимизация

POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING

THERMOELECTRIC DEVICE FOR TREATMENT PANARIATION

Vasiliy I. Dvorjanchikov¹, Kumsiyat A. Magomedova⁴, Davud A. Magomedov²,
Igramidin Sh. Mispahov³

¹Institute of Problems of Geothermy, DSC RAS,

¹39A I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia,

²⁻⁴Daghestan State Technical University,

²⁻⁴70 I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia,

¹e-mail: vasiliy_dv01@mail.ru, ²e-mail: admi52@mail.ru,

³e-mail: igram.mispahov@yandex.ru, ⁴e-mail: nice.kumsiyat@mail.ru.

Abstract Objectives The aim of the study is to develop a thermoelectric device for the treatment of felon, its mathematical modeling, experimental tests of the laboratory model of the device, the study of thermal processes occurring in it. **Method.** A design of a thermoelectric device for the treatment of felon, providing the possibility of both uniform and contrasting therapeutic heat effects on the fingers is proposed. **Result.** A mathematical model of the device has been developed, implemented on the basis of solving a non-stationary two-dimensional heat conduction problem for a system of complex configuration with boundary conditions of the second and third kind. Experimental studies of the device were carried out on a specially designed test bench for checking the adequacy of the mathematical model. A two-dimensional non-stationary heat conduction problem was solved for a complex system with a rectangular geometry of fragments and heat sources. The temperature change of various points of the "device-object" system of exposure in space and in time at various values of the cooling and heating capacity of a thermoelectric battery (TEB) was studied. Comparison of calculated and experimental data. **Conclusion.** The results of research have shown the effectiveness of the use of the developed device for the implementation of thermal procedures in the treatment of felon in terms of efficiency, versatility, impact reliability, comfort and accuracy of maintaining temperature conditions. It is shown that it is possible to increase the efficiency of the device using a combination of thermopile operation modes (maximum cooling capacity and maximum coefficient of performance), as well as improving the intensity of heat removal from its reference junctions.

Keywords: thermoelectric device, felon, model, numerical experiment, experimental stand, field tests, optimization

Введение. В последние годы отмечается значительный рост гнойно-воспалительных заболеваний кисти – разновидностей панариция и флегмон. По статистическим данным [1] гнойные заболевания пальцев и кисти занимают первое место по частоте среди всех гнойных процессов. От всех первичных больных, обращающихся к хирургу, больные с панарициями и флегмонами кисти составляют от 15% до 31%.

Результаты традиционного хирургического лечения нагноившихся ран, а также открытых переломов фаланг пальцев и кисти, во многих случаях неудовлетворительны из-за частых повторных операций (17,1%), ампутаций пальцев (7,1%) и неблагоприятных функциональных и эстетических исходов. Повторные операции приводят к инвалидности у больных. Как правило, любая форма панариция сопровождается спонтанными болевыми ощущениями в области поражения. При далеко зашедшем процессе воспаления может распространиться на весь палец или на всю кисть, что вызовет существенные осложнения при последующем лечении. В амбулаторной практике для лечения панариция в начальном периоде (серозно-инфильтративной фазе) предложены разнообразные консервативные средства: ручные ванны, мазевые повязки, водочные компрессы, спиртовые ванночки [2].

Особое место в лечении ранних форм панариция и флегмоны кисти занимают ручные ванны [3]. Однако известно, что горячие ручные ванны, независимо от состава водной среды, способствуют отеку и набряканию воспаленных тканей пальцев и кисти, усиливают застойные явления в очаге воспаления, ухудшают микроциркуляцию, способствуют форсированному накоплению в очаге воспаления продуктов метаболизма и в целом негативно сказываются на результатах лечения.

Для консервативного лечения панариция также применяются новокаиновые блокады, инфильтрация очага поражения 1%-ным раствором диоксида, рентгенотерапия аппликация радиоактивного кобальта, ультразвук, лазерное воздействие [4-9]. Однако из-за этиопатогенетической необоснованности лечебного действия перечисленных средств, низкой их терапевтической эффективности, громоздкости и технической сложности применения они не имеют широкого распространения в лечебной практике.

Для лечения начальных форм панариция предлагается местная пролонгированная гипотермия [10]. Она в серозно-инфильтративной фазе панариция и флегмоны кисти обладает мощным этиопатогенетическим лечебным эффектом и позволяет клинически дифференцировать фазу серозной инфильтрации от гнойно-воспалительных изменений в тканях. Здесь необходимо отметить, что техническая реализация данного метода недостаточна. К недостаткам существующих современных средств гипотермии следует отнести отсутствие точной регулировки температуры и длительности воздействия, невозможность реализации контрастных процедур, связанных с попеременным нагревом и охлаждением пораженной зоны, «не комфортное» восприятие процедур пациентами.

Постановка задачи. Целесообразным является разработка новых технических средств для проведения таких процедур, имеющих высокие эксплуатационные показатели. С точки зрения эффективности, универсальности и надежности работы в данном отношении выгодным является применение термоэлектрических приборов и устройств.

В последнее время в нашей стране и за рубежом уделяется большое внимание вопросу создания и использования термоэлектрических преобразователей энергии для различных отраслей медицины, в которых возможна реализация методик теплового лечения заболеваний [11-14]. Данный интерес обусловлен существенными преимуществами термоэлектрической техники [15], которые состоят в высокой надежности устройств, их компактности, экологичности и бесшумности, возможности быстрого перехода из режима охлаждения в режим нагрева, независимости проводимых процедур от положения прибора в пространстве и др. Однако применительно к области медицины, касающейся лечения гнойных заболеваний пальцев кисти, термоэлектрические устройства в настоящее время не используются.

При значительном прогрессе в термоэлектрической технике работы по приборам подобного типа практически отсутствуют, не разработаны в полной мере их теоретические основы, не указаны эффективные режимы работы, не определены области целесообразного применения и т.д. В связи с этим целью работы является разработка термоэлектрического прибора для лечения панариция, его математическое моделирование, экспериментальные испытания лабораторного макета устройства, исследование теплофизических процессов, протекающих в нем.

