

Расчет температурного поля зоны человеческого организма при локальном тепловом воздействии устройством на базе полупроводниковых термоэлектрических преобразователей

Д-р техн. наук Т. А. ИСМАИЛОВ, канд. техн. наук О. В. ЕВДУЛОВ, м. а. ХАЗАМОВА

Дагестанский государственный технический университет

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

A design of a device developed for thermal action on biological points of a human organism is described in the paper. The mathematical model is presented to calculate a temperature field for a zone of human organism locally heated by a semiconductor thermoelectric device. Critical results are available, their analysis being carried out; distribution of thermal fields and heat flows in the warm-up flap of a human organism being obtained.

Key words: hypothermia, hyperthermia, heat conductivity, cooling, heating, density of biological tissue.

Ключевые слова: гипотермия, гипертермия, теплопроводность, охлаждение, нагрев, плотность биологической ткани.

В настоящее время использование немедикаментозных методов лечения различных заболеваний является одним из приоритетных направлений в медицине. Данное обстоятельство связано с существующими побочными эффектами, зачастую негативного характера, возникающими при использовании химических лекарственных препаратов [1].

Одним из широко известных нелекарственных методов лечения является локальное тепловое воздействие (гипотермия, гипертермия) на ткани человеческого организма, который имеет широкие показания:

- для стимуляции процессов регенерации в очаге повреждения;
- при остеохондрозе, травмах;
- в предоперационной подготовке и послеоперационной реабилитации;
- при восстановительном лечении последствий травм и т. п.

В последнее время интерес к местной гипо- и гипертермии резко возрос в связи с новыми возможностями, которые открыли прогресс в области техники, позволивший подвергать охлаждению не только кожные покровы и близлежащие ткани, но и органы, расположенные глубоко в теле человека [2].

В научно-исследовательской лаборатории полупроводниковых термоэлектрических приборов и устройств Да-

гестанского государственного технического университета разработано термоэлектрическое полупроводниковое устройство для теплового воздействия на биологические ткани человеческого организма. Конструкция прибора показана на рис. 1. Прибор представляет собой цилиндрический радиатор 1, содержащий термоэлектрические модули 2, первые спаи которых сопряжены с тепловыравнивающей металлической пластиной 3, а вторые спаи снабжены жидкостным теплообменником 4, имеющим штуцеры 5 для входа и выхода воды. На поверхности тепловыравнивающей пластины расположен датчик температуры 6, а термоэлектрические модули подключены к цепям питания 7.

Процедура проводится путем сопряжения устройства с зоной воздействия, определяемой симптоматикой заболевания и ее локальным охлаждением или нагревом.

Следует отметить, что прибор может работать как в режиме охлаждения, так и в режиме нагрева, обеспечивая контрастное воздействие. Данное обстоятельство играет немаловажную роль, так как чередование охлаждения и нагрева способствует расширению кровеносных и лимфатических сосудов, снимая сосудистые спазмы и облегчая очищение крови и лимфы, ускоряет метаболические процессы в организме, уничтожает либо подавляет активность многих возбудителей болезни.

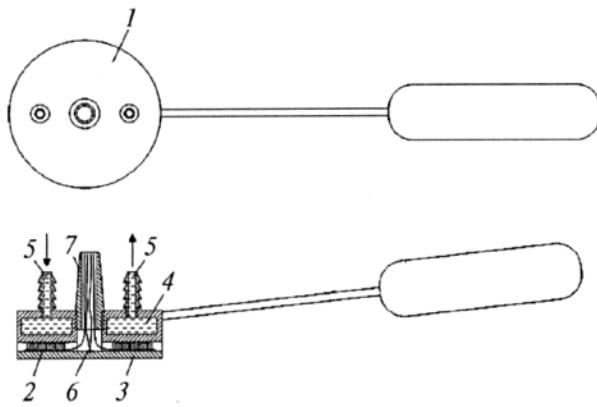


Рис. 1. Схема термоэлектрического полупроводникового устройства для теплового воздействия на биологические ткани человеческого организма

Для эффективного воздействия на акупунктурные области, в которых топографически локализованы рефлексогенные зоны, требуется точная локализация теплового потока по поверхности исследуемого участка. Поэтому при математическом моделировании данного устройства была рассмотрена двумерная плоская задача теплопроводности, по которой определялось тепловое поле объекта при локальном воздействии.

