



Анатичук Л.І.

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ТЕПЛОМІРА НА ВИЗНАЧЕННЯ ТЕПЛОВИДІЛЕННЯ ЛЮДИНИ

Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р.
(Інститут термоелектрики, вул. Науки, 1,
Чернівці, 58029, Україна)



Кобилянський Р.Р.

- У роботі наведено результати комп'ютерних досліджень впливу термоелектричного тепломіра на точність визначення тепловиділення людини. Встановлено, що мінімізувати вплив термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини можна за умови рівності коефіцієнтів теплообміну α_1 , α_2 та коефіцієнтів випромінювання ϵ_1 , ϵ_2 відповідно тепломіра та поверхні шкіри людини. У випадку, коли ці теплофізичні характеристики будуть значно відрізнятися, то похибка у визначенні теплового потоку тіла людини може досягати понад 200%.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Своєчасна і якісна діагностика – запорука успішного лікування різноманітних захворювань людини. Для її здійснення важливою є інформація про тепловиділення людини, оскільки саме густина теплового потоку найбільш адекватно відображає ступінь виразності запальних процесів організму людини [1, 2]. Тому для діагностики захворювань на ранніх стадіях ефективним є вимірювання теплового потоку тіла людини. Перспективними для таких вимірювань є термоелектричні тепломіри, які мають високу чутливість, точність, швидкодію, стабільність параметрів у широкому інтервалі робочих температур і узгоджуються із сучасною реєструючою апаратурою [3, 4]. Названі переваги дають можливість використовувати термоелектричні тепломіри для діагностики здорових та ушкоджених ділянок організму людини [5-8].

Однак досі не повною мірою досліджено проблему впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання теплових потоків з поверхні людини. Вплив тепломірів вивчався для випадків, коли перенос тепла тепломірів здійснювався теплопровідністю від джерел тепла [4].

Однак для живих об'єктів таке завдання значно ускладнюється, оскільки в кожному шарі біологічної тканини кров переносить тепло і додатково виділяється тепло метаболізму [9, 10]. Розв'язати це завдання аналітично дуже складно, тому слід використовувати методи об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання [11]. Крім того, досі невідомо, якою може бути похибка у визначенні теплового потоку тіла людини у випадку, коли теплофізичні характеристики термоелектричного тепломіра значно відрізняються від аналогічних характеристик біологічної тканини. Таким чином, актуальною є проблема дослідження впливу термоелектричного тепломіра на визначення теплового потоку та зміну температури поверхні шкіри людини при медико-біологічних дослідженнях.

Тому *мета пропонованої роботи* – визначення похибок вимірювання теплового потоку тіла людини, пов'язаних із впливом термоелектричного тепломіра на об'єкт дослідження.

Фізична, математична та комп'ютерна моделі біологічної тканини з термоелектричним тепломіром

Згідно з фізичною моделлю (рис. 1) ділянка біологічної тканини тіла людини являє собою структуру з трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дерміс 2, підшкірний шар 3) і внутрішньої тканини

4 та характеризується теплопровідністю κ_i , питомою теплоємністю C_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_i , густиною крові ρ_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням q_{met} внаслідок процесів метаболізму (табл. 1). Відповідні шари біологічної тканини 1–4 розглядаються як об’ємні джерела тепла q_i , де

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

Товщина кожного такого шару становить l_i . Температури на границях відповідних шарів біологічної тканини становлять T_4, T_5, T_6, T_7 .

Термоелектричний тепломір 5 являє собою прямокутний брусок товщиною l_5 , що характеризується коефіцієнтом теплопровідності κ та питомою теплоємністю C .

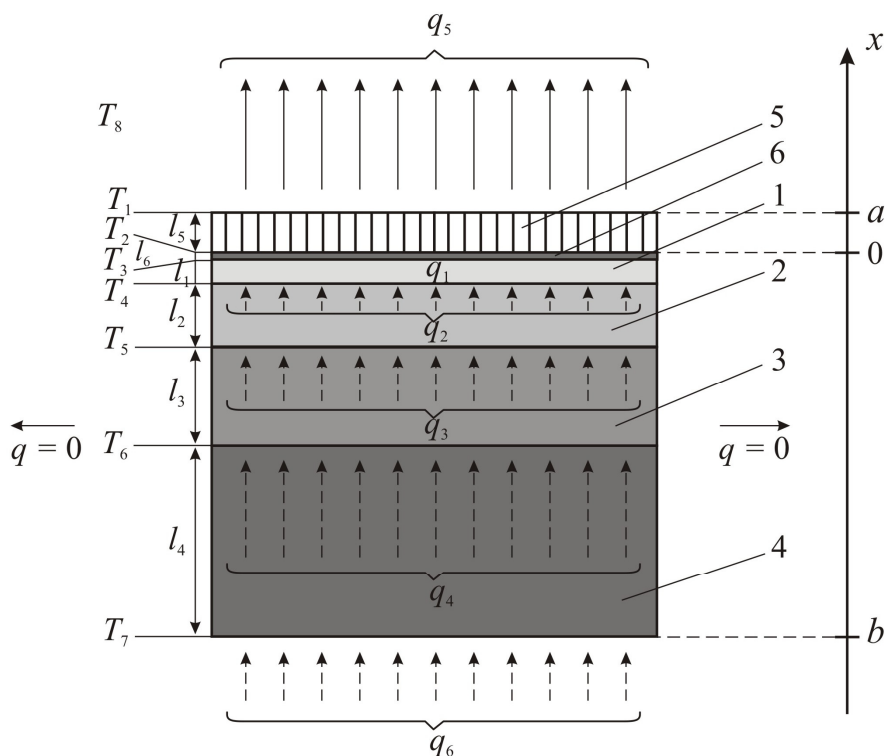


Рис. 1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним тепломіром 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина, 5 – термоелектричний тепломір, 6 – додатковий шар, що характеризує тепловий опір контакту термоелектричного тепломіра із поверхневим шаром шкіри (епідермісом).