Методы исследования. Конструкция прибора [16] представлена на рис.1, а его внешний вид на рис.2. Устройство состоит из корпуса 1, по бокам которого выточены отверстия 2 для прохождения потоков воздуха, металлического стакана для лечебного раствора 3 и подставки под кисть пациента 4 в форме «грибка», установленной с возможностью регулирования высоты ножки 5. На внешней поверхности металлического стакана 3 установлены термоэлектрические батареи (ТЭБ) 6, опорные спаи которых сопряжены с пластинчатым радиатором 7. В корпусе 1 установлен вентилятор 8 с возможностью обдува отверстия 9, выполненного в центре пластинчатого радиатора 7.

В едином корпусе 1 с подставкой под кисть пациента 3 установлены пять металлических стаканов 2, расположенных симметрично относительно оси симметрии корпуса, при этом стакан для большого пальца расположен на оси симметрии напротив остальных. Устройство со-

держит емкость для лечебного раствора 10, которая соединена трубками 11,12,13 со всеми стаканами.

Устройство работает следующим образом. Врач задает на блоке автоматики температурный и временной режимы процедуры. Вращением подставки 4 задается ее высота таким образом, чтобы пальцы пациента были погружены в соответствующие стаканы 3. В емкость 10 заливается лечебный раствор до уровня, чтобы в нем оказались первые фаланги каждого пальца. После включения устройства ТЭБ 6 начинают изменять температуру стаканов в соответствии с заданной программой. Наличие пластинчатого радиатора 7 с принудительным охлаждением, отводящего тепло от опорных спаев ТЭБ 6, позволяет проводить процедуру необходимой продолжительности. По окончании процедуры блок автоматики выключает устройство.

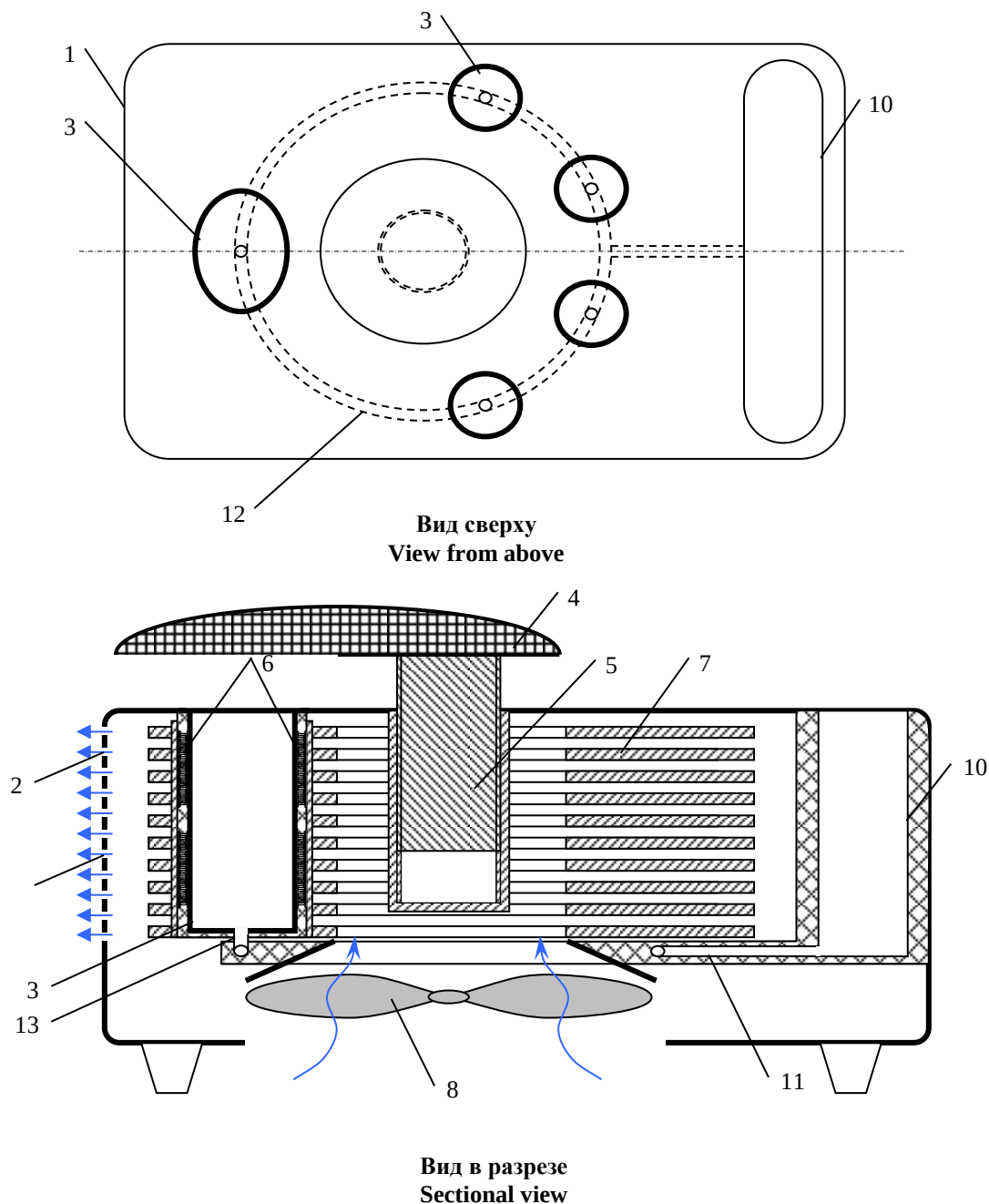


Рис.1 Структурная схема устройства для лечения панариция
Fig.1. The block diagram of the device for the treatment of felon



Рис.2. Внешний вид макета устройства для лечения панариция
Fig.2. The appearance of the layout of the device for the treatment of felon

Данная конструкции проста в изготовлении и эксплуатации, может обеспечить контрастное тепловое воздействие и может использоваться как в стационаре, так и на дому у пациента.

Математическая модель устройства.

Тепловая схема разработанного прибора имеет вид, представленный на рис.3 [14].