На рис. 2 приведена упрощенная расчетная схема, где цифрой 1 обозначена зона теплового воздействия, со-прягаемая с источником холода (тепла), а цифрой 2 — близлежащая область человеческого организма.

Математическая формулировка задачи имеет следующий вид:

$$\frac{\partial T}{\partial \tau} = a \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial T}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 T}{\partial \varphi^2} + \frac{1}{c\rho} P(r, \varphi) \right) \quad (1)$$

с граничными условиями

$$T|_{r=0} = T_0 = 310 \text{ K},$$

$$\frac{\partial T}{\partial r}|_{r=0, \varphi=0} = 0, \quad \frac{\partial T}{\partial \varphi}|_{r=0, \varphi=0} = 0, \quad (2)$$

$$T|_{r=R, 0 \leq \varphi \leq 2\pi} = T_0,$$

$$P(r, \varphi) = \begin{cases} \frac{Q_{\text{TЭВ}}}{\pi r_1^2} + q_{\text{вн}} & \text{при } 0 \leq r \leq r_1, 0 \leq \varphi \leq 2\pi; \\ q_{\text{вн}} & \text{при } r_1 \leq r \leq R, 0 \leq \varphi \leq 2\pi, \end{cases}$$

где T — температура биологической ткани;
 a — коэффициент температуропроводности биологической ткани;

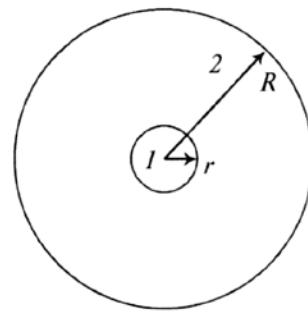


Рис. 2. Расчетная схема теплового воздействия на биологические ткани человеческого организма

$q_{\text{вн}}$ — объемная плотность тепловыделений биологического объекта;

$Q_{\text{TЭВ}}$ — мощность на внутренних спаях ТЭБ;

c — теплоемкость биологической ткани;

ρ — плотность биологической ткани;

r_1 — радиус зоны воздействия;

R — радиус рассматриваемого участка биологической ткани (влияние источника холода или тепла при $r = R$ на температуру биологической ткани пренебрежимо мало).

Решение данной задачи аналитически затруднительно, поэтому был использован численный метод конечных элементов [3], общее решение в котором осуществляется в следующей последовательности.

Вводится конечно-элементное представление:

$$\tilde{\varphi}(\psi, r, \tau) = \tilde{\varphi}_0(z, r, \tau) + \sum_{j=1}^J N_j(\psi, r) \varphi_j(\tau), \quad (3)$$

$$j = 1, 2, \dots, J,$$

где чертой сверху обозначено приближенное решение;

J — суммарное число узловых точек;

$\tilde{\varphi}_0(\psi, r, \tau)$ выбирается так, чтобы точно удовлетворялись начальные и граничные условия;

функция $N_j(\psi, r)$ — пробная функция;

коэффициенты $\varphi_j(\tau)$ — неизвестны и определяются из системы уравнений, получаемых из исходного уравнения.

Исходное уравнение (3) можно записать в символьном виде

$$L(T) = 0. \quad (4)$$

Таким образом, можно записать

$$L(T) = R,$$

где величина R — невязка уравнения.

Для определения коэффициентов $\varphi_j(\tau)$ используется система уравнений Галеркина:

$$\int_D N_m(\psi, r) R(\psi, r, \tau) d\psi dr = 0, \quad m = 1, \dots, J. \quad (5)$$

Для поиска решения стационарной задачи используются изопараметрические элементы треугольной формы (рис. 3).

