

УДК 537.32

Анатичук Л.І.<sup>1,2</sup>, Кобилянський Р.Р.<sup>1,2</sup>, Константинович І.А.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Інститут термоелектрики НАН і МОН України, вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

<sup>2</sup>Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича,

вул. Коцюбинського, 2, Чернівці, 58000, Україна

---

## ПРО ВПЛИВ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ДЖЕРЕЛА ЖИВЛЕННЯ НА ТОЧНІСТЬ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ТА ТЕПЛООВОГО ПОТОКУ

---

*У роботі досліджена точність вимірювання температури та теплового потоку тіла людини при наявності на його поверхні термоелектричного джерела живлення. Для цього побудовані фізична, математична та комп'ютерна моделі біологічної тканини з термоелектричним сенсором і джерелом живлення. Шляхом об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання отримані розподіли температури та теплових потоків з урахуванням кровообігу і метаболізму біологічної тканини. Встановлені залежності, які описують вплив потужності термоелектричного джерела живлення і його віддаленості від термоелектричного сенсора на точність вимірювання температури та теплового потоку.*

**Ключові слова:** комп'ютерне моделювання, термоелектричне джерело живлення, сенсор температури та теплового потоку.

*We have investigated the measurement accuracy of temperature and heat flux in the presence of a human body on the skin surface of the thermoelectric power. For this purpose built physical, mathematical and computer models of biological tissue with thermoelectric sensor and power supply on its surface. By means of object oriented computer simulation of temperature distribution obtained and taking into account the thermal flow circulation, and metabolism of biological tissue. The dependences describing the effect of power and remoteness thermoelectric power source to the sensor reading temperature and heat flux.*

**Key words:** computer simulation, thermoelectric power source, temperature and heat flux density sensor.

### Вступ

Термоелектричні джерела живлення малих потужностей ( $10^{-1}$  Вт –  $10^{-4}$  Вт) мають ряд привабливих властивостей, тому можливості їх застосування вивчають усе більш широко [1-13]. Серед них особливий інтерес викликають термоелектричні джерела, для роботи яких використовується тепло людини. Вони привабливі, наприклад, для діагностики стану людини шляхом тривалих вимірювань температури та теплових потоків [14-24]. Однак, якщо таке джерело розташоване досить близько до сенсорів температури та теплових потоків, то воно може впливати на їхні покази.

Тому метою даної роботи є дослідження впливу термоелектричних джерел живлення на результати вимірювань температури та теплових потоків на шкірній поверхні людини.

### Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним сенсором і термоелектричним джерелом живлення

Така модель наведена на рис. 1. У ній ділянка шкіри людини являє собою структуру з трьох шарів: епідерміса 1, дерміса 2, підшкірного шару 3 і внутрішньої тканини 4. Така

структура характеризується теплопровідністю  $\kappa_i$ , питомою теплоємністю  $C_i$ , густиною  $\rho_i$ , швидкістю перфузії крові  $\omega_b$ , густиною крові  $\rho_b$ , теплоємністю крові  $C_b$  і питомим тепловиділенням  $q_{met}$  внаслідок процесів метаболізму (табл. 1). Відповідні шари біологічної тканини 1 – 4 вважаються об'ємними джерелами тепла  $q_i$ , де:

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

$T_b$  – температура крові,  $T_i$  – температура  $i$ -го шару біологічної тканини. Геометричні розміри кожного шару позначені символами  $a_i$ ,  $b_i$ ,  $l_i$ , а температури на границях відповідних шарів біологічної тканини –  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$ ,  $T_4$ .