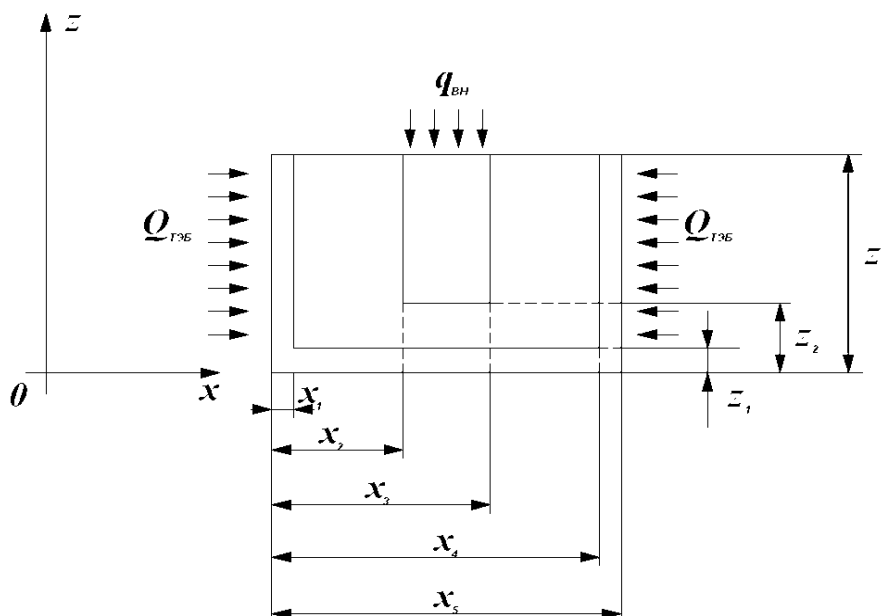


Рис.3. Тепловая схема фрагмента термоэлектрического устройства для лечения панариция в двумерной постановке задачи
Fig.3. Thermal scheme of a fragment of a thermoelectric device for the treatment of felon in a two-dimensional formulation of the problem

Здесь каждый из объектов воздействия 3 (пораженный участок пальца), выделяющий в единицу времени количество теплоты $Q_{\text{вн}}$ помещен в лечебный раствор (перманганат калия 15%) 2, в свою очередь, находящийся в специальной емкости 1, с двух боковых поверхностей контактирующей с термоэлектрической батареей (ТЭБ) 4, имеющей холодопроизводительность $Q_{\text{ТЭБ}}$. Съем теплоты с горячих спаев ТЭБ осуществляется с помощью воздушных радиаторов, обдуваемых вентилятором.

Предполагается, что теплообмен в лечебном растворе осуществляется в основном за счет теплопроводности, что справедливо для малых объемов емкости с жидкостью. Рассматривается двумерная задача, которая приемлема в случае тепловой изоляции двух боковых поверхностей, с которыми не контактируют ТЭБ.

Математическая формулировка задачи в соответствии с тепловой схемой записывается следующим образом:

$$\begin{aligned} a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + a_1 \frac{\partial^2 T_1}{\partial z^2} &= \frac{\partial T_1}{\partial \tau}; \\ a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + a_2 \frac{\partial^2 T_2}{\partial z^2} &= \frac{\partial T_2}{\partial \tau} \\ a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + a_3 \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} + \frac{Q_{\text{вн}}}{c_3 \rho_3} &= \frac{\partial T_3}{\partial \tau}; \end{aligned} \quad (1)$$

$$T_1, T_2 = T_{\text{ср}}; T_3 = 36,6^\circ\text{C при } \tau = 0;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} = Q_{\text{ТЭБ}} \text{ при } x=0; 0 < z < z_3;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} = Q_{\text{ТЭБ}} \text{ при } x=x_5; 0 < z < z_3;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial z} = 0 \text{ при } z=0; 0 < x < x_5;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial z} = \begin{cases} Q_{\text{вн}} \text{ при } z = z_3; x_2 \leq x \leq x_3 \\ \alpha(T_1 - T_{\text{ср}}) \text{ при } z = z_3 0 < x < x_2 \text{ и } x_3 < x < x_5 \end{cases}; \quad (2)$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} \text{ при } x=x_1; z_1 < z < z_3;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} \text{ при } x=x_4; z_1 < z < z_3;$$

$$\lambda_1 \frac{\partial T_1}{\partial z} = \lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial z} \text{ при } z=z_1; x_1 < x < x_4;$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial x} \text{ при } x=x_2; z_2 < z < z_3;$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial x} \text{ при } x=x_3; z_2 < z < z_3;$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial z} = \lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial z} \text{ при } z=z_2; x_2 < x < x_3.$$

где T_1, T_2, T_3 – температуры емкости, лечебного раствора, биологического объекта;

a_1, a_2, a_3 – коэффициенты температуропроводности емкости, лечебного раствора, биологического объекта;

$\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – коэффициенты теплопроводности емкости, лечебного раствора, биологического объекта;

c_3 – удельная теплоемкость биологического объекта; ρ_3 – плотность биологического объекта;

$S_{\text{бо}}$ – площадь поперечного сечения объекта воздействия;

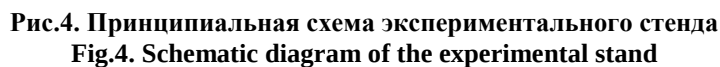
$T_{\text{ср}}$ – температура окружающей среды;

α – коэффициент теплообмена с окружающей средой.

Решение системы уравнений (1)-(2) осуществлено методом конечных элементов в пакете прикладных программ Elcut. Характеристики ТЭБ (ток питания, напряжение, размеры) и их тип определяются исходя из значений холодопроизводительности, полученных на этапе численного моделирования из стандартных типоразрядных рядов фирм - производителей термоэлектрической техники [17-20].

Экспериментальный стенд и методика проведения измерений.

Для проверки адекватности математической модели проведены экспериментальные исследования опытного макета прибора. Измерения проводились на стенде, структурная схема которого изображена на рис.4.



На рис.4: 1 - корпус прибора, 2 - металлические стаканы для пальцев, 3 - емкость для лечебного раствора, 4 - соединительные трубки, 5 - ТЭБ, 6 - вентиляторный агрегат. Макет устройства изготовлен из дюралюминия, его размеры: длина 240 мм, ширина - 200 мм, высота - 150 мм. В качестве ТЭБ в использованы стандартные термоэлектрические модули типа ТЭБ ТВ-63-1.0-2.0 (изготовитель – инженерно-производственная фирма Криотерм [17]).