При этом приближенное решение может быть представлено в виде:

$$\bar{\varphi}(\psi, r) = \varphi_a N_a(\zeta, \eta) + \varphi_b N_b(\zeta, \eta) + \varphi_c N_c(\zeta, \eta),$$

если $\psi, r \in e_{abc}$,

$$\bar{\varphi}(\psi, r) = \varphi_d N_d(\zeta, \eta) + \varphi_e N_e(\zeta, \eta) + \varphi_f N_f(\zeta, \eta),$$

если $\psi, r \in e_{def}$,

где базисные функции $N_i(\zeta, \eta)$ определяются как

$$N_a(\zeta, \eta) = 1 - \zeta, \quad N_b(\zeta, \eta) = \zeta - \eta, \quad N_c(\zeta, \eta) = \eta,$$

Выбирая для уменьшения невязки функцию $R(\psi, r)$ ортогональной ко всем базисным функциям $N_j(\psi, r)$ и учитывая, что они обладают локальным носителем только на элементах, расположенных вокруг точки сетки j , имеем:

$$(R, N_j) = K_A + K_B + K_C + K_D + K_E + K_F,$$

где

$$K_p = \iint_{e_p} \left(\frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial \psi} \frac{\partial N_j}{\partial \psi} + \frac{\partial \tilde{\varphi}}{\partial r} \frac{\partial N_j}{\partial r} + 2N_j \right) d\psi dr,$$

$$p = A, B, C, D, E, F.$$

На основе решения уравнений (1), (2) численным методом получены картины распределения температуры по объему биологической ткани при локальном охлаждении (рис. 4) и нагреве (рис. 5), а также распределение температуры ткани (рис. 6) и теплового потока (рис. 7) по диаметру рассматриваемого участка при локальном охлаждении и нагреве. Расчеты проводились при следующих исходных данных:

$$\lambda = 0,389 \text{ Вт}/(\text{м} \cdot \text{К}); \quad c = 3600 \text{ Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К});$$

$$N_d(\zeta, \eta) = 1 - \eta, \quad N_f(\zeta, \eta) = \eta - \zeta, \quad N_e(\zeta, \eta) = \zeta.$$

$$\rho = 1093 \text{ кг}/\text{м}^3, \quad r_1 = 0,04 \text{ м}.$$

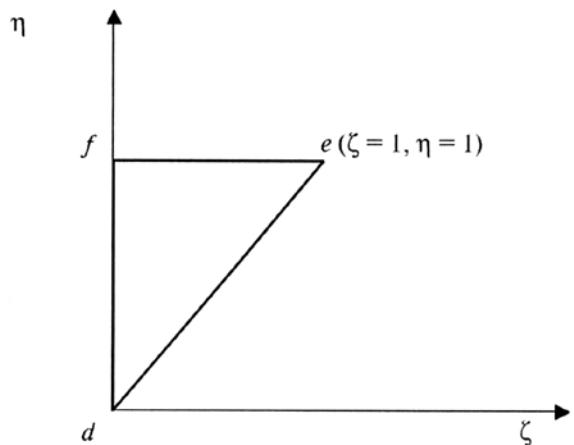
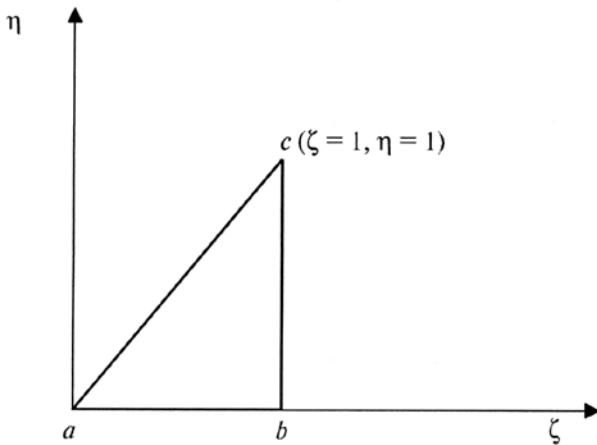


