

УДК 537.32

Анатычук Л.И.<sup>1,2</sup>, Кобылянский Р.Р.<sup>1,2</sup>, Константинович И.А.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины,  
ул. Науки, 1, Черновцы, 58029, Украина;

<sup>2</sup>Черновицкий национальный университет им. Ю. Федьковича,  
ул. Н. Коцюбинского, 2, Черновцы, 58012, Украина

## О ВЛИЯНИИ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИСТОЧНИКА ПИТАНИЯ НА ТОЧНОСТЬ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ И ТЕПЛООВОГО ПОТОКА

---

*В работе исследована точность измерения температуры и теплового потока тела человека при наличии на его поверхности термоэлектрического источника питания. Для этого построены физическая, математическая и компьютерная модели биологической ткани с термоэлектрическим сенсором и источником питания. Путем объектно-ориентированного компьютерного моделирования получены распределения температуры и тепловых потоков с учетом кровообращения и метаболизма биологической ткани. Установлены зависимости, которые описывают влияние мощности термоэлектрического источника питания и его отдаленности от термоэлектрического сенсора на точность измерения температуры и теплового потока.*

**Ключевые слова:** компьютерное моделирование, термоэлектрический источник питания, сенсор температуры и теплового потока.

*In this paper, the accuracy of human body temperature and heat flux measurement with a thermoelectric supply on its surface has been studied. For this purpose, physical, mathematical and computer models of biological tissue with a thermoelectric sensor and a thermoelectric supply have been constructed. Object-oriented computer simulation was used to obtain the distributions of temperature and heat fluxes with regard to blood circulation and metabolism of biological tissue. Dependences describing the impact of a thermoelectric supply power and its distance from a thermoelectric sensor on the accuracy of temperature and heat flux measurement have been defined.*

**Key words:** computer simulation, thermoelectric supply, temperature and heat flux sensor.

### Введение

Термоэлектрические источники питания малых мощностей ( $10^{-1}$  Вт –  $10^{-4}$  Вт) обладают рядом привлекательных свойств, поэтому возможности их применения изучают все более широко [1-13]. Среди них особый интерес вызывают термоэлектрические источники, для работы которых используется тепло человека. Они привлекательны, например, для диагностики состояния человека путем длительных измерений температуры и тепловых потоков [14-24]. Однако, если такой источник расположен достаточно близко к сенсорам температуры и тепловых потоков, то он может влиять на их показания.

Поэтому целью настоящей работы является исследование влияния термоэлектрических источников питания на результаты измерений температуры и тепловых потоков на кожной поверхности человека.

### Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим сенсором и термоэлектрическим источником питания

Такая модель приведена на рис. 1. В ней участок кожи человека представляет собой структуру из трех слоев: эпидермиса 1, дермиса 2, подкожного слоя 3 и внутренней ткани 4. Такая структура характеризуется теплопроводностью  $k_i$ , удельной теплоемкостью  $C_i$ , плотностью  $\rho_i$ , скоростью перфузии крови  $\omega_b$ , плотностью крови  $\rho_b$ , теплоемкостью крови  $C_b$  и удельным тепловыделением  $q_{met}$  вследствие процессов метаболизма (табл. 1). Соответствующие слои биологической ткани 1 – 4 считаются объемными источниками тепла  $q_i$ , где:

$$q_i = q_{met} + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_i \cdot (T_b - T_i), \quad i=1...4, \quad (1)$$

$T_b$  – температура крови,  $T_i$  – температура  $i$ -го слоя биологической ткани. Геометрические размеры каждого слоя обозначены символами  $a_i$ ,  $b_i$ ,  $l_i$ , а температуры на границах соответствующих слоев биологической ткани –  $T_1, T_2, T_3, T_4$ .