В качестве имитатора лечебного раствора использовался раствор перманганата калия в воде. При проведении экспериментальных исследований лабораторный макет помещался в теплоизолированную климатическую камеру 7, температура и относительная влажность в которой регулируется блоком управления 8, связанным с датчиком температуры и влажности 9, показания которого регистрируются цифровым табло 10. Питание ТЭБ осуществлялось источником электрической энергии 11. Для проведения измерений использовались встроенные в источник электрической энергии амперметр и вольтметр, а также многоканальный измеритель ИРТМ 2402/ МЗ 12, подключенный к ПЭВМ.

В ходе эксперимента определялись напряжение и ток на ТЭБ, температура окружающей среды, температуры в контрольных точках опытного образца ТЭС. Измерения температуры проводились посредством медь-константановых термопар 13, опорные спаи которых размещались в сосуде Дьюара, а сигнал снимался измерителем ИРТМ 2402/ МЗ 12 и выводился на ПЭВМ 14.

Термопары размещались на опорных и рабочих спаях ТЭБ, в имитаторе лечебного раствора внутри емкости и металлических стаканов, крепились к пальцам пациента, а также располагались в окружающей среде. Перед проведением эксперимента проверялась надежность

тепловых и электрических контактов. Опыты проводились сериями по пять экспериментов в идентичных условиях.

Обсуждение результатов. Исследования производились в соответствии с требуемыми режимами проведения лечебных процедур: температура лечебного раствора – от 280 до 309 К, продолжительность воздействия – от 5 до 15 мин., возможность чередования охлаждения и нагрева биологического объекта. В качестве исходных данных при расчетах принимались следующие значения: $\lambda_1 = 45,4$ Вт/(м·К), $\lambda_2 = 0,6$ Вт/(м·К), $\lambda_3 = 0,439$ Вт/(м·К), $C_1 = 480$ Дж/(кг·К), $C_2 = 4200$ Дж/(кг·К), $C_3 = 3458$ Дж/(кг·К), $\rho_1 = 7850$ кг/м³, $\rho_2 = 1000$ кг/м³, $\rho_3 = 1041$ кг/м³, $T_{cp} = 295$ К. Геометрические размеры фрагмента устройства и биологического объекта, отрисованных в пакете прикладных программ, приведены на рис.5, где все размеры даны в мм. Результаты расчетов представлены на рис.6-9. На рис.6 показано двумерное температурное поле фрагмента термоэлектрического устройства в стационарном режиме при наличии на его двух противоположных боковых гранях теплового потока (от ТЭБ) $q_{ТЭБ} = 1500$ Вт/м².

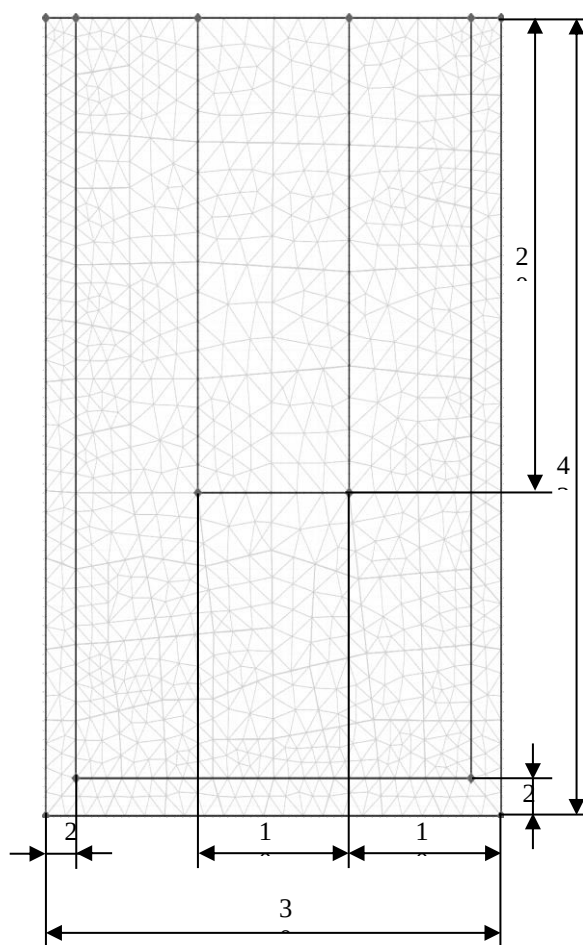


Рис.5. Модель единичного блока устройства с конечноэлементной сеткой и размерами
 Fig.5. Model of a single unit of a device with a finite element mesh and dimensions

На рис.6 рассмотрено распределение температуры в системе вдоль ее поперечной оси. Помимо случая, соответствующего условиям рис.6, приведены также зависимости изменения температуры по поперечной оси устройства при $q_{ТЭБ} = 1250$ Вт/м² и $q_{ТЭБ} = 1000$ Вт/м². Согласно представленным данным изменение температуры по стенке емкости незначительно (десятые доли градуса), что связано с высоким коэффициентом теплопроводности материала и ее малой толщиной. Максимум температуры приходится на центральную часть биологического объекта и

при $q_{ТЭБ} = 1500 \text{ Вт/м}^2$ составляет 281 К, $q_{ТЭБ} = 1250 \text{ Вт/м}^2$ – 286,5 К, $q_{ТЭБ} = 1000 \text{ Вт/м}^2$ – 292 К. Значения температуры областей, соответствующих в модели кожному покрову (2 мм по краям биологического объекта) при указанных величинах теплового потока имеют величину 280,3 К, 286 К и 291,5 К. По зависимостям также могут быть оценены тепловые потери по лечебному раствору. Для данного случая их величина примерна одинакова для всех трех значений теплового потока и составляет 0,625 К/мм.