Рис. 3. Треугольные изопараметрические элементы двух типов

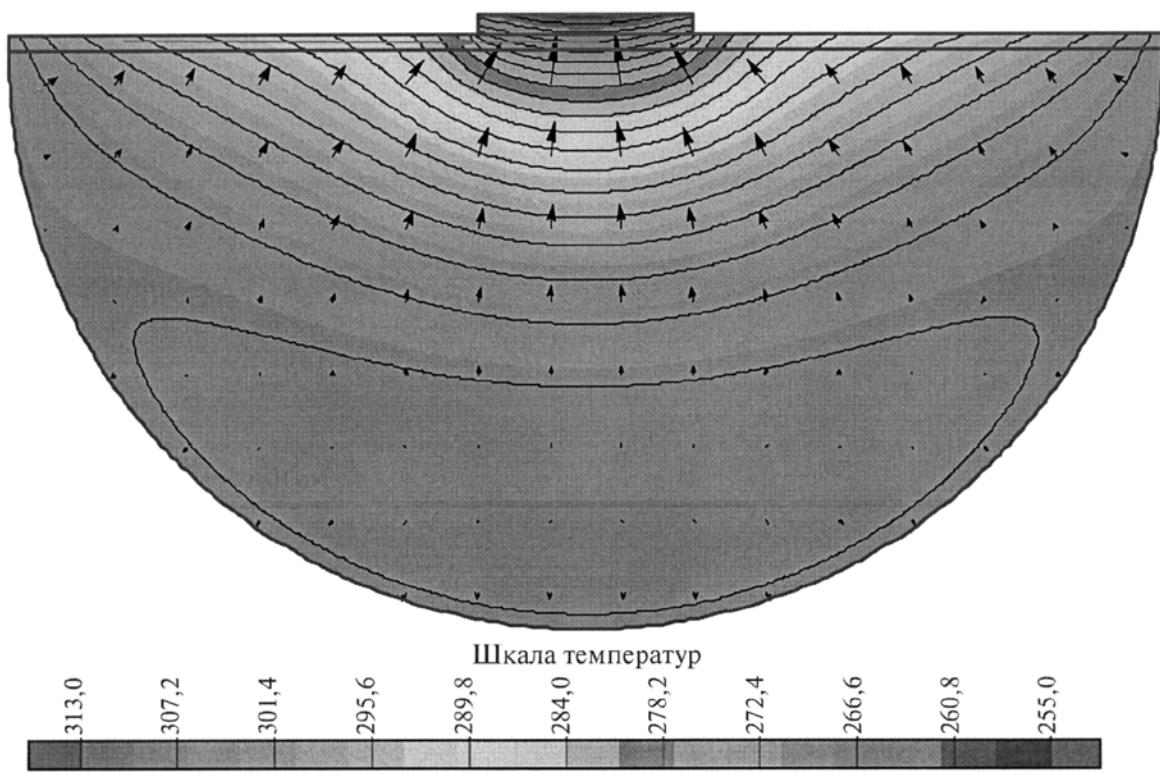


Рис. 4. Распределение температуры по объему биологической ткани при локальном охлаждении