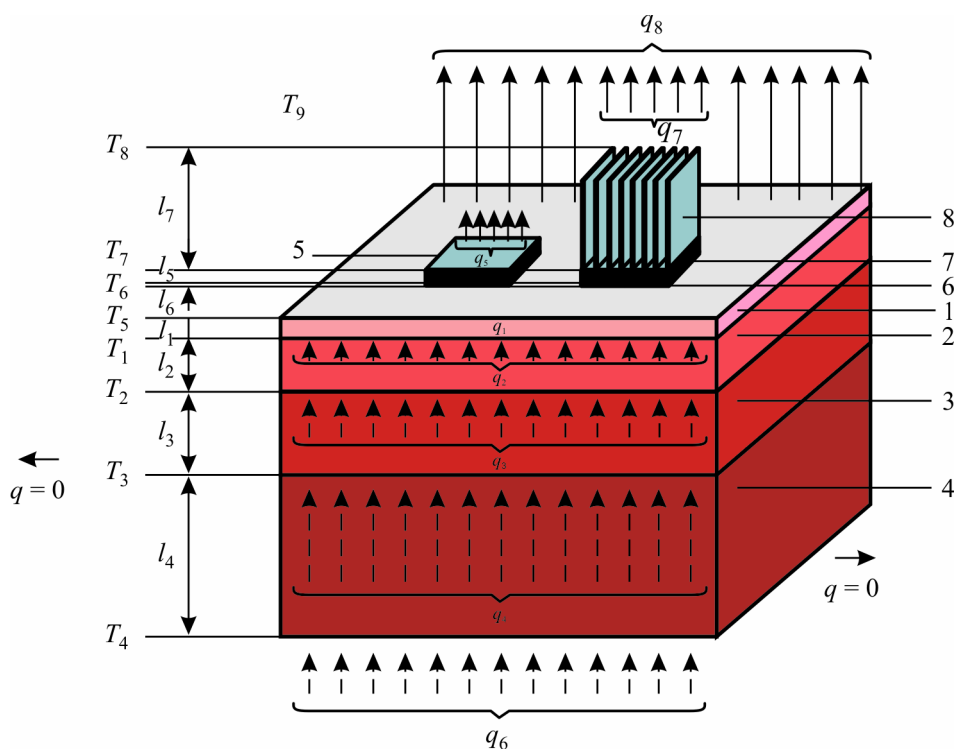


Рис. 1. Физическая модель биологической ткани с термоэлектрическим сенсором и термоэлектрическим источником питания: 1 – эпидермис, 2 – дермис, 3 – подкожный слой, 4 – внутренняя ткань, 5 – термоэлектрический сенсор температуры и теплового потока, 6 – тепловыравнивающая пластина, 7 – термоэлектрический источник питания, 8 – радиатор.

Термоэлектрический сенсор температуры и теплового потока 5 представляет собой прямоугольный брусок размерами  $a_5$ ,  $b_5$ ,  $l_5$ , который состоит из совокупности соединенных в последовательную электрическую цепь полупроводниковых термопарных элементов и диэлектрического корпуса с вмонтированным датчиком температуры (термистором) [25]. ТермоЭДС [1, 2], развиваемая термоэлектрическим сенсором:

$$E = \alpha \cdot N \cdot \Delta T, \quad (2)$$

где  $\alpha$  – коэффициент термоЭДС,  $N$  – количество ветвей,  $\Delta T$  – перепад температуры между верхней и нижней гранями сенсора. Количество ветвей в сенсоре температуры и теплового

потока составляет  $N = 1500 - 3000$  шт. Моделирование термоэлектрического сенсора с таким количеством элементов является громоздкой задачей даже для современных персональных компьютеров. Вместе с тем, из формулы (2) видно, что основное влияние на значение ЭДС сенсора осуществляет перепад температур  $\Delta T$  между его гранями. Поэтому для достижения поставленной в данной работе цели вполне достаточно заменить термоэлектрический сенсор с большим количеством элементов на монолитную однородную среду с эквивалентной теплопроводностью  $k$ . Тогда на основе рассчитанного  $\Delta T$  можно легко определить ЭДС сенсора и в дальнейшем определить плотность теплового потока по градуировочным зависимостям между ЭДС и тепловым потоком.