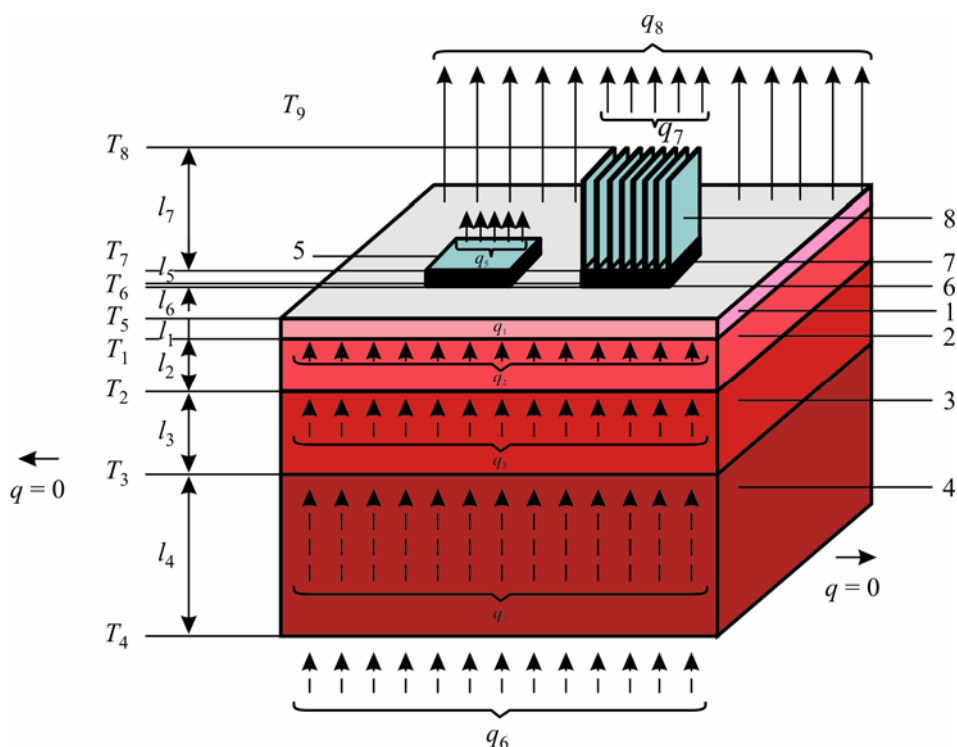


Рис. 1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним сенсором і термоелектричним джерелом живлення: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина, 5 – термоелектричний сенсор температури та теплового потоку, 6 – тепловирівнююча пластина, 7 – термоелектричне джерело живлення, 8 – радіатор.

Термоелектричний сенсор температури та теплового потоку 5 являє собою прямокутний брусок розмірами  $a_5$ ,  $b_5$ ,  $l_5$ , який складається із сукупності з'єднаних у послідовне електричне коло напівпровідникових термопарних елементів і діелектричного корпусу із вмонтованим датчиком температури (термістором) [25]. ТермоЕРС [1, 2], що розвивається термоелектричним сенсором:

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

де  $\alpha$  – коефіцієнт термоЕРС,  $N$  – кількість віток,  $\Delta T$  – перепад температури між верхньою та нижньою гранями сенсора. Кількість віток у сенсорі температури та теплового потоку становить  $N = 1500 - 3000$  шт. Моделювання термоелектричного сенсора з такою кількістю елементів є громіздким завданням навіть для сучасних персональних комп'ютерів. Разом з тим, з формули (2) видно, що основний вплив на значення ЕРС сенсора здійснює перепад температур  $\Delta T$  між його гранями. Тому для досягнення поставленої в даній роботі мети цілком

достатньо замінити термоелектричний сенсор з більшою кількістю елементів на монолітне однорідне середовище з еквівалентною теплопровідністю  $\kappa$ . Тоді на основі розрахованого  $\Delta T$  можна легко визначити ЕРС сенсора і надалі визначити густину теплового потоку за градувальними залежностями між ЕРС і тепловим потоком.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [26-30]