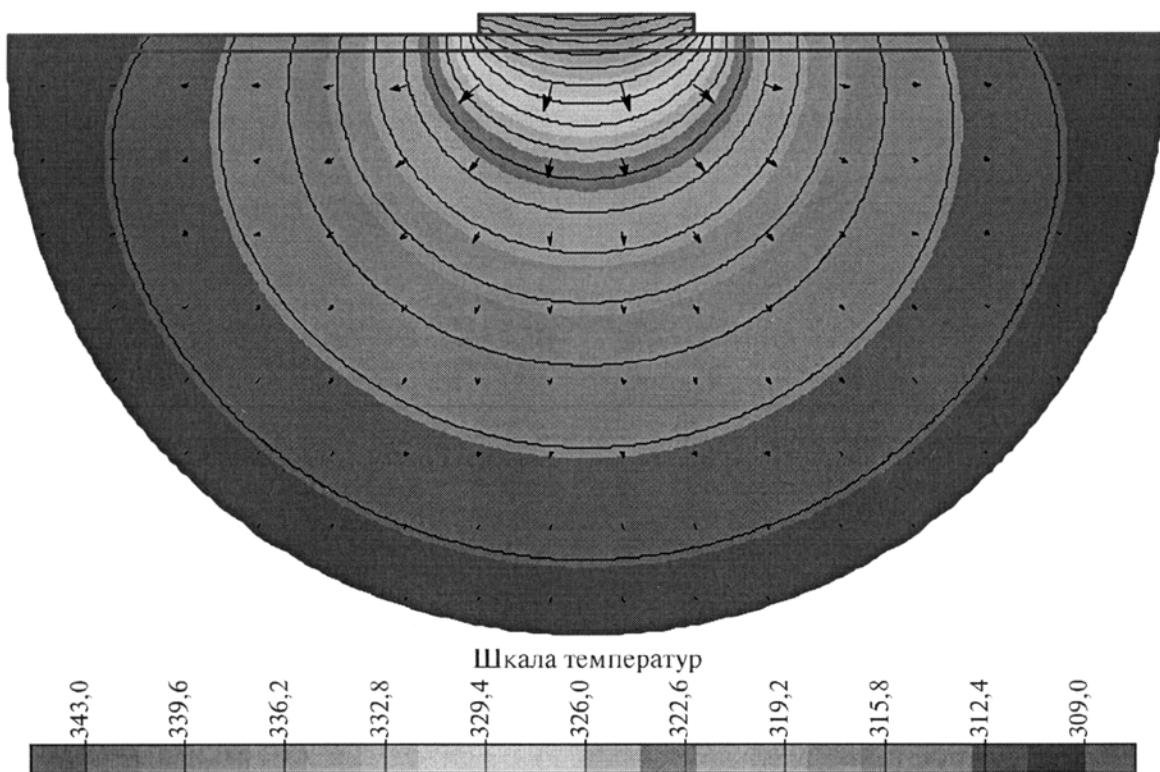
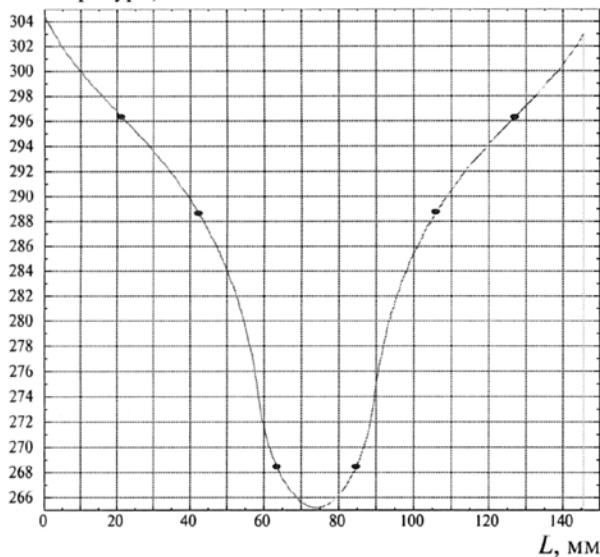


Рис. 5. Распределение температуры по объему биологической ткани при локальном нагреве