Таблица 1

Теплофизические свойства биологической ткани тела человека [26-30]

Слои биологической ткани	Эпидермис	Дермис	Подкожный слой	Внутренняя ткань
Толщина, $l$ (мм)	0.08	2	10	30
Удельная теплоемкость, $C$ (Дж·кг <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> )	3590	3300	2500	4000
Теплопроводность, $k$ (Вт·м <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> )	0.24	0.45	0.19	0.5
Плотность, $\rho$ (кг·м <sup>-3</sup> )	1200	1200	1000	1000
Метаболизм, $q_{met}$ (Вт·м <sup>-3</sup> )	368.1	368.1	368.3	368.3
Скорость перфузии крови ткани, $\omega_b$ (м <sup>3</sup> ·с <sup>-1</sup> ·м <sup>-3</sup> )	0	0.00125	0.00125	0.00125
Плотность крови, $\rho_b$ (кг·м <sup>-3</sup> )	1060	1060	1060	1060
Теплоемкость крови, $C_b$ (Дж·кг <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> )	3770	3770	3770	3770

Поверхностный слой участка кожи (эпидермис 1) с температурой  $T_5$  находится в состоянии теплообмена с тепловывравнивающими пластинами 6 из материала с высокой теплопроводностью, геометрические размеры которых  $a_6, b_6, l_6$ . Температуру на поверхности контакта обозначим  $T_6$ . На поверхности биологической ткани (эпидермис 1) размещен термоэлектрический сенсор 5 с геометрическими размерами  $a_5, b_5, l_5$  и температурой на поверхности контакта  $T_7$ , а также термоэлектрический источник питания 7 с геометрическими размерами  $a_7, b_7, l_7$  и температурой на поверхности контакта  $T_8$ .

Свободные поверхности термоэлектрического сенсора 5 с температурой  $T_7$  и термоэлектрического источника питания 7 с температурой  $T_8$  находятся в состоянии теплообмена с окружающей средой с температурой  $T_9$ , что учтено коэффициентом теплообмена  $\alpha_1$  и коэффициентом излучения  $\varepsilon_1$ . Удельный тепловой поток с поверхности термоэлектрического сенсора 5 в окружающую среду обозначим  $q_5$ , с поверхности радиатора 8 в окружающую среду –  $q_7$ ,

из свободной поверхности кожи –  $q_8$ , а удельный тепловой поток внутренних органов человека –  $q_6$ .

Теплообмен поверхности кожи с окружающей средой с температурой  $T_9$  учтен коэффициентом теплообмена  $\alpha_2$  и коэффициентом излучения  $\varepsilon_2$ . Теплообмен кожи путем потовыделения в модели не учитывается.

Поскольку физическая модель биологической ткани представляет собой участок из четырех слоев, причем в других соседних слоях происходят одинаковые биохимические процессы, то можем считать, что перетекание тепла вдоль биологической ткани не происходит ( $q = 0$ ).

### **Математическое описание и компьютерная модель**

Общее уравнение теплообмена в биологической ткани имеет следующий вид [26-30]:

$$\nabla(k \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + q_{met} = \rho \cdot C \cdot \frac{\partial T}{\partial t}, \quad (3)$$

где  $\rho$  – плотность соответствующего слоя биологической ткани ( $\text{кг}/\text{м}^3$ ),  $C$  – удельная теплоемкость слоя биологической ткани ( $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ ),  $\rho_b$  – плотность крови ( $\text{кг}/\text{м}^3$ ),  $C_b$  – удельная теплоемкость крови ( $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ ),  $\omega_b$  – скорость перфузии крови ( $\text{м}^3 \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{м}^{-3}$ ),  $T_b$  – температура крови человека ( $^\circ\text{C}$ ), причем  $T_b = 37^\circ\text{C}$ ,  $q_{met}$  – удельное количество тепла от метаболизма ( $\text{Вт}/\text{м}^3$ ).

Слагаемое в правой части уравнения (3) представляет собой скорость изменения тепловой энергии, содержащейся в единице объема биологической ткани. Три слагаемых в левой части этого уравнения представляют собой соответственно скорость изменения тепловой энергии за счет теплопроводности, перфузии крови и метаболизма.

