

Для цитирования: Евдулов О.В., Кадирова Д.К., Магомедова С.Г., Рагимова Т.А., Хазамова М.А. Модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на область стопы. Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2018; 45 (1): 60-72. DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-1-60-72

For citation: Evdulov O.V., Kadirova D.K., Magomedova S. G., Ragimova T.A., Khazatova M.A. Model of thermoelectric device for heat impact on feet. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2018; 45 (1): 60-72. (In Russ.) DOI:10.21822/2073-6185-2018-45-1-60-72

ТЕХНИЧЕСКИЕ НАУКИ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЕ, МЕТАЛЛУРГИЧЕСКОЕ И ХИМИЧЕСКОЕ МАШИНОСТРОЕНИЕ

УДК: 621.362: 537.322

DOI: 10.21822/2073-6185-2018-45-1-60-72

МОДЕЛЬ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ТЕПЛООВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ОБЛАСТЬ СТОПЫ

Евдулов О.В.¹, Кадирова Д.К.⁴, Магомедова С.Г.⁵, Рагимова Т.А.², Хазамова М.А.³

¹⁻⁵ Дагестанский государственный технический университет,

¹⁻⁵ 367026, г. Махачкала, пр. Имама Шамиля, 70, Россия,

¹ e-mail: ole-ole-ole@rambler.ru; ² e-mail: ragimovatamila@yandex.ru;

³ e-mail: kaftoe2016@yandex.ru; ⁴ e-mail: kadirova.djamilya@yandex.ru;

⁵ e-mail: saratmag05@yandex.ru.

Резюме. Цель. Целью исследования является моделирование теплофизических процессов, происходящих при проведении тепловых лечебных процедур на стопу с использованием технического средства, в котором в качестве источника тепла и холода выступает термоэлектрическая батарея (ТЭБ). **Метод.** Разработана физическая модель теплового воздействия на стопу посредством устройства, исполнительным элементом в котором является термоэлектрическая батарея. Рассмотрены различные варианты проведения процедур, отличающиеся зоной теплового воздействия, а также наличием и отсутствием гранулята. Для наиболее общего случая создана математическая модель, построенная на основе численного решения нестационарной задачи теплопроводности слоистой системы. В качестве численного метода решения системы дифференциальных уравнений использован метод Галеркина, характеризующийся высокой точностью и эффективностью. **Результат.** Получены графики зависимости изменения температуры по толщине системы: устройство - стопа при различных величинах теплового потока; изменения температуры отдельных частей системы во времени; распределения температуры по толщине стопы при различных величинах слагаемого, определяющего неплотность ее контакта с гранулятом. **Вывод.** Разработанная модель термоэлектрического устройства для теплового воздействия на область стопы позволяет всесторонне исследовать процессы теплообмена при проведении физиотерапевтических процедур, осуществить подбор термоэлектрической батареи с требуемыми характеристиками, а также определить режимы работы прибора. Установлено, что продолжительность выхода в стационарный режим всех точек системы: прибор - биологический объект определяет приемлемые инерционные свойства устройства. При использовании при проведении процедур гранулята необходимо учитывать потери мощности при подборе режимов питания термоэлектрической батареи.

Ключевые слова: термоэлектрическое устройство, стопа, теплопередача, охлаждение, нагрев, модель, численный эксперимент

TECHNICAL SCIENCE
POWER, METALLURGICAL AND CHEMICAL MECHANICAL ENGINEERING

MODEL OF THERMOELECTRIC DEVICE FOR HEAT IMPACT ON FEET

*Oleg V. Evdulov*¹, *Dzhamilya K. Kadirova*⁴, *Sarat G. Magomedova*⁵,
*Tamila A. Ragimova*², *Madina A. Khazamova*³

¹⁻⁵Daghestan State Technical University,

¹⁻⁵70 I. Shamilya Ave., Makhachkala 367026, Russia,

¹e-mail:ole-ole-ole@rambler.ru; ²e-mail:ragimovatamila@yandex.ru;

³e-mail:kaftoe2016@yandex.ru; ⁴e-mail:kadirova.djamilya@yandex.ru;

⁵e-mail:saratmag05@yandex.ru.

Abstract Objectives. The aim of the study is to simulate the thermophysical processes occurring during thermal treatment procedures applied to the human foot using a technical apparatus in which a thermoelectric battery (TEB) acts as a source of heat and cold. **Methods.** A physical model of thermal impact on the human foot is developed by means of a device whose actuating element consists of a thermoelectric battery. Different procedural versions, varying by the zone of thermal influence as well as by the presence and absence of granulates, are considered. For the most general case, a mathematical model is constructed, based on a numerical solution of the nonstationary heat conduction problem of a layered system. As a numerical method for solving a system of differential equations, the Galerkin method, characterised by high accuracy and efficiency, is used. **Results.** The graphs of the temperature variation dependency on the “device-foot” system thickness for various heat flow values are obtained, as well as the temperature changes of system individual parts over time and the temperature distribution along the thickness of the foot for various values of the summand determining the looseness of its contact with the granulate. **Conclusion.** The developed model of a thermoelectric device for thermal action on the foot area allows a comprehensive study of the heat exchange processes during physiotherapeutic procedures to be carried out, a thermoelectric battery with the required characteristics to be selected as well as the modes of device's operation to be determined. It is established that the duration of the steady-state output of all points of the “device-biological object” system determines the acceptable inertial properties of the device. When a granulate is used during the procedures, it is necessary to take into account the power losses when selecting the thermoelectric battery power modes.

Keywords: thermoelectric device, feet, heat transfer, cooling, heating, model, numerical experiment

Введение. В человеческом организме имеется ряд областей, насыщенных биологически активными точками. Помимо сегментарных на теле человека имеются рефлексогенные зоны, соответствующие проекции различных органов и частей тела на кору мозга и топографически локализованные в определенных областях. В исследованиях, проведенных в этой области [1-6] показано, что в биологически активной точке и прилегающей к ней зоне имеются подкожные нервы, вены, артерии. Часто под зоной такой точки обнаруживают лимфатические сосуды, скопления клеток, играющих важную роль в обменных процессах организма. Воздействие на эти зоны (в том числе и тепловое) раздражает многочисленное количество рецепторов, что вызывает многообразные ответные биологические реакции [7-10]. К таким зонам относятся ладонная поверхность кисти, подошва стопы, зона области носа, ушная раковина и т.д. [11].

Лечебная эффективность теплового воздействия на стопу обусловлена тем, что на ее подошве сконцентрирована масса кожных рецепторов, куда выходят до 72 тысяч нервных окончаний, через которые организм связан с внешней средой [12-13]. Зоны на стопах взаимосвязаны с внутренними органами посредством их общей проекции на уровне высших нервных (вегетативных) центров и их стимуляция приводит к определенным реакциям со

стороны внутренних органов. Поэтому разработка методик с использованием специальных технических средств для проведения тепловых процедур именно на зону стопы человека на сегодняшний день является достаточно актуальной.