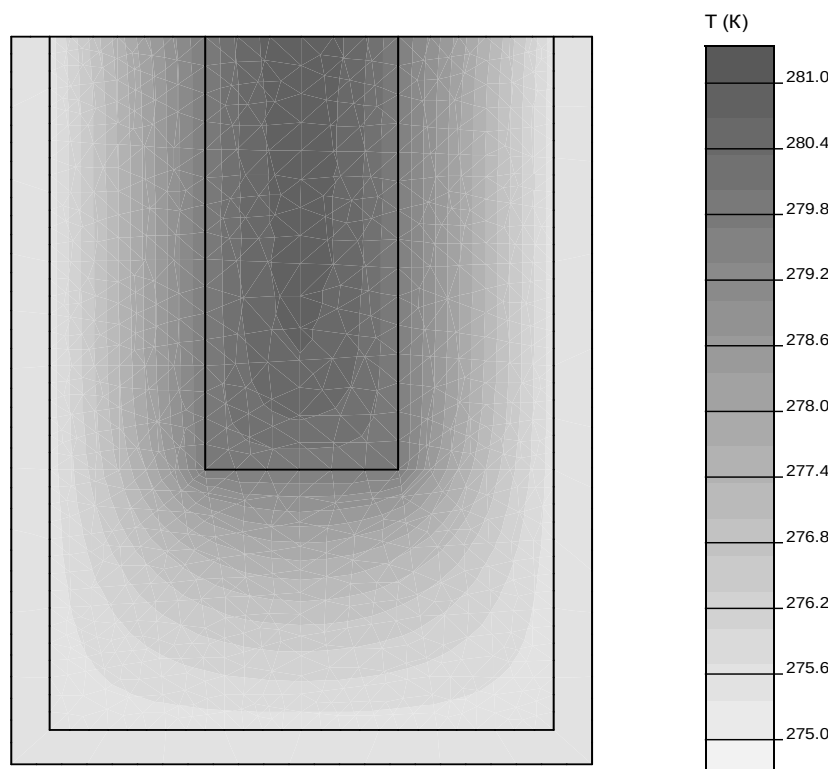


Рис.6. Двумерное температурное поле фрагмента термоэлектрического устройства для лечения панариция в стационарном режиме при $q_{ТЭБ} = 1500 \text{ Вт/м}^2$

Fig.6. Two-dimensional temperature field of a fragment of a thermoelectric device for the treatment of felon in stationary mode at W / m^2

Зависимости, изображенные на рис.7, соответствуют случаю, когда тепловой поток, создаваемый ТЭБ на противоположных поверхностях устройства одинаков.

В случае, когда это условие не соблюдается, симметричность температурного поля в системе прибор-объект воздействия нарушается. Причем тем сильнее, чем сильнее различие в тепловой нагрузке на поверхностях устройства. В соответствии с условиями проведения медицинских процедур данное явление является нежелательным и при проектировании прибора и подборе ТЭБ должно учитываться. Для анализа динамических характеристик термоэлектрического устройства исследовано изменение температуры различных точек системы прибор-объект воздействия во времени при различных величинах тепловой нагрузки на боковых гранях. На рис.8 представлены графики зависимости изменения температуры биологического объекта по центральной поперечной оси прибора во времени при $q_{ТЭБ} = 1500 \text{ Вт/м}^2$, $q_{ТЭБ} = 1250 \text{ Вт/м}^2$ и $q_{ТЭБ} = 1000 \text{ Вт/м}^2$.

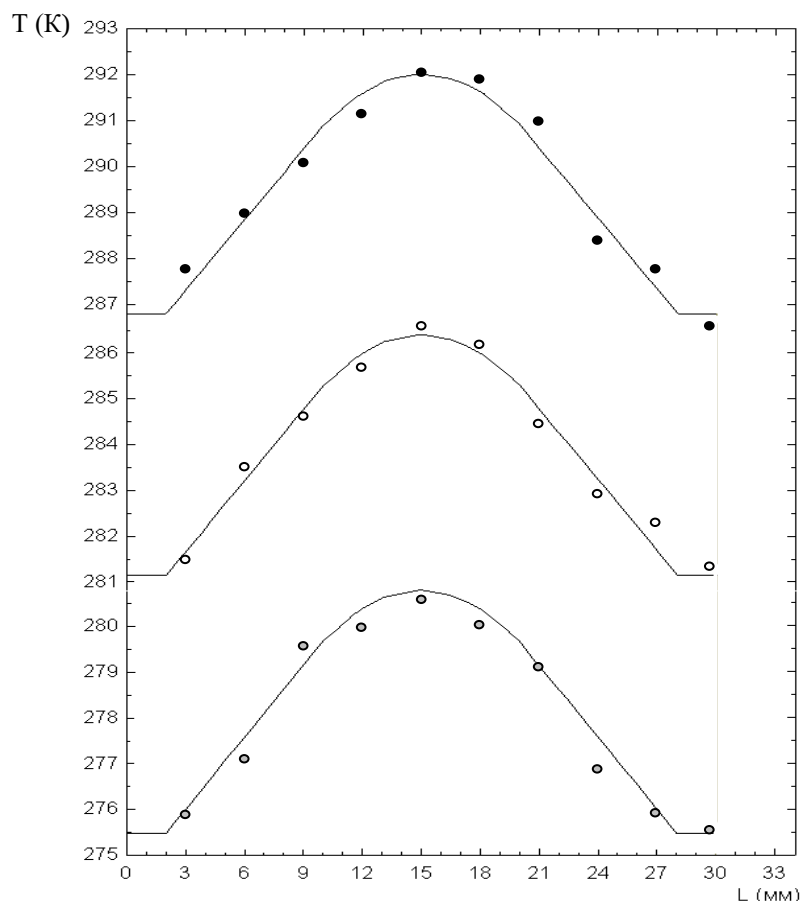


Рис.7. Распределение температуры во фрагменте термоэлектрического устройства для лечения панариция вдоль его поперечной оси

1 - $q_{TЭБ} = 1500$ Вт/м², 2 - $q_{TЭБ} = 1250$ Вт/м², $q_{TЭБ} = 1000$ Вт/м²

Fig.7. Temperature distribution in a fragment of a thermoelectric device for the treatment of felon along its transverse axis