Для решения поставленной в данной работе задачи достаточно рассмотреть трехмерную стационарную модель. Тогда уравнение (3) приобретет вид (4):

$$k \cdot \left( \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + q_{met} = 0. \quad (4)$$

Стационарное уравнение теплообмена в биологической ткани (4) решается с соответствующими граничными условиями (5 – 6):

$$\begin{cases} q|_{x=0} = 0, & q|_{y=0} = 0, \\ q|_{x=a} = 0, & q|_{y=a} = 0, \end{cases} \quad (5)$$

$$\begin{cases} T|_{z=0} = 37^\circ\text{C}, & q|_{x=e,f} = 0, \\ q|_{z=b,c,d} = \alpha \cdot (T_0 - T) + \varepsilon \cdot \sigma \cdot (T_0^4 - T^4), & q|_{y=e,f} = 0, \end{cases} \quad (6)$$

где  $q$  – плотность теплового потока,  $T$  – абсолютная температура,  $T_0$  – температура окружающей среды,  $\alpha$  – коэффициент теплообмена,  $\varepsilon$  – коэффициент излучения,  $\sigma$  – постоянная Больцмана.

Для определения влияния термоэлектрического источника питания на точность измерения температуры и теплового потока термоэлектрическим сенсором была создана трехмерная компьютерная модель биологической ткани, на поверхности которой находятся термоэлектрический источник питания и сенсор. Для построения компьютерной модели использован пакет прикладных программ Comsol Multiphysics [31], который дает возможность проводить моделирование теплофизических процессов в биологической ткани с учетом кровообращения и метаболизма.

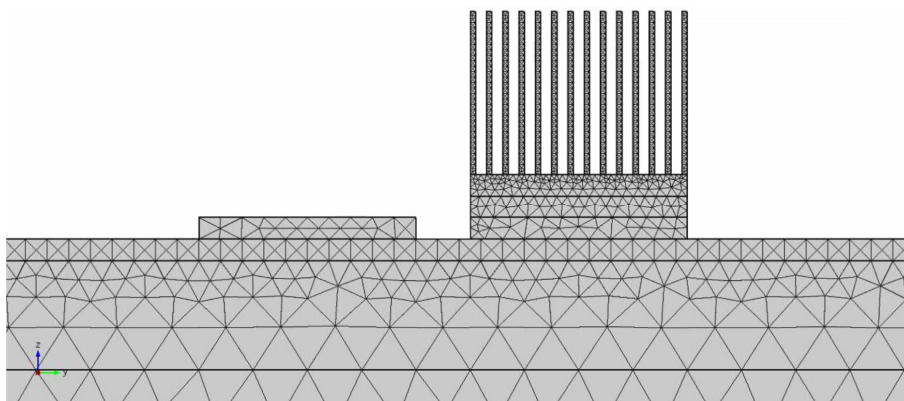


Рис. 2. Сетка метода конечных элементов.

Расчет распределений температур и плотности тепловых потоков в биологической ткани, термоэлектрическом сенсоре температуры и теплового потока и термоэлектрическом источнике питания осуществлялся методом конечных элементов, суть которого заключается в том, что исследуемый объект разбивается на большое число конечных элементов (рис. 2), для каждого из которых определяется значение функции, удовлетворяющее заданные дифференциальные уравнения второго порядка с соответствующими граничными условиями. Точность решения поставленной задачи зависит от способа разбивки и обеспечивается использованием большого количества конечных элементов [31].

### Результаты компьютерного моделирования

Путем объектно-ориентированого компьютерного моделирования получены распределения температуры (рис. 3, 4) и линий плотности теплового потока в биологической ткани тела человека, термоэлектрическом сенсоре температуры и теплового потока и термоэлектрическом источнике питания.