Постановка задачи. Авторами в работах [14-18] рассмотрены устройства подобного рода и назначения, отличающиеся конструктивным исполнением, общим в которых является использование в качестве исполнительного элемента ТЭБ, работающей в режиме охлаждения или нагрева в зависимости от характера оздоровительного воздействия.

Целью настоящей статьи является моделирование теплофизических процессов, происходящих при проведении тепловых лечебных процедур на стопу с использованием технического средства, в котором в качестве источника тепла и холода выступает ТЭБ.

Методы исследования. Анализ возможного теплового воздействия на зону стопы (в дальнейшем объект воздействия) приводит к необходимости рассмотрения режимов работы устройства, сочетающих охлаждающие и нагревающие воздействия, соответствующие определенному типу лечебных процедур, приведенных на рис.1 [19].

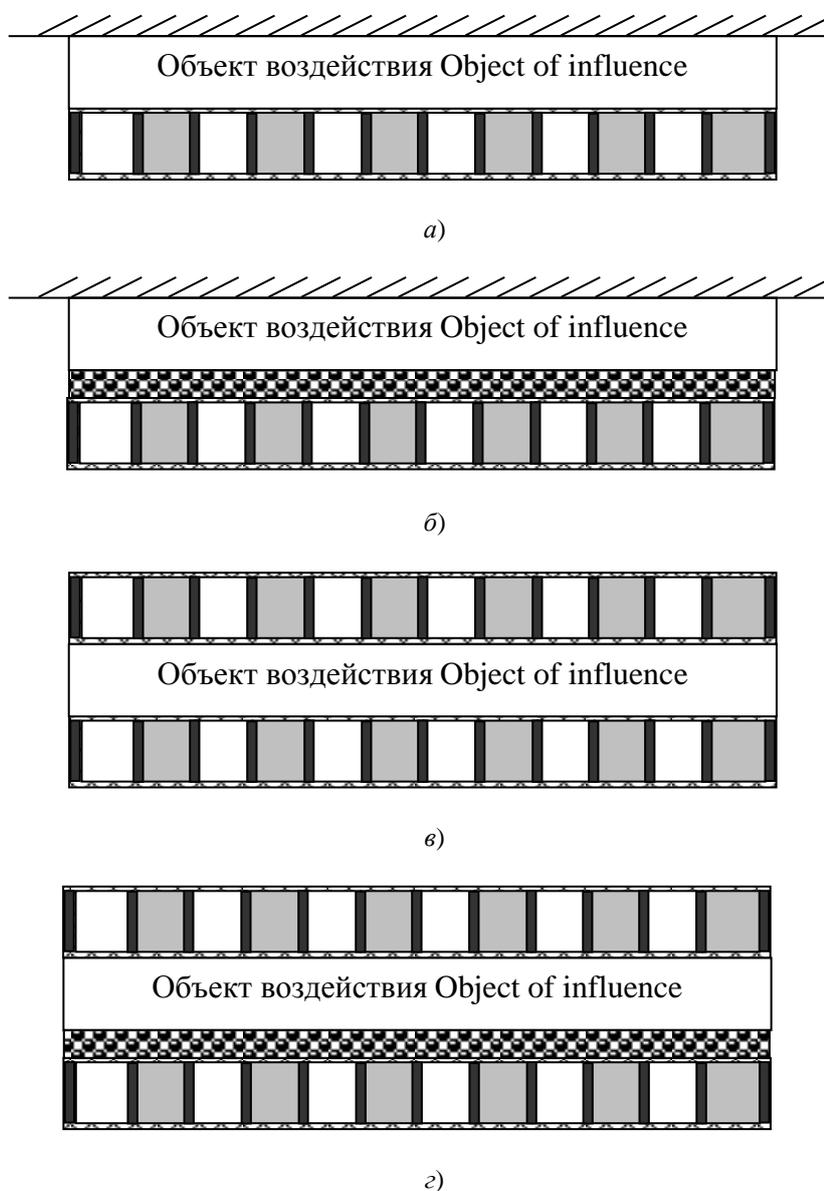


Рис.1. Схемы теплового воздействия на стопу
Fig.1. Schemes of thermal impact on the foot

Каждая из приведенных на рис.1 схем воздействия соответствует определенному типу лечебных процедур.

Представленная на рис.1 а схема характерна для проведения наиболее простых для реализации процедур, связанных с тепловым воздействием только на подошву. Здесь предполагается непосредственный контакт объекта воздействия – подошвы через эластичную высокотеплопроводную прослойку с ТЭБ. При этом тыльная часть стопы находится в тепловой изоляции. Вторая схема, изображенная на рис.1 б, отличается от предыдущей наличием на верхней поверхности стопы второй ТЭБ. Если в первом варианте в процессе процедур охватывалась только подошва, то в этом случае тепловому воздействию подвергается и ее тыльная поверхность, также весьма насыщенная кожными рецепторами, что значительно усиливает эффективность процедур за счет улучшения трофики тканей. Схема, приведенная на рис.1 в, предусматривает также и механическое воздействие, связанное с перемещением объекта по грануляту.

При этом наличие гранулята требует введения при построении математической модели дополнительного условия, связанного с неплотностью теплового контакта между гранулятом и подошвой. Одновременное тепловое и механическое воздействие на подошвенную поверхность стопы усиливает лечебный эффект, связанный с тепловым и механическим массажем. Схема, представленная на рис.1 г является наиболее общим случаем физиотерапевтических процедур на стопу человека. В данном случае тепловое и механическое воздействие на стопу оказывается и с нижней поверхности (подошвы) и с ее тыльной стороны. Подобный тип процедур является наиболее приемлемым, учитывая повышение терапевтического эффекта за счет одновременного воздействия «холодом», «теплом» и механическим массажем.