Согласно результатам расчета продолжительность выхода прибора на стационарный режим работы лежит в удовлетворительных пределах. Для случая, соответствующего рисунку, время, необходимое для стабилизации температуры устройства и биологического объекта, составляет порядка 16 мин. Данное обстоятельство необходимо учитывать при проведении медицинских процедур, то есть целесообразным является включение прибора до проведения процедуры с целью вывода его на рабочий режим и уже затем проведения лечения. При этом увеличение мощности ТЭБ вплоть до максимального значения, соответствующего оптимальной величине тока питания, понижает температуру всех точек системы прибор - биологический объект. В соответствие с расчетными данными при значениях $q_{TЭБ} = 1500$ Вт/м², $q_{TЭБ} = 1250$ Вт/м² и $q_{TЭБ} = 1000$ Вт/м² температура биологического объекта снижается до 281, 283 и 284 К. Дальнейшее увеличение силы тока вызывает превалирование теплоты Джоуля над теплотой Пельтье в термоэлементах, увеличивающее температуру объекта воздействия. Таким образом, при фиксированной температуре горячих спаев ТЭБ предельное снижение температуры каждой точки устройства и биологического объекта ограничено величиной оптимального для данного типа ТЭБ тока питания. Получить более глубокое снижение температуры в системе можно, уменьшив температуру горячих спаев ТЭБ за счет использования специальных систем теплосъема.

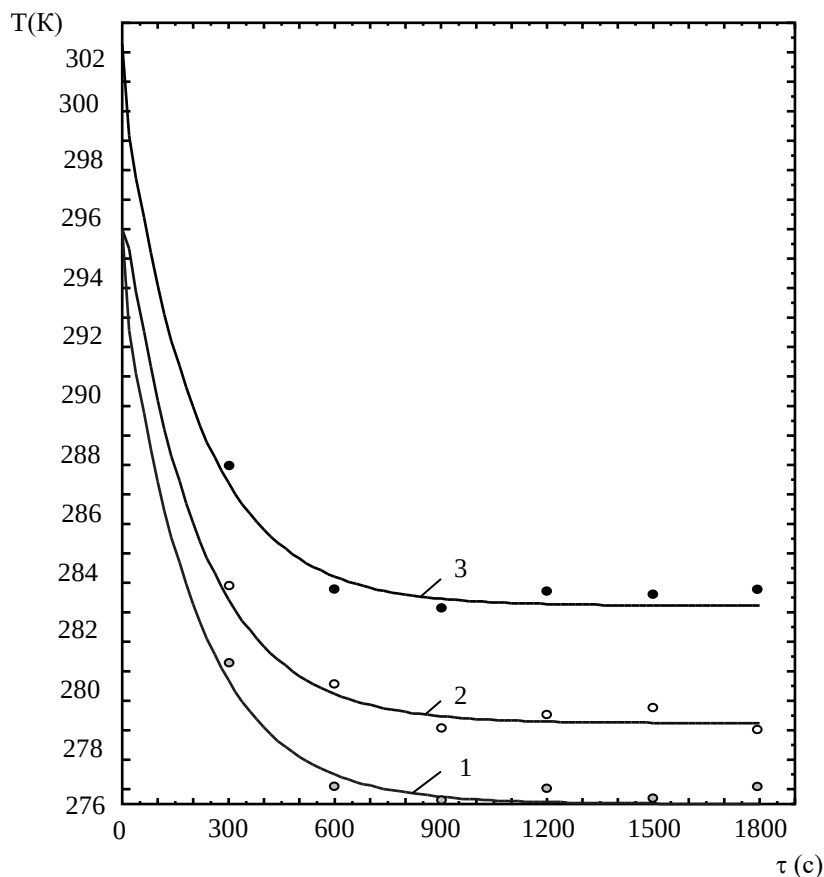


Рис.8. Изменение температуры биологического объекта во времени при различных величинах холодопроизводительности ТЭБ

1- $q_{TЭБ} = 1500 \text{ Вт/м}^2$, 2- $q_{TЭБ} = 1250 \text{ Вт/м}^2$, 3- $q_{TЭБ} = 1000 \text{ Вт/м}^2$

Fig.8. Change in temperature of a biological object over time at various values of the thermopile cooling capacity

Представляет интерес анализ работы термоэлектрического устройства в режиме контрастного теплового воздействия, связанного с чередованием охлаждения и нагрева лечебного раствора и биологического объекта.

На рис.9 показано изменение температуры биологического объекта во времени для такого режима процедур. Рассмотрен один цикл контрастного воздействия: снижение температуры объекта, а затем ее повышение. В зависимости от лечебной методики цикл может быть повторен несколько раз. В соответствии с расчетными данными с помощью исследуемого устройства лечебная процедура контрастного теплового воздействия может быть реализована в полной мере. Продолжительность смены одного режима воздействия на другой не велика. На графиках, изображенных, на рис.8 она составляет порядка 15 мин.

Здесь следует заметить, что для ускорения смены режимов воздействия может быть использован кратковременный форсированный режим работы ТЭБ. В момент переключения прибора, например с режима охлаждения, на нагрев, может быть увеличена кратковременно мощность ТЭБ, которая затем после выхода устройства на режим работы будет снижена до значения, необходимого для поддержания температуры на необходимом уровне, соответственно лечебной процедуре.

Максимальное расхождение результатов расчета и натурных испытаний лабораторного макета устройства не превышает 7-7,5 °С. Наибольшее отклонение расчетных данных от эксперимента наблюдается, в основном, в промежутке времени, связанном с выходом устройства на режим, что определяется влиянием окружающей среды и неидеальной тепловой изоляцией системы «прибор-объект воздействия», а также некоторым разбросом параметров ТЭБ и изме-

рительных приборов. Причем в случае охлаждения экспериментальные данные имеют несколько большее значение, чем расчетные, а в случае нагрева – меньшее значение на всем диапазоне измерений.