| Шари біологічної тканини   | Епідерміс | Дерміс  | Підшкірний шар | Внутрішня тканина |
|--|-----------|---------|----------------|-------------------|
| Товщина,<br>$l$ (мм)   | 0.08      | 2       | 10             | 30                |
| Питома теплоємність,<br>$C$ (Дж·кг <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> )                                    | 3590      | 3300    | 2500           | 4000              |
| Теплопровідність,<br>$\kappa$ (Вт·м <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> )                                   | 0.24      | 0.45    | 0.19           | 0.5               |
| Густина,<br>$\rho$ (кг·м <sup>-3</sup> )   | 1200      | 1200    | 1000           | 1000              |
| Метаболізм, $q_{met}$ (Вт·м <sup>-3</sup> )  | 368.1     | 368.1   | 368.3          | 368.3             |
| Швидкість перфузії<br>крові тканини,<br>$\omega_b$ (м <sup>3</sup> ·с <sup>-1</sup> ·м <sup>-3</sup> ) | 0         | 0.00125 | 0.00125        | 0.00125           |
| Густина крові,<br>$\rho_b$ (кг·м <sup>-3</sup> )   | 1060      | 1060    | 1060           | 1060              |
| Теплоємність крові,<br>$C_b$ (Дж·кг <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> )                                   | 3770      | 3770    | 3770           | 3770              |

Поверхневий шар ділянки шкіри (епідерміс 1) з температурою  $T_5$  перебуває в стані теплообміну з тепловирівнюючими пластинами 6 з матеріалу з високою теплопровідністю, геометричні розміри яких  $a_6, b_6, l_6$ . Температуру на поверхні контакту позначимо  $T_6$ . На поверхні біологічної тканини (епідерміс 1) розміщений термоелектричний сенсор 5 з геометричними розмірами  $a_5, b_5, l_5$  і температурою на поверхні контакту  $T_7$ , а також термоелектричне джерело живлення 7 з геометричними розмірами  $a_7, b_7, l_7$  і температурою на поверхні контакту  $T_8$ .

Вільні поверхні термоелектричного сенсора 5 з температурою  $T_7$  і термоелектричного джерела живлення 7 з температурою  $T_8$  перебувають у стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою  $T_9$ , що враховано коефіцієнтом теплообміну  $\alpha_1$  і коефіцієнтом випромінювання  $\varepsilon_1$ . Питомий тепловий потік з поверхні термоелектричного сенсора 5 у навколишнє середовище позначимо  $q_5$ , з поверхні радіатора 8 у навколишнє середовище –  $q_7$ , з вільної поверхні шкіри –  $q_8$ , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини –  $q_6$ .

Теплообмін поверхні шкіри з навколишнім середовищем з температурою  $T_9$  врахований коефіцієнтом теплообміну  $\alpha_2$  і коефіцієнтом випромінювання  $\varepsilon_2$ . Теплообмін шкіри шляхом потовиділення в моделі не враховується.

Оскільки фізична модель біологічної тканини являє собою ділянку із чотирьох шарів,

причому в інших сусідніх шарах відбуваються однакові біохімічні процеси, то можемо вважати, що перетікання тепла вздовж біологічної тканини не відбувається ( $q = 0$ ).

### Математичний опис і комп'ютерна модель

Загальне рівняння теплообміну в біологічній тканині має такий вигляд [26-30]:

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

де  $\rho$  – густина відповідного шару біологічної тканини ( $\text{кг}/\text{м}^3$ ),  $C$  – питома теплоємність шару біологічної тканини ( $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ ),  $\rho_b$  – густина крові ( $\text{кг}/\text{м}^3$ ),  $C_b$  – питома теплоємність крові ( $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ ),  $\omega_b$  – швидкість перфузії крові ( $\text{м}^3 \cdot \text{с}^{-1} \cdot \text{м}^{-3}$ ),  $T_b$  – температура крові людини ( $^\circ\text{C}$ ), причому  $T_b = 37^\circ\text{C}$ ,  $q_{met}$  – питома кількість тепла від метаболізму ( $\text{Вт}/\text{м}^3$ ).

Доданок у правій частині рівняння (3) являє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у лівій частині цього рівняння являють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та метаболізму.