Основываясь на рассмотренных схемах, составим математическую модель теплового воздействия посредством ТЭБ на стопу в следующем виде для наиболее общего случая, соответствующего рис.1 г (расчетная схема приведена на рис. 2).

$$\frac{\partial T_{ТЭБ1}}{\partial \tau} = a_{ТЭБ1} \frac{\partial^2 T_{ТЭБ1}}{\partial x^2} + \frac{I_{ТЭБ1}^2 \rho_{ТЭБ1}}{c_{ТЭБ1} \rho_{ТЭБ1}}, \quad (1)$$

$$\frac{\partial T_{ов}}{\partial \tau} = a_{ов} \frac{\partial^2 T_{ов}}{\partial x^2} + \frac{q_{ов}}{c_{ов} \rho_{ов}}, \quad (2)$$

$$\frac{\partial T_{гр}}{\partial \tau} = a_{гр} \frac{\partial^2 T_{гр}}{\partial x^2}, \quad (3)$$

$$\frac{\partial T_{ТЭБ2}}{\partial \tau} = a_{ТЭБ2} \frac{\partial^2 T_{ТЭБ2}}{\partial x^2} + \frac{I_{ТЭБ2}^2 \rho_{ТЭБ2}}{c_{ТЭБ2} \rho_{ТЭБ2}}, \quad (4)$$

$$\beta_{тс} (T_{ТЭБ1}|_{x=0} - T_{ж}) = \lambda_{ТЭБ1} \frac{\partial T_{ТЭБ1}}{\partial x} \Big|_{x=0}, \quad (5)$$

$$\lambda_{ТЭБ1} \frac{\partial T_{ТЭБ1}}{\partial x} \Big|_{x=L_1} - q_{ТЭБ1} = \lambda_{гр} \frac{\partial T_{гр}}{\partial x} \Big|_{x=L_1}, \quad (6)$$

$$\lambda_{ов} \frac{\partial T_{ов}}{\partial x} \Big|_{x=L_2} - fvP = \lambda_{гр} \frac{\partial T_{гр}}{\partial x} \Big|_{x=L_2}, \quad (7)$$

$$\lambda_{ТЭБ2} \frac{\partial T_{ТЭБ2}}{\partial x} \Big|_{x=L_3} - q_{ТЭБ2} = \lambda_{ов} \frac{\partial T_{ов}}{\partial x} \Big|_{x=L_3}, \quad (8)$$

$$\beta_{мс} (T_{ТЭБ2}|_{x=L_4} - T_{ж}) = \lambda_{ТЭБ2} \frac{\partial T_{ТЭБ2}}{\partial x} \Big|_{x=L_4}, \quad (9)$$

где $T_{ТЭБ1}, T_{ТЭБ2}, T_{гр}, T_{ов}$ - температуры ТЭБ 1, ТЭБ 2, гранулята, объекта воздействия; τ -

время; $a_{ТЭБ1}, a_{ТЭБ2}, a_{гр}, a_{об}$ - коэффициенты температуропроводности ТЭБ 1, ТЭБ 2, гранулята, объекта воздействия; $I_{ТЭБ1}, I_{ТЭБ2}$ - силы электрического тока, протекающего через ТЭБ 1 и ТЭБ 2; $r_{ТЭБ1}, r_{ТЭБ2}$ - электрические сопротивления ТЭБ 1 и ТЭБ 2; $Q_{об}$ - количество теплоты, выделяемой в единицу времени в стопе; $c_{ТЭБ1}, c_{ТЭБ2}, c_{об}$ - теплоемкости ТЭБ 1, ТЭБ 2, объекта воздействия; $\rho_{ТЭБ1}, \rho_{ТЭБ2}, \rho_{об}$ - эффективные значения плотности ТЭБ 1, ТЭБ 2, объекта воздействия; $\lambda_{ТЭБ1}, \lambda_{ТЭБ2}, \lambda_{гр}, \lambda_{об}$ - эффективные значения коэффициента теплопроводности ТЭБ 1, ТЭБ 2, гранулята, объекта воздействия; $q_{ТЭБ1}, q_{ТЭБ2}$ - холодопроизводительности ТЭБ 1 и ТЭБ 2; f - коэффициент трения стопы при ее перемещении вдоль поверхности емкости с гранулятом; v - скорость перемещения стопы; P - давление стопы на емкость с гранулятом.

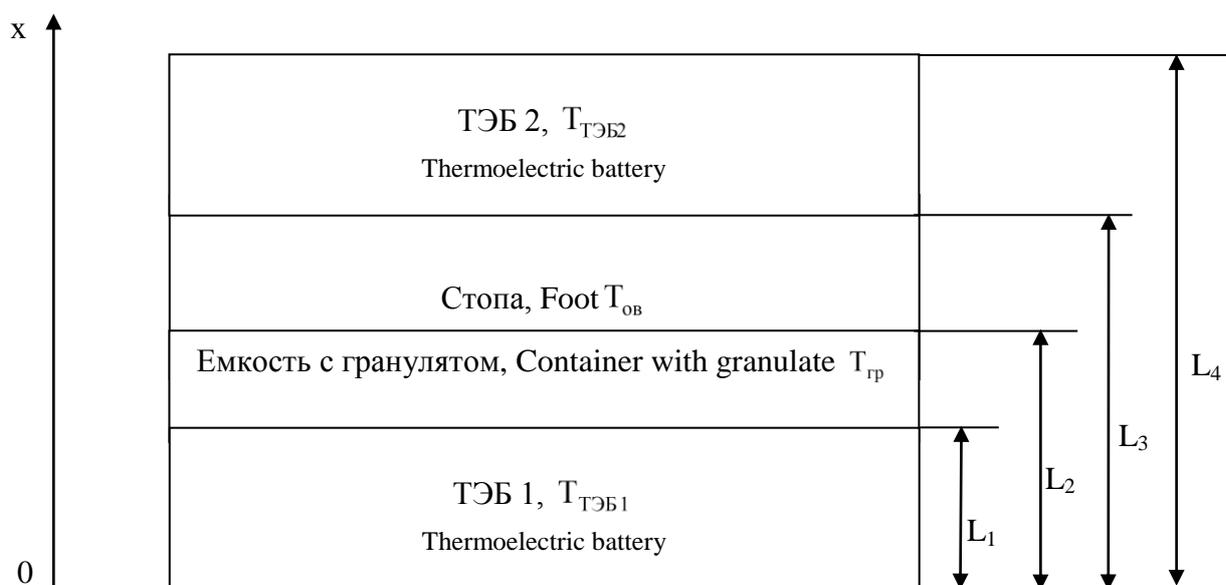


Рис. 2. Физическая модель теплового воздействия
 Fig. 2. Physical model of thermal impact

На рис. 2 слой 1, толщиной L_1 представляет собой ТЭБ 1, приведенную в тепловой контакт с подошвой, слой 2, толщиной $L_2 - L_1$ - емкость 4, заполненную гранулятом, слой 3, толщиной $L_3 - L_2$ - непосредственно стопу, и слой 4, толщиной $L_4 - L_3$ - ТЭБ 2, сопряженную с верхней поверхностью стопы. Предполагается, что данная система изолирована с боковых поверхностей; поглощаемая и выделяемая ТЭБ теплота равномерно распределена по всей поверхности соприкосновения с емкостью, заполненной гранулятом, и стопой; мощность тепловыделений в стопе фиксирована, не зависит от температуры и равномерно распределена по объему; коэффициент теплопроводности гранулята имеет определенную величину, также независимую от температуры; передача теплоты во всех слоях системы осуществляется только теплопроводностью.