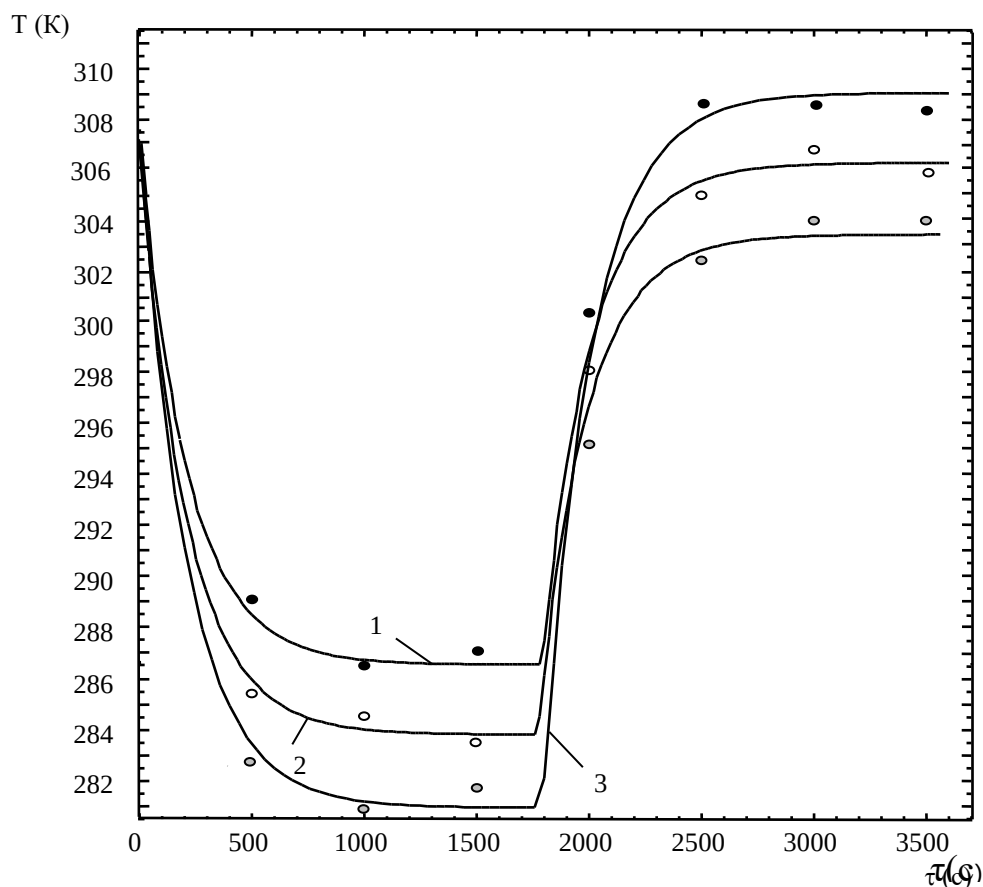


Рис.9. Изменение температуры биологического объекта во времени при контрастных процедурах для различных мощностей ТЭБ

1- $q_{TЭБ} = 500 \text{ Вт/м}^2$, 2- $q_{TЭБ} = 800 \text{ Вт/м}^2$, 3- $q_{TЭБ} = 1100 \text{ Вт/м}^2$

Fig.9. Change in temperature of a biological object over time with contrasting procedures for different thermopile powers

Данное обстоятельство, на наш взгляд, связано с неидеальностью тепловой изоляции, что не удовлетворяет условиям, принятым в математической модели, и соответственно, теплопритокам к устройству.

Вывод. Установлено, что в амбулаторной практике для лечения панариция в серозно-инфильтративной фазе эффективным является использование тепловых процедур, связанных с нагревом и охлаждением пораженного участка. Предложено термоэлектрическое устройство для проведения таких процедур, отличающееся возможностью как равномерного, так и контрастного теплового воздействия. Разработана математическая модель устройства, реализованная на основе решения нестационарной двумерной задачи теплопроводности для системы сложной конфигурации с граничными условиями второго и третьего рода. Для проверки адекватности математической модели выполнены экспериментальные исследования прибора на специально разработанном стенде.

Результаты исследований показали эффективность применения разработанного устройства для реализации тепловых процедур при лечении панариция в части эффективности, универсальности, надежности воздействия, комфортности и точности поддержания температурных режимов работы. Показано, что повысить эффективность работы прибора возможно, используя комбинирование режимов работы ТЭБ (максимальной холодопроизводительности и макси-

мального холодильного коэффициента), а также улучшив интенсивность теплоотвода от его опорных спаев.

Библиографический список:

1. Конычев А.В. Гнойно-воспалительные заболевания верхней конечности. СПб.: Невский диалект, 2002. - 352 с.
2. Ежов В.В. Физиотерапия и физиопрофилактика как методы и средства сохранения и восстановления здоровья // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 4. - С.33-36.
3. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 6. - С.3-10.
4. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. - 2013. - № 38. - P. 186-191.
5. Jolanta Krukowska, Adam Lukasiak, Jan Czernicki Impact of magneto stimulation on nerve and muscle electrical excitability in patients with increased muscle tone // Polish annals of medicine. - 2012 - №19. - P. 15-20.
6. Tiffany Field. Massage therapy research review // Complementary therapies in clinical practice. - 2016. - № 24. - P. 19-31.
7. Verhagen John. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review // Journal of physiotherapy. - 2015. - № 61. - P. 106-116.
8. Hua Zhang, Hong Chen, Hao Wang, Duoduo Li, Baolin Jia, Zhongjian Tan, Bin Zheng, Zhiwen Weng. Effect of Chinese tuina massage therapy on resting state brain functional network of patients with chronic neck pain // Journal of traditional Chinese medical sciences. 2015. №2. pp. 60-68.
9. Мелешевич А.В. Панариций и флегмона кисти. - Учебное пособие по курсу "Хирургия". Гродно: ГрГУ, 2002. - 185 с.
10. Бадиков А.Д. Аппликационная бета-терапия в комплексном лечении панариция в амбулаторных условиях // Автореф. канд. мед. наук. - СПб.: ГОУ ВПО "Военно-медицинская академия", 2005. - 136 с.
11. 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.
12. Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Investigation of thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx // Journal of Thermoelectricity. 2015. № 2. P. 77-86.
13. Анатычук Л.И., Денисенко О.И., Кобылянский Р.Р., Каденюк Т.Я. Об использовании термоэлектрического охлаждения в дерматологии и косметологии // Термоэлектричество. - 2015. - № 3. - С.57-71.
14. Исмаилов Т.А., Евдулов Д.В., Евдулов О.В., Абдулхакимов У.И. Термоэлектрическая система для проведения тепловых косметологических процедур на лице // Медицинская техника. - 2017. - №4. - С. 38-42.
15. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Термоэлектрические преобразователи энергии. - Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. - 376 с.
16. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазамова М.А., Гидуримова Д.А. Экспериментальные исследования термоэлектрического устройства для лечения панариция // Термоэлектричество. - 2013. № 4. С. 89-96.
17. <http://www.kryotherm.ru> (дата доступа 05.10.2018).
18. <http://www.osterm.ru> (дата доступа 05.10.2018).
19. <http://www.marlow.com> (дата доступа 05.10.2018).
20. <http://www.melcor.com> (дата доступа 05.10.2018).