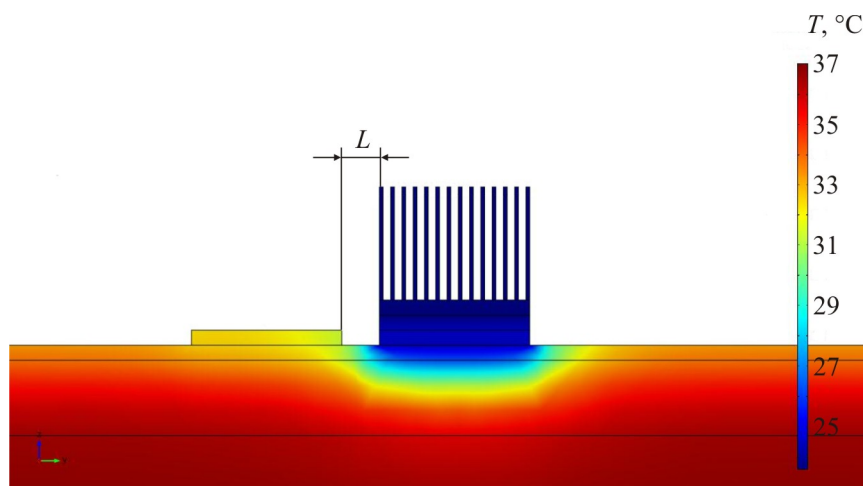


Рис. 3. Распределение температуры в биологической ткани тела человека, на поверхности которой размещен термоэлектрический сенсор температуры и теплового потока и термоэлектрический источник питания для случая расстояния между ними  $L = 0.5$  см и электрической мощности источника питания  $P = 0.6$  мВт, что соответствует площади сечения  $S = 4$  см<sup>2</sup>.

Компьютерным моделированием установлены зависимости, которые описывают влияние мощности термоэлектрического источника питания и его отдаленности от термоэлектрического сенсора на точность измерения температуры и теплового потока (рис. 5 – 8).

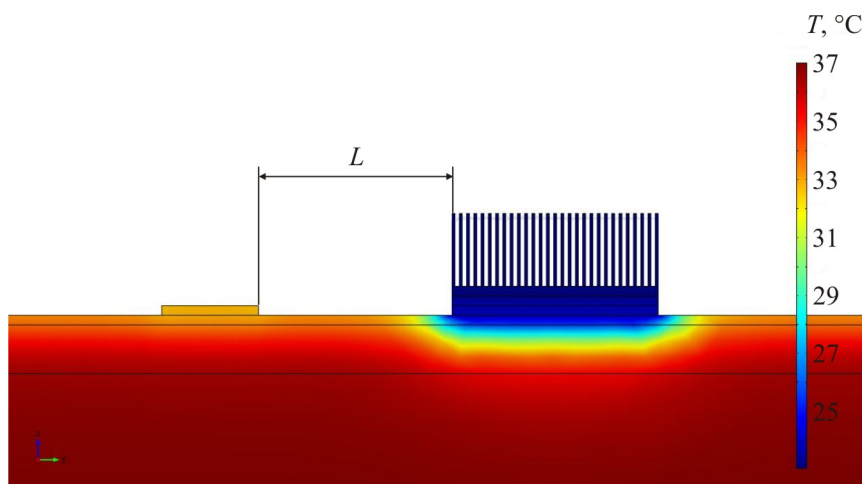


Рис. 4. Распределение температуры в биологической ткани тела человека, на поверхности которой размещен термоэлектрический сенсор температуры и теплового потока и термоэлектрический источник питания для случая расстояния между ними  $L = 4$  см и электрической мощности источника питания  $P = 2.23$  мВт, что соответствует площади сечения  $S = 16$  см<sup>2</sup>.

Расчеты проведены для температуры окружающей среды  $T = 20$  °С, геометрических размеров термоэлектрического сенсора температуры и теплового потока –  $(20 \times 20)$  мм<sup>2</sup>, коэффициентов теплообмена биологической ткани, сенсора и термоэлектрического источника питания с окружающей средой  $\alpha = 10$  Вт/м<sup>2</sup>·К.

На рис. 5 – 6 представлены зависимости влияния отдаленности термоэлектрического источника питания от термоэлектрического сенсора на погрешности измерения температуры  $\Delta T$  и плотности теплового потока  $\Delta q$  термоэлектрическим сенсором.

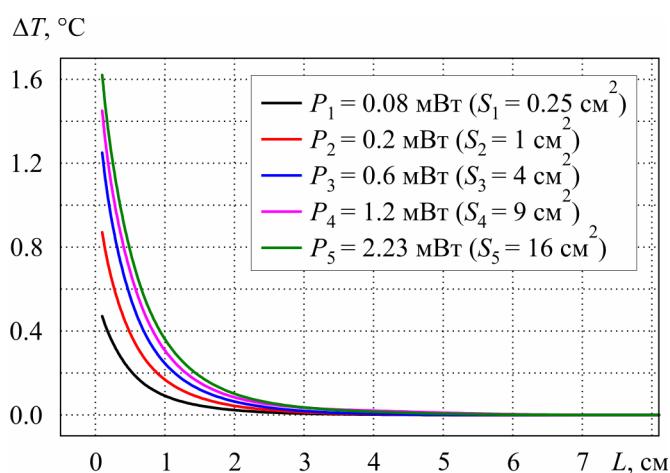


Рис. 5. Зависимость погрешности измерения температуры  $\Delta T$  от расстояния между сенсором и термоэлектрическим источником питания.