При составлении уравнений, описывающих теплообмен в ТЭБ (соотношения (1) и (4)), последние представлены в виде целостной конструкции, имеющей определенное значение коэффициента теплопроводности и электрического сопротивления, в которой имеет место выделение тепла Джоуля, определяемого величиной протекающего электрического тока. При этом поглощение (выделение) теплоты Пельтье учитывается в условиях сопряжения слоев 1-2 и 3-4 введением величин $q_{ТЭБ1}, q_{ТЭБ2}$. Подобное допущение существенно упрощает модель, делает ее более наглядной, вместе с тем весьма незначительно снижая точность.

Общая схема численного решения задачи имеет следующий вид [20].

Для дискретизации каждого из уравнений (1)-(4) используется метод Галеркина. Соответствующее скалярное произведение, образованное с помощью кусочно-линейной базисной функции $N_j(x)$, после интегрирования по частям записывается в виде

$$(L\tilde{T}, N_k) = \int_0^L \frac{\partial \tilde{T}}{\partial t} N_k dx + a \int_0^L \frac{\partial \tilde{T}}{\partial x} \frac{\partial N_k}{\partial x} dx = 0 \quad (10)$$

С помощью соотношений, изложенных в [15] выражение (10) приводится к виду

$$\frac{dT_{k-1}}{dt} + 4 \frac{dT_k}{dt} + \frac{dT_{k+1}}{dt} - \frac{6a}{h^2} (T_{k-1} - 2T_k + T_{k+1}) = 0, \quad k = 1, 2, \dots, K-1. \quad (11)$$

При дальнейшей дискретизации соотношение (11) записывается следующим образом:

$$T_{k-1}^{n+1} + 4T_k^{n+1} + T_{k+1}^{n+1} = \left(\frac{6a\Delta t}{h^2} + 1 \right) T_{k-1}^n + \left(4 - \frac{12a\Delta t}{h^2} \right) T_k^n + \left(\frac{6a\Delta t}{h^2} + 1 \right) T_{k+1}^n,$$

где $n = \frac{t}{\Delta t}$, Δt - шаг временной сетки.

Выражения (10)-(11) дают возможность численным образом решить систему дифференциальных уравнений (1)-(9) и получить данные об изменении температуры по толщине системы изображенной на рис.2 при различных значениях $q_{ТЭБ1}$, $q_{ТЭБ2}$, продолжительность переходных процессов при изменении знака теплового потока.

Обсуждение результатов. Результаты расчетов приведены на рис.3-4.

Вычисления производились при $T_{ж} = 20^\circ\text{C}$, $\lambda_{ТЭБ1} = \lambda_{ТЭБ2} = 1,5 \text{ Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$, $\lambda_{гр} = 10 \text{ Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$, $\lambda_{ов} = 0,2 \text{ Вт}/(\text{м}\cdot\text{К})$, $q_{ов} = 30 \text{ Вт}$, $r_{ТЭБ1} = r_{ТЭБ2} = 0,5 \text{ Ом}$, $f = 0,5$, $v = 0,01$, $P = 1000 \text{ Н}/\text{м}^2$, толщина ТЭБ 1 и ТЭБ 2 – 4 мм, толщина слоя гранулята – 20 мм, усредненная толщина стопы – 40 мм.

На рис.3-4 рассмотрено распределение температур по толщине каждого слоя при различных значениях и направленностях тепловых потоков по достижению системы стационарного режима.

Как следует из графиков (рис. 3–4), распределение температуры по ТЭБ носит линейный характер. Это связано с тем, что при данных величинах тока питания обе ТЭБ функционируют в оптимальных режимах.

При этом количество теплоты, поглощаемой (выделяемой) в единицу времени на их внутренних саях, значительно превышает величину джоулевого тепла, выделяющегося в объеме.

Аналогичный характер имеют зависимости, представляющие собой распределение температуры по толщине емкости с гранулятом.

Приведенные графики (рис. 3–4) интересны возможностью оценки величины тепловых потерь в слое гранулята. Так, для случаев, соответствующих представленным графикам, величина тепловых потерь на слое гранулята толщиной 2 см. достигает 0,5-1 °С. Снизить это значение, очевидно возможно, увеличив коэффициент теплопроводности гранулята и оптимизировав толщину его слоя.

Первое можно осуществить, подобрав соответствующий материал (с как можно большим коэффициентом теплопроводности) и размер гранул, второе – подобрав оптимальные геометрические размеры емкости с гранулятом.

На графиках (рис. 3–4) также предоставлена информация об уровне теплового воздействия непосредственно на стопу человека.

Как следует из приведенных зависимостей, при осуществлении теплового воздействия одинаковой направленности и примерно одинаковой величины, перепад температуры по толщине стопы незначителен и определяется разностью в величинах тепловых потоков на ее противоположных поверхностях и потерями тепла в грануляте.

В идеальном случае, при нулевой потере тепла в слое гранулята и равенстве тепловых потоков на противоположных поверхностях, распределение температуры по толщине стопы имеет параболический вид.