References:

1. Konychev A.V. Gnoyno-vospalitel'nyye zabolevaniya verkhney konechnosti. SPb.: Nevskiy dialekt, 2002. - 352 s. [Konychev A.V. Purulent-inflammatory diseases of the upper limb. SPb.: Nevsky dialect, 2002. - 352 p.]
2. Yezhov V.V. Fizioterapiya i fizioprofilaktika kak metody i sredstva sokhraneniya i vosstanovleniya zdorov'ya // Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. - 2011. - № 4. - С.33-36. [Ezhov V.V. Physiotherapy and physiotherapy as methods and means of maintaining and restoring health // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2011. № 4. P.33-36. (in Russ.)]
3. Zubkova S.M. Rol' teplovoy komponenty v lechebnoy deystvii fizicheskikh faktorov // Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. - 2011. - № 6. - С.3-10. [Zubkova S.M. The role of heat components in the therapeutic action of physical factors // Physiotherapy, balneology and rehabilitation. 2011. № 6. P.3-10. (in Russ.)]
4. Miroslav Savic, Borut Fonda, Nejc Sarabon, Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // Journal of thermal biology. - 2013. - № 38. - P. 186-191.
5. Jolanta Krukowska, Adam Lukasiak, Jan Czernicki Impact of magneto stimulation on nerve and muscle electrical excitability in patients with increased muscle tone // Polish annals of medicine. - 2012 - №19. - P. 15-20.
6. Tiffany Field. Massage therapy research review // Complementary therapies in clinical practice. - 2016. - № 24. - P. 19-31.

7. Verhagen John. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review // Journal of physiotherapy. - 2015. - № 61. - P. 106-116.
8. Hua Zhang, Hong Chen, Hao Wang, Duoduo Li, Baolin Jia, Zhongjian Tan, Bin Zheng, Zhiwen Weng. Effect of Chinese tuina massage therapy on resting state brain functional network of patients with chronic neck pain // Journal of traditional Chinese medical sciences. - 2015. - №2. - P. 60-68.
9. Meleshevich A.V. Panaritium and phlegmon of the hand. - The manual for the course "Surgery". Grodno: GrSU, 2002. - 185 p.
10. Badikov A.D. Applikatsionnaya beta-terapiya v kompleksnom lechenii panaritsiya v ambulatornykh uslovi-yakh // Avtoref. kand. med. nauk. - SPb.: GOU VPO "Voyenno-meditsinskaya akademiya", 2005. - 136 s.[Badikov A.D. Applied beta-therapy in the complex treatment of felon in outpatient conditions // Aut. Cand. honey. sciences. - SPb.: GOU VPO "Military Medical Academy", 2005. - 136 p. (in Russ.)]
11. Ismailov T.A., Yevdulov O.V., Aminov G.I., Yusufov SH.A. Pribory dlya lokal'nogo temperaturnogo vozdeystviya na chelovecheskiy organizm // Izvestiya vuzov. Severo-Kavkazskiy region. Tekhnicheskiye nauki. - 2003. - №2. - S. 3-6[Ismailov T.A., Evdulov O.V., Aminov G.I., Yusufov Sh.A. Devices for local temperature effects on the human body // News of universities. North Caucasus region. Technical science. 2003. №2. p. 3-6. (in Russ.)]
12. Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Investigation of the Thermoelectric System; freezing of tissues of the larynx // Journal of Thermoelectricity. 2015. № 2. pp. 77-86.
13. Anatychuk L.I., Denisenko O.I., Kobylansky RR, Kadenyuk T.Ya. About use thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology // Thermoelectricity. 2015. № 3. pp.57-71. (in Russ.)]
14. Ismailov T.A., Yevdulov D.V., Yevdulov O.V., Abdulkhakimov U.I. Termoelektricheskaya sistema dlya provedeniya teplovykh kosmetologicheskikh protsedur na litse // Meditsinskaya tekhnika. - 2017. - №4. - S. 38-42. [Ismailov T.A., Evdulov D.V., Evdulov O.V., Abdulkhakimov U.I. Thermoelectric system for conducting thermal cosmetological procedures on the face // Medical equipment. 2017. №4. pp. 38-42. (in Russ.)]
15. Anatychuk L.I. Thermoelectricity. Thermoelectric energy converters. - Kiev, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity, 2003. - 376 p.
16. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Khazamova M.A., Gidurimova D.A. Experimental studies of a thermoelectric device for the treatment of felon // Thermoelectricity. 2013. № 4. p. 89-96.
17. <http://www.kryotherm.ru> (access date 05/10/2018).
18. <http://www.osterm.ru> (access date 05/10/2018).
19. <http://www.marlow.com> (access date 05/10/2018).
20. <http://www.melcor.com> (access date 05/10/2018).

Сведения об авторах:

Дворянчиков Василий Иванович – доктор технических наук, ведущий научный сотрудник.

Магомедова Кумсият Ахмедулбадавиевна – аспирант, кафедра теоретической и общей электротехники.

Магомедов Давуд Ахмеднабиевич – доктор технических наук, доцент, профессор, кафедра биотехнические и медицинские аппараты и системы.

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

Information about the authors:

Vasily I. Dvoryanchikov - Dr. Sci. (Technical), Leading Researcher.

Kumsiyat A. Magomedova - Graduate student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Davud A. Magomedov - Dr. Sci. (Technical), Assoc. Prof., Department of biotechnical and medical devices and systems.

Igramidin Sh. Mispakhov - Senior Lecturer, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию 12.10.2018.

Принята в печать 22.11.2018.

Conflict of interest.

The authors declare no conflict of interest.

Received 12.10.2018.

Accepted for publication 22. 11.2018.