На рис. 7 – 8 представлены зависимости влияния мощности термоэлектрического источника питания на погрешности измерения температуры  $\Delta T$  и плотности теплового потока  $\Delta q$  термоэлектрическим сенсором.

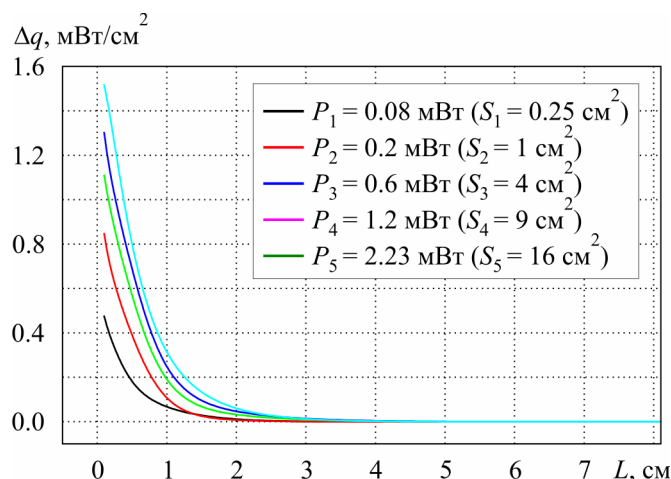


Рис. 6. Зависимость погрешности измерения плотности теплового потока  $\Delta q$  от расстояния между сенсором и термоэлектрическим источником питания.

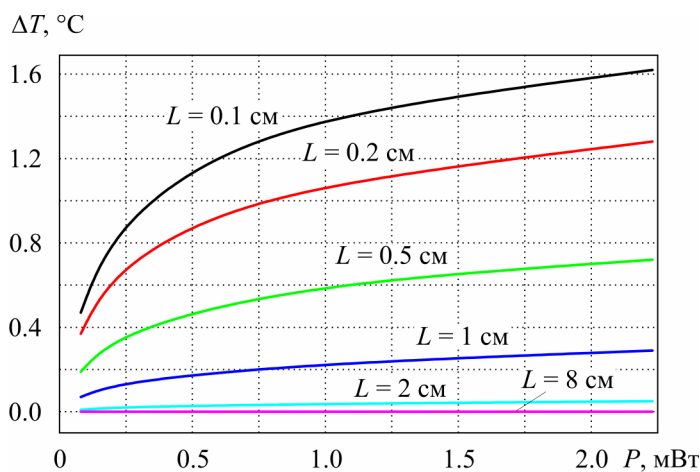


Рис. 7. Зависимость погрешности измерения температуры  $\Delta T$  от электрической мощности термоэлектрического источника питания.

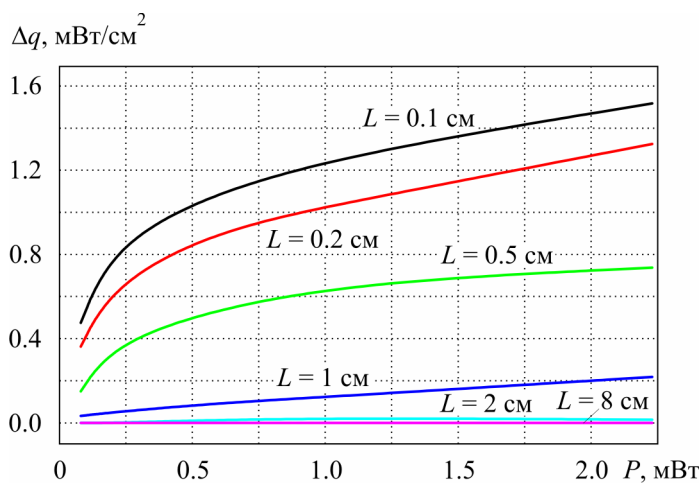


Рис. 8. Зависимость погрешности измерения плотности теплового потока  $\Delta q$  от электрической мощности термоэлектрического источника питания.