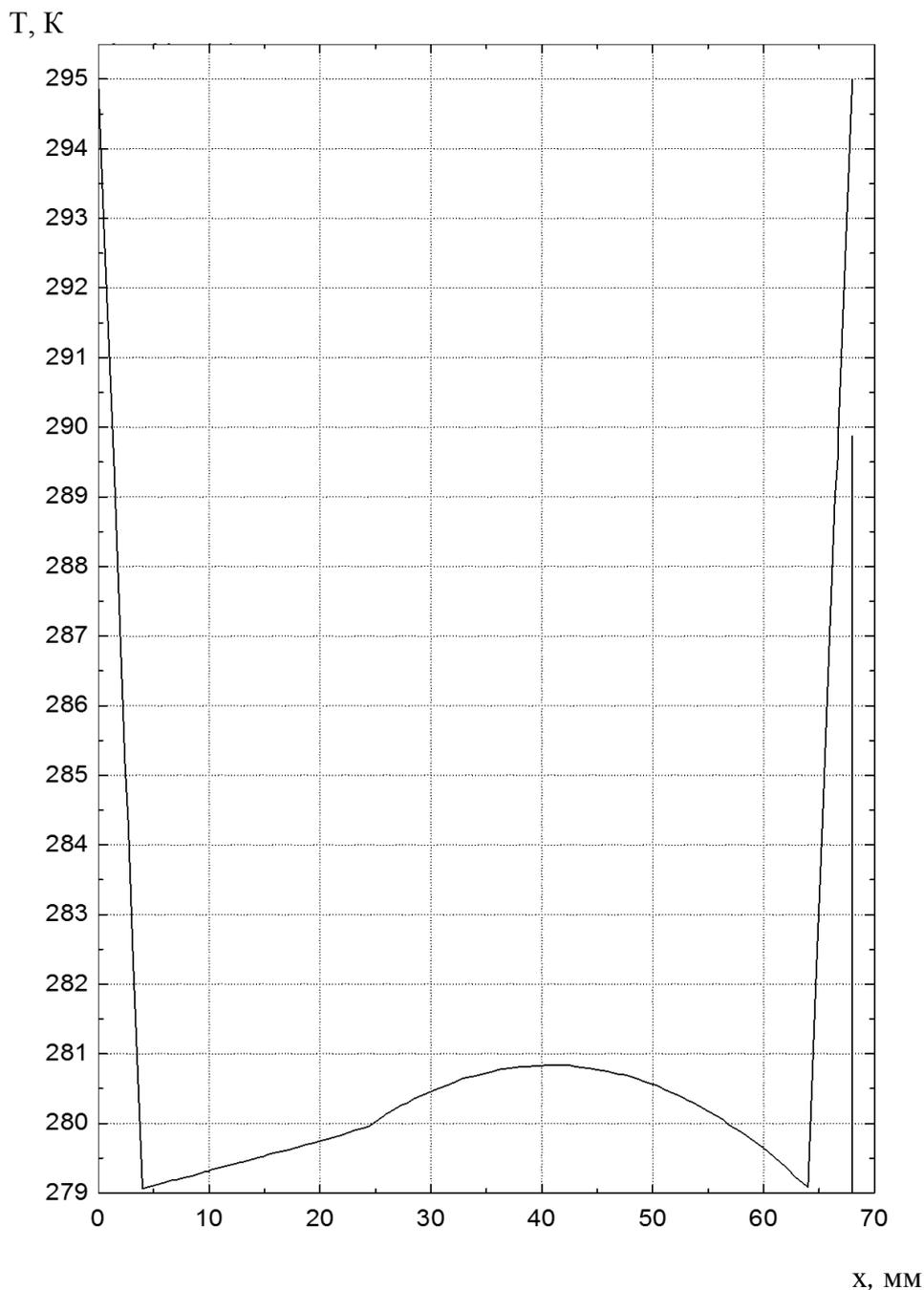


Рис. 3. Распределение температуры по толщине системы ТЭБ 1-гранулят-стопа-ТЭБ 2 при $q_{ТЭБ1}=q_{ТЭБ2}= - 6000 \text{ Вт/м}^2$
Fig. 3. Temperature distribution along the thickness of the TEB system of 1-granulate-stop-TEB 2 at $q_{TEB1} = q_{TEB2} = -6000 \text{ W / m}^2$

Причем вершина параболы находится в центре стопы (на расстоянии $L_2 + \frac{L_3 - L_2}{2}$), а разность между значениями температуры в центре и на краях одинакова и имеет незначительную величину, определяемую теплом, выделяемым в стопе.

При наличии на противоположных поверхностях различных по направлению и величине тепловых потоков перепад температуры по толщине стопы уже значителен.

При этом угол наклона прямых, определяющих распределение температуры по толщине стопы, тем больше, чем выше значение тепловых потоков на ее противоположных поверхностях.

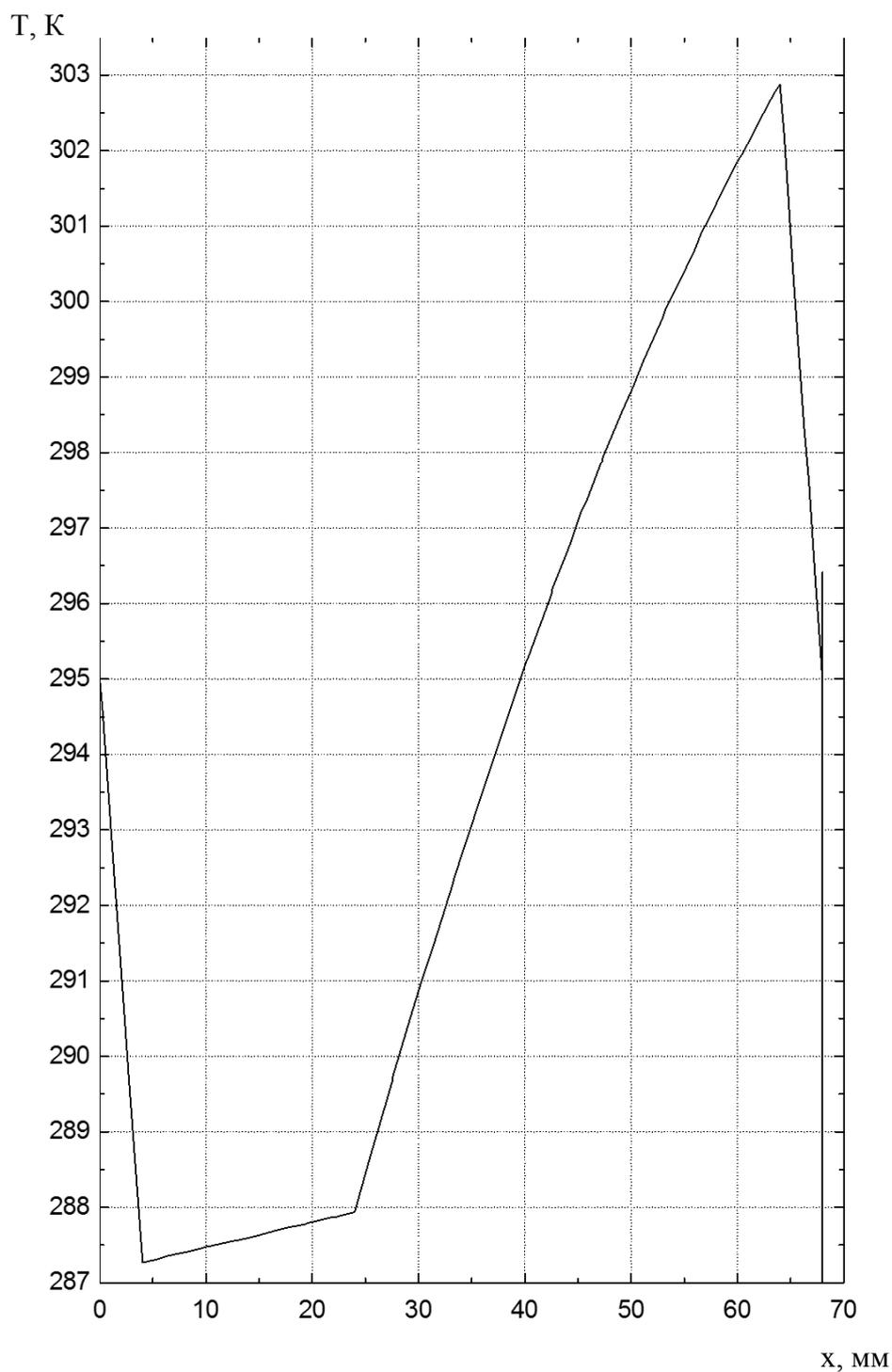
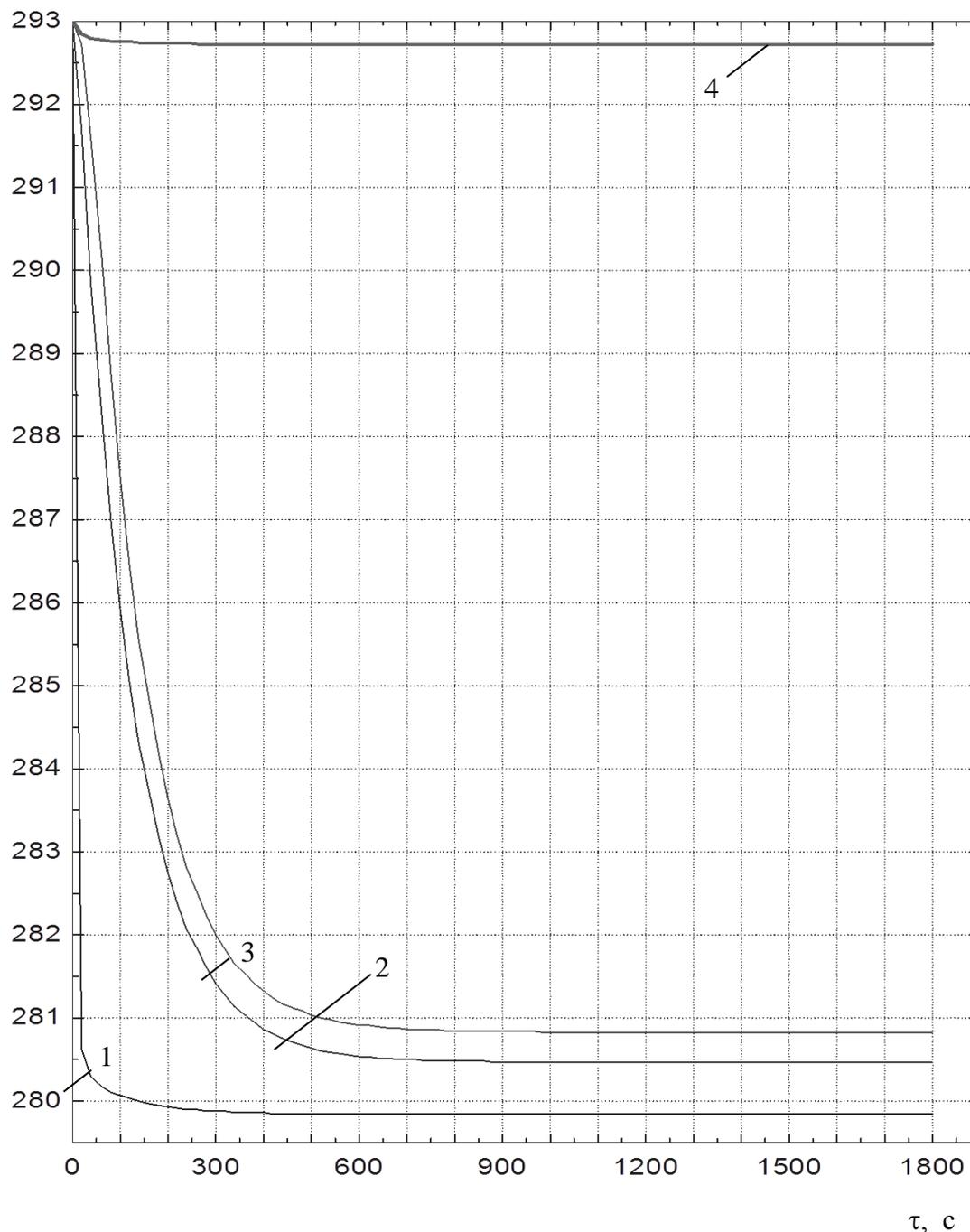