Для розв'язку поставленої в даній роботі задачі досить розглянути тривимірну стаціонарну модель. Тоді рівняння (3) отримає вигляд (4):

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

Стаціонарне рівняння теплообміну в біологічній тканині (4) розв'язується з відповідними граничними умовами (5 – 6):

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

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

де  $q$  – густина теплового потоку,  $T$  – абсолютна температура,  $T_0$  – температура навколишнього середовища,  $\alpha$  – коефіцієнт теплообміну,  $\varepsilon$  – коефіцієнт випромінювання,  $\sigma$  – постійна Больцмана.

Для визначення впливу термоелектричного джерела живлення на точність вимірювання температури та теплового потоку термоелектричним сенсором була створена тривимірна комп'ютерна модель біологічної тканини, на поверхні якої перебувають термоелектричні джерело живлення та сенсор. Для побудови комп'ютерної моделі використаний пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [31], який дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з урахуванням кровообігу та метаболізму.

Розрахунки розподілів температур і густини теплових потоків у біологічній тканині, термоелектричному сенсорі температури та теплового потоку і термоелектричному джерелі живлення здійснювалися методом кінцевих елементів, суть якого полягає в тому, що досліджуваній об'єкт розбивається на велику кількість кінцевих елементів (рис. 2), для кожного з яких визначається значення функції, що задовольняє задані диференційні рівняння другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язку поставленої задачі залежить від способу розбивки та забезпечується використанням великої кількості кінцевих елементів [31].

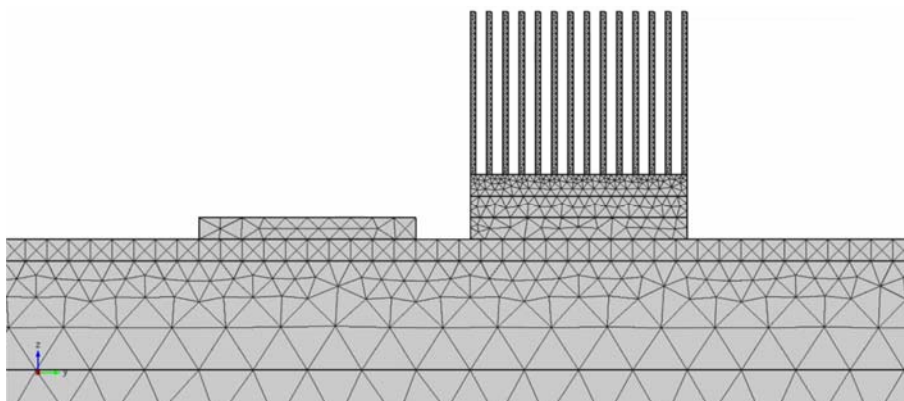


Рис. 2. Сітка методу кінцевих елементів.

### Результати комп'ютерного моделювання

Шляхом об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання отримані розподіли температури (рис. 3, 4) і ліній густини теплового потоку в біологічній тканині тіла людини, термоелектричному сенсорі температури та теплового потоку і термоелектричному джерелі живлення.