Температура, К



Температура, К

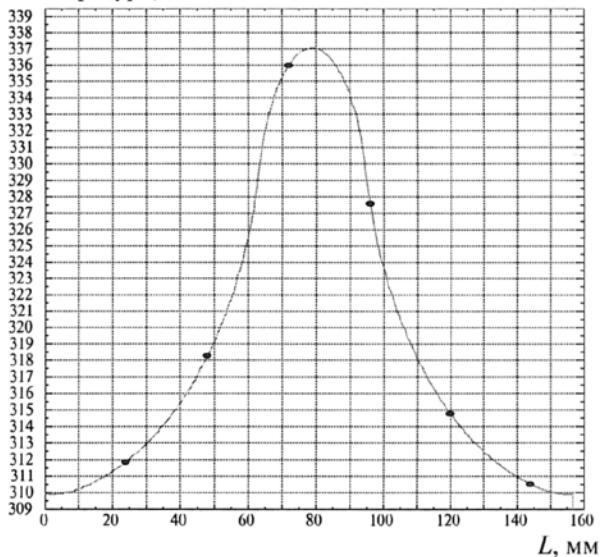
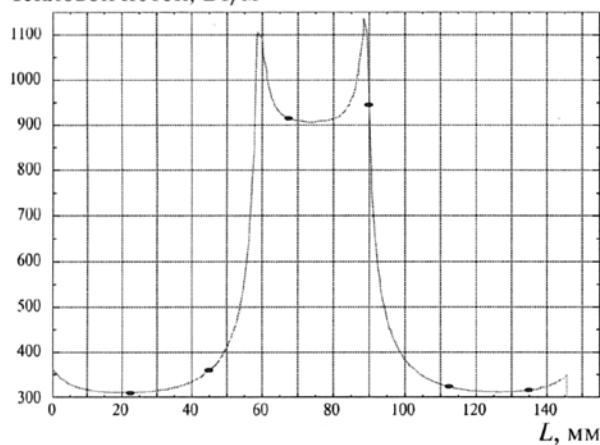


Рис. 6. Распределение температуры ткани по диаметру рассматриваемого участка при локальном охлаждении и нагреве

Тепловой поток, Вт/м²



Тепловой поток, Вт/м²

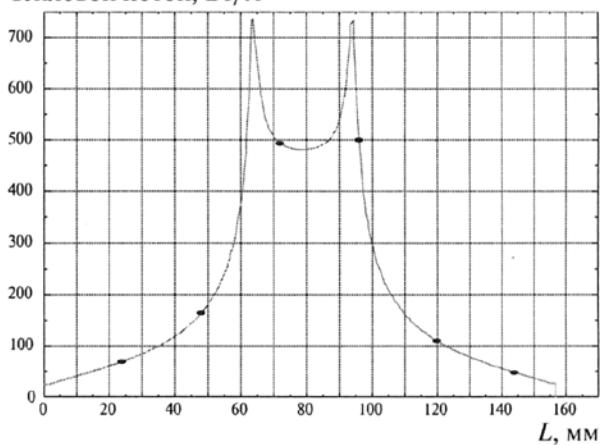


Рис. 7. Распределение теплового потока по диаметру рассматриваемого участка при локальном охлаждении и нагреве

Согласно приведенным расчетным данным можно сделать вывод о достаточно хорошей локализации теплового потока в рефлексогенных зонах. Так, для случая охлаждения разность температур в точках на крайней границе зоны воздействия и на расстоянии 0,5 см от этой зоны составляет 14 К, а для случая нагрева — 12 К, соответственно, изменение теплового потока 500 Вт/м² для случая охлаждения и 400 Вт/м² — для случая нагрева. Таким образом, полученные данные доказывают достаточную эффективность проведения процедуры данным термоэлектрическим устройством, обеспечивающим соблюдение температурного режима воздействия на рефлексогенные

зоны человеческого организма и четкое распределение температуры на поверхности биологической ткани.

Список литературы

- Гапоток П. Я., Клименко Л. М., Левин В. Н. Акупунктурная (рефлекторно-пунктурная) терапия. — Ярославль, 1983.
- Грищенко В. И., Сандомирский Б. П., Коллонтай Ю. Ю. Практическая криомедицина. — Киев: Здоровье, 1987.
- Ши Д. Численные методы в задачах теплообмена / Пер. с англ. — М.: Мир, 1988.