Рис. 4. Распределение температуры по толщине системы ТЭБ 1-гранулят-стопа-ТЭБ 2 при $q_{ТЭБ1} = -6000 \text{ Вт/м}^2$, $q_{ТЭБ2} = 3000 \text{ Вт/м}^2$
Fig. 4. The temperature distribution over the thickness of the TEB system of 1-granulate-stop-TEB 2 at $q_{TEB1} = -6000 \text{ W / m}^2$, $q_{TEB2} = 3000 \text{ W / m}^2$

T, K



**Рис. 5. Изменение температуры системы ТЭБ 1-гранулят-стопа-ТЭБ 2 во времени при $q_{ТЭБ1}=q_{ТЭБ2} = - 6000 \text{ Вт/м}^2$.
1 – температура холодных спаев ТЭБ 1, 2 – температура на поверхности гранулята, 3 - температура стопы, 4 – температура горячих спаев ТЭБ 1**
**Fig. 5. Change in the temperature of the TEB system of 1-granulate-stop-TEB 2 in time for $q_{ТЭБ1}=q_{ТЭБ2} = - 6000 \text{ Вт/м}^2$.
1 - temperature of cold junctions of TEB 1, 2 - temperature at the surface of the granule, 3 - temperature of the foot, 4 - temperature of hot junctions of TEB 1**

На рис. 5 представлено изменение различных точек системы во времени. Согласно представленным данным продолжительность выхода в стационарный режим всех точек системы составляет примерно 10 мин., что дает возможность сделать вывод об удобстве проведения медицинских процедур с использованием рассматриваемого термоэлектрического прибора.

Так как проведение процедур с использованием термоэлектрического прибора сопровождается перемещением стопы по поверхности гранулята (механический массаж), важным является учет неплотности их контакта.

В рассматриваемой модели устройства учет этого обстоятельства произведен введением в граничное условие (7) дополнительного члена f_{vP} , величина которого определяет потери тепла, возникающие при не плотном (скользящем) контакте двух поверхностей. На рис.6 приведена зависимость температуры стопы от координаты x при тепловом потоке с обеих поверхностей стопы, равном -3000 Вт/м^2 , и различных значениях произведения f_{vP} . Как следует из рисунка, с увеличением значения f_{vP} температура стопы повышается (при увеличении f_{vP} в 3 раза температура увеличивается примерно на 1°C). Таким образом, помимо потерь тепла в слое гранулята, обусловленных тепловым сопротивлением, имеет место потеря мощности из-за его неплотного контакта со стопой. Поэтому при осуществлении дозированного теплового воздействия на стопу необходимо учитывать данные потери при подборе ТЭБ.