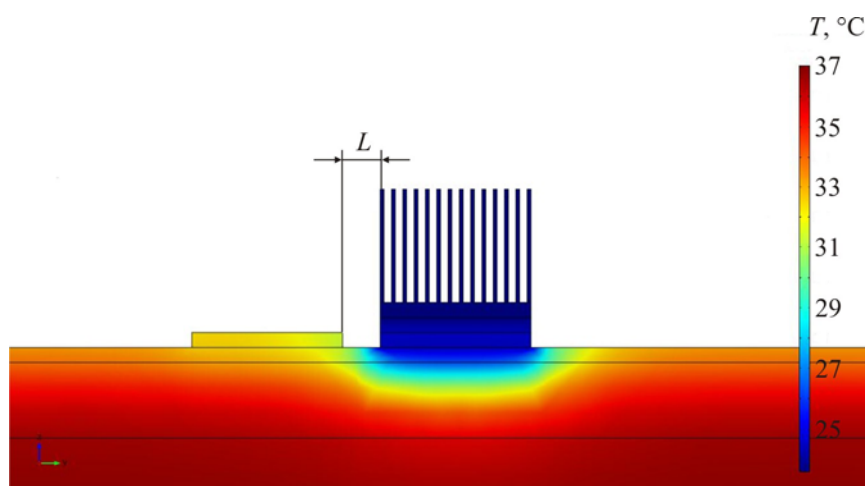


Рис. 3. Розподіл температури в біологічній тканині тіла людини, на поверхні якої розміщений термоелектричний сенсор температури та теплового потоку і термоелектричне джерело живлення для випадку відстані між ними  $L = 0.5$  см і електричної потужності джерела живлення  $P = 0.6$  мВт, що відповідає площі перетину  $S = 4$  см<sup>2</sup>.

Комп'ютерним моделюванням встановлені залежності, які описують вплив потужності термоелектричного джерела живлення і його віддаленості від термоелектричного сенсора на точність вимірювання температури і теплового потоку (рис. 5 – 8).

Розрахунки проведені для температури навколишнього середовища  $T = 20$  °С, геометричних розмірів термоелектричного сенсора температури та теплового потоку –  $(20 \times 20)$  мм<sup>2</sup>, коефіцієнтів теплообміну біологічної тканини, сенсора і термоелектричного джерела живлення з навколишнім середовищем  $\alpha = 10$  Вт/м<sup>2</sup>·К.

На рис. 5 – 6 представлені залежності впливу віддаленості термоелектричного джерела живлення від термоелектричного сенсора на похибки вимірювання температури  $\Delta T$  і густини теплового потоку  $\Delta q$  термоелектричним сенсором.

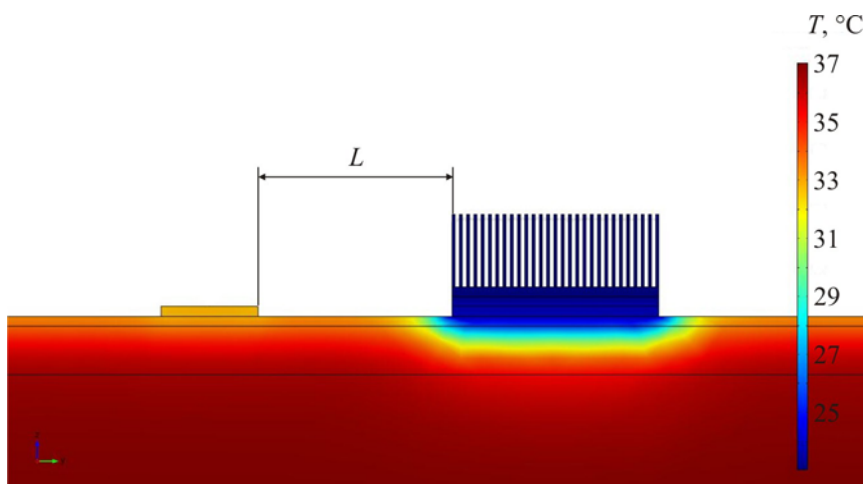


Рис. 4. Розподіл температури в біологічній тканині тіла людини, на поверхні якої розміщений термоелектричний сенсор температури та теплового потоку і термоелектричне джерело живлення для випадку відстані між ними  $L = 4$  см і електричної потужності джерела живлення  $P = 2.23$  мВт, що відповідає площі перетину  $S = 16$  см<sup>2</sup>.