Из рис. 5–8 видно, что размещение термоэлектрического источника питания на расстоянии не менее  $L = 5$  см от сенсора температуры и теплового потока приводит к погрешностям измерений, которые не превышают  $\Delta T = 0.01$  °С и  $\Delta q = 0.001$  мВт/см<sup>2</sup> соответственно. При размещении сенсора и термоэлектрического источника питания на расстоянии  $L = 2$  см максимальная погрешность измерения температуры составляет  $\Delta T = 0.1$  °С. Приведенные погрешности измерения температуры справедливы для термоэлектрических источников питания мощностью  $P = 0.08 \div 2.23$  мВт (рис. 5). Аналогично при размещении сенсора и термоэлектрического источника питания на расстоянии  $L = 1$  см максимальная погрешность измерения плотности теплового потока составляет  $\Delta q = 0.25$  мВт/см<sup>2</sup>, а при расстоянии  $L = 2$  см максимальная погрешность измерения плотности теплового потока составляет  $\Delta q = 0.05$  мВт/см<sup>2</sup> (рис. 6).

## Выводы

1. Путем объектно-ориентированого компьютерного моделирования получены распределения температуры и теплового потока в биологической ткани тела человека, которые дали возможность определить влияние термоэлектрического источника питания на точность измерений температуры и теплового потока термоэлектрическим сенсором.
2. Установлены зависимости, которые описывают влияние мощности термоэлектрического источника питания и его отдаленности от термоэлектрического сенсора на точность измерения температуры и теплового потока. В частности установлено, что при размещении термоэлектрического источника питания на расстоянии не менее  $L = 5$  см от сенсора температуры и теплового потока погрешности измерений температуры не превышают  $\Delta T = 0.01$  °С и теплового потока  $\Delta q = 0.001$  мВт/см<sup>2</sup> соответственно.

## Литература

1. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: [справочник] / Л.И. Анатычук – К.: Наукова думка, 1979. – 768 с.
2. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Термоэлектрические преобразователи энергии: [том II] / Л.И. Анатычук – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. – 376 с.
3. Струтинская Л.Т. Термоэлектрические микрогенераторы. Современное состояние и перспективы использования / Л.Т. Струтинская // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2008. – № 4. – С. 5 – 13.
4. Patent US 6222114, Portable Wrist Device, *Mitamura Gen (JP)* (2001).
5. G.J. Snyder, Small Thermoelectric Generators, *The Electrochemical Society Interface*. – Fall 2008.
6. Анатычук Л.И. Электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский, С.Б. Романюк // Стендовый доклад XV Международного Форума по термоэлектричеству 21-24 мая 2013 года. – Таллинн, Эстония, 2013.
7. Заявка № u201308794 от 15.07.13. Электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания // Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р., Романюк С.Б. – 2013.
8. Заявка № u201308793 от 15.07.13. Электронный медицинский термометр с комбинированным источником питания // Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р., Романюк С.Б. – 2013.