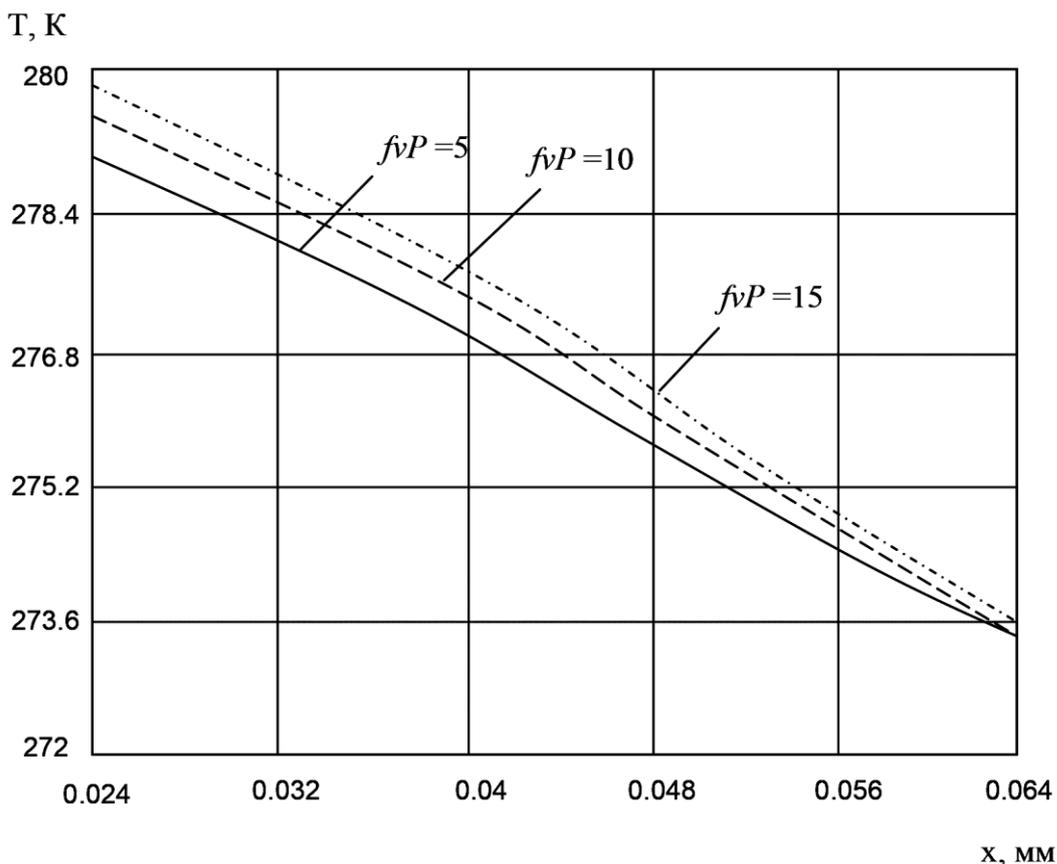


Рис. 6. Распределение температур по толщине стопы при различных значениях f_{vP}
Fig. 6. The Temperature distribution over the thickness of the foot for different values of f_{vP}

Вывод. В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы:

1. Одним из эффективных физиотерапевтических методов профилактики, лечения и реабилитации различных заболеваний является локальное тепловое воздействие на

биологически активные точки человеческого организма. Реализация данных методов на область стопы может быть осуществлена за счет использования в качестве источника тепла и холода ТЭБ.

2. Рассмотрены возможные варианты теплового воздействия на стопу с использованием одной и двух ТЭБ, размещаемых под подошвой и на тыльной поверхности стопы, а также использование гранулята.
3. Предложена математическая модель термоэлектрической системы, которая рассматривает устройство как единую совокупность элементов - теплообменных устройств, обеспечивающих температуру воздействия на биологически объект за требуемое время до необходимой величины.
4. Установлено, что при тепловом воздействии на биологический объект (стопу) не наблюдается существенного перепада температуры по его толщине. Данный аспект позволяет утверждать, что предлагаемое устройство безопасно в использовании, так как при тепловом воздействии на биологически активную точку отсутствует паразитарное температурное поле, затрагивающее близлежащие органы и ткани.
5. Установлено, что продолжительность выхода в стационарный режим всех точек системы: прибор – биологический объект составляет 10 мин., что определяет приемлемые инерционные свойства устройства. При этом целесообразным будет предварительный вывод устройства на рабочий режим до проведения процедур, что позволит сократить продолжительность достижения стационарного режима работы.
6. При использовании гранулята на режим тепловых процедур будет влиять перемещение стопы по его поверхности. Данное обстоятельство обуславливает потери мощности из-за неплотного контакта ТЭБ со стопой, что необходимо учитывать при подборе режимов питания батареи.

Библиографический список:

1. Зубкова С.М. Роль тепловой компоненты в лечебном действии физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2011. - № 6. - С.3-10.
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. 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.
4. Боголюбов В.М., Улащик В.С. Комбинирование и сочетание лечебных физических факторов // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. - 2004. - № 5. - С.39-45.
5. Tiffany Field, Miguel Diego, Gladys Gonzalez Funk Neck arthritis pain is reduced and range of motion is increased by massage therapy // Complementary therapies in clinical practice. - 2014. - №20. - P.219-223.
6. Sennoga 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. - №65. - P. 698-726.
7. Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Савельева А.В., Сидорова А.Ю. Перенос теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия // Вестник МАХ. - 2012. - №2. - С.35-40.
8. 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.
9. Tiffany Field. Massage therapy research review // Complementary therapies in clinical practice. - 2016. - №24. - P. 19-31.
10. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазимова М.А., Магомадов Р.А.-М. Математическая модель термоэлектрической системы для локального теплового воздействия на руку человека // Термоэлектричество. - 2014. - № 1. - С.77-86.
11. 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.
12. 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.
13. 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.
14. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Аминов Г.И., Юсупов Ш.А. Приборы для локального температурного

воздействия на человеческий организм // Известия вузов. Северо-Кавказский регион. Технические науки. - 2003. - №2. - С. 3-6.

15. Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Investigation of the thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx // Journal of thermoelectricity. - 2015. - № 2. - P. 77-86.

16. Yevdulov D. V., Yevdulov O. V., Abdulkhakimov U. I., Nabiyev N.A. Thermoelectric model for cameras for carrying out thermal treatments // Journal of thermoelectricity. - 2016. - №5. - P. 73-79.

17. Исмаилов Т.А., Евдулов Д.В., Евдулов О.В., Абдулхакимов У.И. Термоэлектрическая система для проведения тепловых косметологических процедур

References:

1. Zubkova S.M. Rol' teplovoi komponenty v lechenom deistvii fizicheskikh faktorov. Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. 2011;6:3-10. [Zubkova S.M. The role of the thermal component in the therapeutic effect of physical factors. Russian Journal of Physiotherapy, Balneology and Rehabilitation. 2011;6:3-10. (In Russ.)]

2. Ezhov V.V. Fizioterapiya i fizioprafilaktika kak metody i sredstva sokhraneniya i vosstanovleniya zdorov'ya. Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. 2011;4:33-36. [Ezhov V.V. Physiotherapy and physiotherapy as the methods and means of maintaining and restoring health. Russian Journal of Physiotherapy, Balneology and Rehabilitation. 2011;4:33-36. (In Russ.)]

3. Savic M., Fonda B., Sarabon N. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin. Journal of thermal biology. 2013;38:186-191.