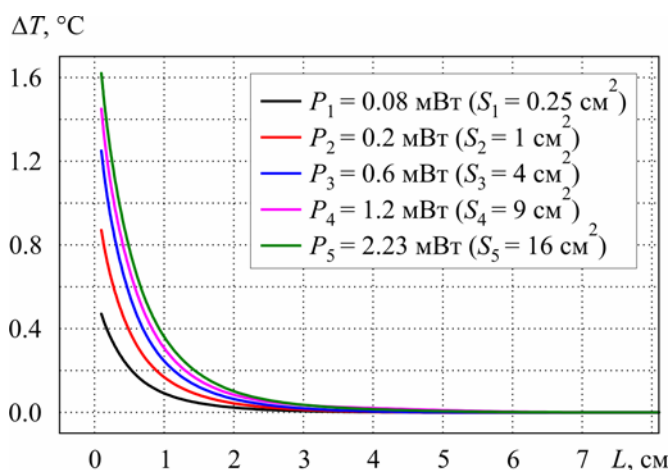


Рис. 5. Залежність похибки вимірювання температури  $\Delta T$  від відстані між сенсором і термоелектричним джерелом живлення.

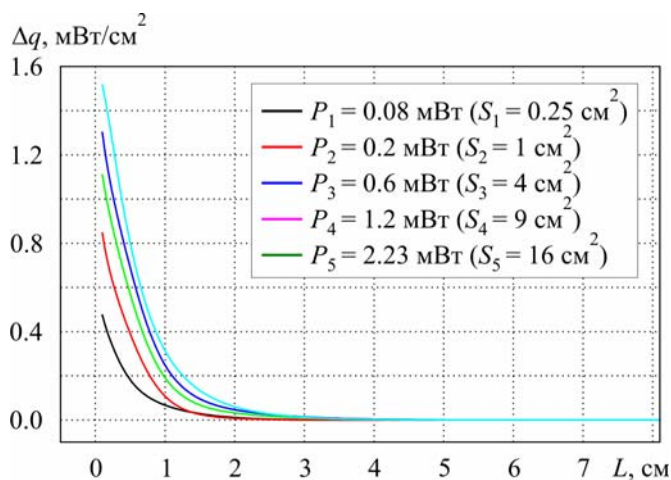


Рис. 6. Залежність похибки вимірювання густини теплового потоку  $\Delta q$  від відстані між сенсором і термоелектричним джерелом живлення.

На рис. 7 – 8 представлені залежності впливу потужності термоелектричного джерела живлення на похибки вимірювання температури  $\Delta T$  і густини теплового потоку  $\Delta q$  термоелектричним сенсором.

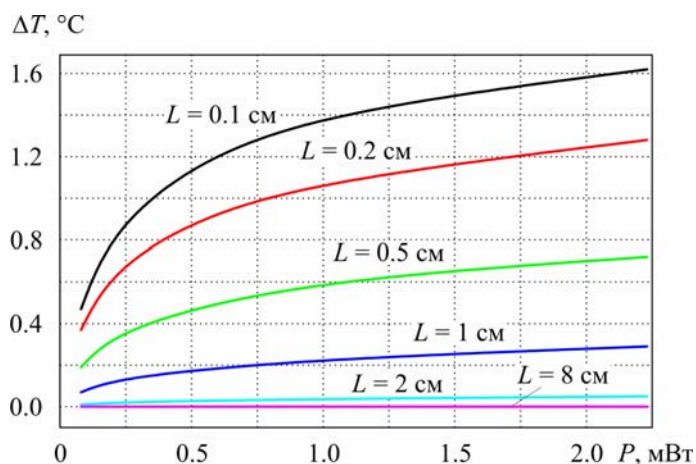


Рис. 7. Залежність похибки вимірювання температури  $\Delta T$  від електричної потужності термоелектричного джерела живлення.

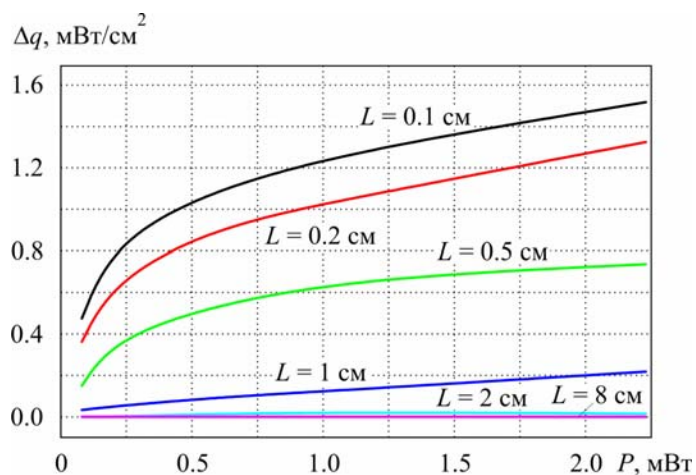


Рис. 8. Залежність похибки вимірювання густини теплового потоку  $\Delta q$  від електричної потужності термоелектричного джерела живлення.