9. Заявка № u201312570 от 28.10.2013. Электронный медицинский термометр с термоэлектрическим источником питания // Анатычук Л.И. – 2013.
10. Анатычук Л.И. О точности определения температуры электронным медицинским термометром с термоэлектрическим источником питания / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – № 5. – 2013. – С. 75 – 79.
11. Пат. 71619 Украина, МПК H01L 35/00. Термоэлектрический медицинский тепломер / Анатычук Л.И., Кобылянский Р.Р.; Институт термоэлектричества. – № u2011 14007; заявл. 28.11.11; опубл. 25.07.12, Бюл. № 14.
12. Пат. 73037 Украина, МПК H01L 35/02. Термоэлектрическое медицинское устройство / Микитюк П.Д., Кобылянский Р.Р., Слепенюк Т.В.; Институт термоэлектричества. – № u2012 01922; заявл. 20.02.12; опубл. 10.09.12, Бюл. № 17.
13. Vladimir Leonov, Human Machine and Thermoelectric Energy Scavenging for Wearable Devices, *ISRN Renewable Energy*, Vol. 2011, Article ID 785380, 11 pages (doi:10.5402/2011/785380).
14. Ладыка Р.Б. Полупроводниковые тепломеры в диагностике и лечении заболеваний суставов / Р.Б. Ладыка, Д.Н. Москаль, В.Д. Дидух // Медицинская техника. – 1992. – № 6. – С. 34 – 35.
15. Ладыка Р.Б. Применение полупроводниковых тепломеров в диагностике и лечении / Р.Б. Ладыка, О.Н. Дакалюк, Л.П. Булат, А.П. Мягкота // Медицинская техника. – 1996. – № 6. – С. 36 – 37.
16. Анатычук Л.И. Термоэлектрический полупроводниковый тепломер / Л.И. Анатычук, Н.Г. Лозинский, П.Д. Микитюк, Ю.Ю. Розвер // Приборы и техника эксперимента. – 1983. – № 5. – С. 236.
17. Анатычук Л.И. Термоэлектрический тепломер / Л.И. Анатычук, Л.П. Булат, Д.Д. Гуцал, А.П. Мягкота // Приборы и техника эксперимента. – 1989. – №4. – С. 248.
18. Демчук Б.М. Термоэлектрические датчики для ортопедии / Б.М. Демчук, Л.Я. Кушнерик, И.М. Рубленик // Термоэлектричество. – 2002. – № 4. – С. 80 – 85.
19. Ащеулов А.А. Термоэлектрический прибор для медико-биологической экспресс-диагностики / А.А. Ащеулов, Л.Я. Кушнерик // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – № 4. – 2004. – С. 38 – 39.
20. Кобылянский Р.Р. Использование термоэлектрических тепломеров для измерения тепловых потоков человека / Р.Р. Кобылянский, Р.Г. Гарабажив, Т.В. Слепенюк // VII Школа по термоэлектричеству 16-19 июля 2012 г. – Яремче, Украина, 2012.
21. Анатычук Л.И. Исследование влияния термоэлектрического тепломера на определение тепловыделения человека / Л.И. Анатычук, Кобылянский Р.Р. // Термоэлектричество. – № 4. – 2012. – С. 60 – 66.
22. Анатычук Л.И. Компьютерное моделирование показаний термоэлектрического тепломера в условиях реальной эксплуатации / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – № 1. – 2013. – С. 53 – 60.
23. Анатычук Л.И. О некоторых особенностях использования медицинских тепломеров при исследовании локальных тепловыделений человека / Л.И. Анатычук, Р.Г. Гиба, Р.Р. Кобылянский // Термоэлектричество. – № 2. – 2013. – С. 88 – 94.
24. Анатычук Л.И. Особенности использования термоэлектрических медицинских тепломеров при измерении локальных тепловыделений человека / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянский // XV Международный Форум по термоэлектричеству 21-24 мая 2013 года. – Таллинн, Эстония, 2013.

25. Гыщук В.С. Модернизированный прибор для измерения тепловых потоков человека / В.С. Гыщук // Термоэлектричество. – № 2. – 2013. – С. 99 – 104.
26. S.C. Jiang, N. Ma, H.J. Li and X.X. Zhang, Effects of Thermal Properties and Geometrical Dimensions on Skin Burn Injuries, *Burns* 28, 713 – 717 (2002).
27. M.P. Cetingul, C. Herman, Identification of Skin Lesions from the Transient Thermal Response Using Infrared Imaging Technique, *IEEE*, 1219 – 1222 (2008).
28. M. Ciesielski, B. Mochnecki and R. Szopa, Numerical Modeling of Biological Tissue Heating. Admissible Thermal Dose, *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science* 1 (10), 11 – 20 (2011).
29. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan and Iulia Maria Carstea, Computer-Aided Analysis of the Heat Transfer in Skin Tissue, *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements*, 2010, p. 53 – 59.
30. Daniela Carstea, Ion Carstea and Iulia Maria Carstea, Interdisciplinarity in Computer-Aided Analysis of Thermal Therapies, *WSEAS Transactions on Systems and Control* 6 (4), 115 – 124 (2011).
31. COMSOL Multiphysics User's Guide, COMSOLAB, 2010, 804 p.

Поступила в редакцию 09.12.2013.