4. Bogolyubov V.M., Ulashchik V.S. Kombinirovaniye i sochetaniye lechenykh fizicheskikh faktorov. Fizioterapiya, bal'neologiya i reabilitatsiya. 2004;5:39-45. [Bogolyubov V.M., Ulashchik V.S. The combination and matching of therapeutic physical factors. Russian Journal of Physiotherapy, Balneology and Rehabilitation. 2004;5:39-45. (in Russ.)]

5. Field T., Diego M., Gonzalez G.F. Neck arthritis pain is reduced and range of motion is increased by massage therapy. Complementary therapies in clinical practice. 2014;20:219-223.

6. 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.

7. Baranov A.Yu., Malysheva T.A., Savel'eva A.V., Sidorova A.Yu. Perenos teploty v ob'ekte obshchego krioterapevticheskogo vozdeistviya. Vestnik MAKH. 2012;2:35-40. [Baranov A.Yu., Malysheva T.A., Savel'eva A.V., Sidorova A.Yu. Heat transfer in the object of general cryotherapy. Vestnik of International Academy of Refrigeration. 2012;2:35-40. (In Russ.)]

8. Anatyuk L.I., Denisenko O.I., Kobylyanskii R.R., Kadenyuk T.Ya. Ob ispol'zovanii termoelektricheskogo okhlazhdeniya v dermatologii i kosmetologii. Termoelektrichestvo. 2015;3:57-71. [Anatyuk L.I., Denisenko O.I., Kobylyanskii R.R., Kadenyuk T.Ya. On the use of

на лице // Медицинская техника. - 2017. - №4. - С. 38-42.

18. Евдулов Д.В., Евдулов О.В., Набиев Н.А. Термоэлектрическое полупроводниковое устройство для остановки кровотечения // Вестник Дагестанского технического университета. Технические науки. - 2017. - Т.44. -№1- С. 26-36.

19. Евдулов О.В., Хазамова М.А. Математическая модель полупроводникового термоэлектрического устройства для теплового воздействия на стопу человека // Известия вузов. Приборостроение. - 2004. - №7. - С. 43-49.

20. Ши Д. Численные методы в задачах теплообмена. Пер. с англ. М.: Мир. - 1988. - 544 с.

thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology. Journal of Thermoelectricity. 2015;3:57-71. (In Russ.)]

9. Field T. Massage therapy research review. Complementary therapies in clinical practice. 2016;24:19-31.

10. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Khazamova M.A., Magomadov R.A.-M. Matematicheskaya model' termoelektricheskoi sistemy dlya lokal'nogo teplovogo vozdeistviya na ruku cheloveka. Termoelektrichestvo. 2014;1:77-86. [Ismailov T.A., Evdulov O.V., Khazamova M.A., Magomadov R.A.-M. Mathematical model of the thermoelectric system for local thermal impact on the human hand. Journal of Thermoelectricity. 2014;1:77-86. (In Russ.)]

11. Krukowska J., Lukasiak A., Czernicki J. Impact of magneto stimulation on nerve and muscle electrical excitability in patients with increased muscle tone. Polish annals of medicine. 2012;19:15-20.

12. Verhagen J. Massage therapy has short-term benefits for people with common musculoskeletal disorders compared to no treatment: a systematic review. Journal of Physiotherapy. 2015;61:106-116.

13. Zhang H., Chen H., Wang H., Li D., Jia B., Tan Z., Zheng B., Weng Z. 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; 2:60-68.

14. Ismailov T.A., Evdulov O.V., Aminov G.I., Yusufov Sh.A. Pribory dlya lokal'nogo temperaturnogo vozdeistviya na chelovecheskii organizm. Izvestiya vuzov. Severo-Kavkazskii region. Tekhnicheskie nauki. 2003;2:3-6. [Ismailov T.A., Evdulov O.V., Aminov G.I., Yusufov Sh.A. Instruments for local temperature impact on the human body. University news. North-Caucasian region. Technical sciences series. 2003;2:3-6. (In Russ.)]

15. Yevdulov O.V., Ragimova T.A. Investigation of the thermoelectric system for local freezing of tissues of the larynx. Journal of Thermoelectricity. 2015; 2:86-94.

16. Yevdulov D. V., Yevdulov O. V., Abdulkhakimov U. I., Nabiyev N.A. Thermoelectric model for cameras for carrying out thermal treatments. Journal of Thermoelectricity. 2016;5:73-79.

17. Ismailov T.A., Evdulov D.V., Evdulov O.V., Abdulkhakimov U.I. Termoelektricheskaya sistema dlya provedeniya teplovykh kosmetologicheskikh protsedur na litse. Meditsinskaya tekhnika. 2017;4:38-42. [Ismailov T.A., Evdulov D.V., Evdulov O.V., Abdulkha-

kimov U.I. Thermoelectric system for carrying out thermal cosmetology procedures on the face. Biomedical Engineering. 2017;4:38-42. (In Russ.)]

18. Evdulov D.V., Evdulov O.V., Nabiyev N.A. Termoelektricheskoe poluprovodnikovoe ustroystvo dlya ostanovki krovotecheniya. Vestnik Dagestanskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta. Tekhnicheskie nauki. 2017;44:26-36. [Evdulov D.V., Evdulov O.V., Nabiyev N.A. Thermoelectric semiconductor device for cautery of bleeding. Herald of Daghestan State Technical University. Technical Sciences. 2017;44:26-36. (In Russ.)]

19. Evdulov O.V., Khazamova M.A. Matematicheskaya model' poluprovodnikovogo termoelektricheskogo ustroystva dlya teplovogo vozdeystviya na stopu cheloveka. Izvestiya vuzov. Priborostroenie. 2004;7:43-49. [Evdulov O.V., Khazamova M.A. Mathematical model of a semiconductor thermoelectric device for thermal impact on human foot. Journal of Instrument Engineering. 2004;7:43-49. (In Russ.)]

20. Shi D. Chislennyye metody v zadachakh teploobmena. M.: Mir; 1988. 544 s. [Shi D. Numerical methods in heat transfer problems. M.: Mir; 1988. 544 p. (In Russ.)]

Сведения об авторах:

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

Кадирова Джамиля Кадировна – старший лаборант кафедры теоретической и общей электротехники

Магомедова Сарат Гусеновна – аспирант кафедры теоретической и общей электротехники.

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

Хазамова Мадина Абдулаевна – кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической и общей электротехники.

Information about the author:

Oleg V. Evdulov – Cand.Sci. (Technical), Assoc.Professor, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Dzhamilya K.Kadirova – Senior Assistant, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

Sarat G.Magomedova – Postgraduate Student, Department of Theoretical and General Electrical Engineering.

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

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

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Поступила в редакцию 12.01.2018.

Принята в печать 22.02.2018.

Conflict of interest.

The authors declare no conflict of interest.

Received 12.01.2018.

Accepted for publication 22. 02.2018.