З рис. 5 – 8 видно, що розміщення термоелектричного джерела живлення на відстані меншій  $L = 5$  см від сенсора температури та теплового потоку приводить до похибок вимірювань, які не перевищують  $\Delta T = 0.01$  °C та  $\Delta q = 0.001$  мВт/см<sup>2</sup> відповідно. При розміщенні сенсора і термоелектричного джерела живлення на відстані  $L = 2$  см максимальна похибка вимірювання температури становить  $\Delta T = 0.1$  °C. Наведені похибки вимірювання температури справедливі для термоелектричних джерел живлення потужністю  $P = 0.08 \div 2.23$  мВт (рис. 5). Аналогічно при розміщенні сенсора і термоелектричного джерела живлення на відстані  $L = 1$  см максимальна похибка вимірювання густини теплового потоку становить  $\Delta q = 0.25$  мВт/см<sup>2</sup>, а при відстані  $L = 2$  см максимальна похибка вимірювання густини теплового потоку становить  $\Delta q = 0.05$  мВт/см<sup>2</sup> (рис. 6).

## Висновки

1. Шляхом об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання отримані розподіли температури та теплового потоку в біологічній тканині тіла людини, які дали можливість визначити вплив

термоелектричного джерела живлення на точність вимірювання температури та теплового потоку термоелектричним сенсором.

2. Встановлені залежності, які описують вплив потужності термоелектричного джерела живлення і його віддаленості від термоелектричного сенсора на точність вимірювання температури та теплового потоку. Зокрема встановлено, що при розміщенні термоелектричного джерела живлення на відстані не меншій  $L = 5$  см від сенсора температури та теплового потоку похибки вимірювання температури не перевищують  $\Delta T = 0.01$  °C та теплового потоку  $\Delta q = 0.001$  мВт/см<sup>2</sup> відповідно.

## Література

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. Анатичук Л.І. Про точність вимірювання температури електронним медичним термометром з термоелектричним джерелом живлення / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобылянський // Термоелектрика. – № 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. Мягkota // 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, І.М. Рубленик // Термоелектрика. – 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. Кобылянський Р.Р. Использование термоэлектрических тепломеров для измерения тепловых потоков человека / Р.Р. Кобылянський, Р.Г. Гарабазив, Т.В. Слепенюк // VII Школа по термоелектричеству 16-19 июля 2012 г. – Яремче, Украина, 2012.
21. Анатичук Л.І. Дослідження впливу термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобылянський // Термоелектрика. – № 4. – 2012. – С. 60 – 66.
22. Анатичук Л.І. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобылянський // Термоелектрика. – № 1. – 2013. – С. 53 – 60.
23. Анатичук Л.І. Особливості використання медичних тепломірів при дослідженні локальних тепловиділень людини / Л.І. Анатичук, Р.Г. Гіба, Р.Р. Кобылянський // Термоелектрика. – № 2. – 2013. – С. 87 – 93.
24. Анатычук Л.И. Особенности использования термоэлектрических медицинских тепломеров при измерении локальных тепловыделений человека / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянський // XV Международный Форум по термоелектричеству 21-24 мая 2013 года. – Таллинн, Эстония, 2013.
25. Гищук В.С. Модернізований прилад для вимірювання теплових потоків людини / В.С. Гищук // Термоелектрика. – № 2. – 2013. – С. 98 – 103.
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. Mochnacki 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.

Надійшла до редакції 09.12.2013.