Поверхневий шар ділянки шкіри (епідерміс 1) з температурою T_3 перебуває в стані теплообміну з термоелектричним тепломіром 5 з температурою на поверхні контакту T_2 . Теплообмін шкіри шляхом потовиділення не враховується. Тепловий опір контакту термоелектричного тепломіра 5 із шаром епідермісу 1 враховано додатковим шаром 6 товщиною l_6 з тепловим опором R_m . Вільна поверхня тепломіра 5 з температурою T_1 перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою T_8 , що враховано коефіцієнтом теплообміну α_1 та коефіцієнтом випромінювання ε_1 . Питомий тепловий потік з поверхні термоелектричного тепломіра в навколишнє середовище становить q_5 , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – q_6 .

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [9, 10]

Шари біологічної тканини	Товщина (мм)	Питома теплоємність (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	Швидкість перфузії крові тканини (м ³ ·с ⁻¹ ·м ⁻³)	Теплопровідність (Вт·м ⁻¹ ·К ⁻¹)	Густина (кг·м ³)
Епідерміс	0.08	3590	0	0.24	1200
Дерміс	2	3300	0.00125	0.45	1200
Підшкірний шар	10	2500	0.00125	0.19	1000
Внутрішня тканина	30	4000	0.00125	0.5	1000

Густина крові $\rho_b = 1060$ (кг·м⁻³), теплоємність крові $C_b = 3770$ (Дж·кг⁻¹·К⁻¹).

Оскільки фізична модель являє ділянку біологічної тканини із чотирьох шарів, причому в інших сусідніх шарах відбуваються однакові біохімічні процеси, то можемо вважати, що перетікання тепла вздовж шкіри не відбувається ($q = 0$).

У випадку відсутності термоелектричного тепломіра 5 на шкірі конвективний теплообмін шкіри з навколишнім середовищем враховується коефіцієнтом теплообміну α_2 , а теплообмін шляхом випромінювання – ε_2 .

З метою визначення впливу термоелектричного тепломіра на тепловиділення людини було виконано комп'ютерне моделювання шляхом використання пакета прикладних програм Comsol Multiphysics [11], що дає можливість робити моделювання теплофізичних процесів у біологічних тканинах з урахуванням кровообігу та метаболізму. Рівняння теплообміну в біологічній тканині має такий вигляд [9, 10]:

$$\rho \cdot C \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) + q_{met}, \quad (2)$$

де ρ – густина відповідних шарів біологічної тканини (кг/м³), C – питома теплоємність шарів біологічної тканини (Дж/кг·К), ρ_b – густина крові (кг/м³), C_b – питома теплоємність крові (Дж/кг·К), ω_b – швидкість кровообігу (1/с), T_b – температура крові людини (К), причому $T_b = 310.15$ К, q_{met} – кількість тепла від метаболізму (Вт/м³).

Доданок у лівій частині рівняння (2) являє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього рівняння являють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії та тепла метаболізму. Для цієї спрощеної фізичної моделі (рис. 1) тепло метаболізму приймається рівним нулю порівнянно з іншими тепловими потоками цієї ділянки.

Для рішення поставленої у даній роботі задачі достатньо розглянути одномірну стаціонарну модель. Тоді рівняння (2) спрощується до вигляду (3):

$$\frac{d}{dx}(k \cdot \frac{dT}{dx}) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_b \cdot (T_b - T) = 0. \quad (3)$$

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (3) розв'язувалося з відповідними граничними умовами (4) методом скінченних елементів, що використовується в комп'ютерній програмі Comsol Multiphysics (рис. 2):

$$\begin{cases} T|_{x=b} = 310.15 \text{ K}, \\ q|_{x=0, x=a} = \alpha \cdot (T_0 - T) + \varepsilon \cdot \sigma \cdot (T_0^4 - T^4), \end{cases} \quad (4)$$

де q – густина теплового потоку, T – абсолютна температура, T_0 – температура навколишнього середовища, α – коефіцієнт теплообміну, ε – коефіцієнт випромінювання, σ – стала Больцмана.

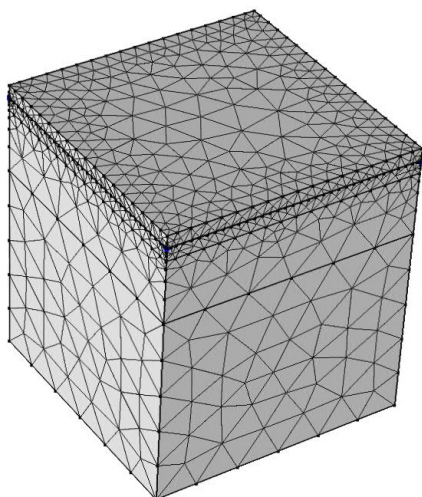


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів.

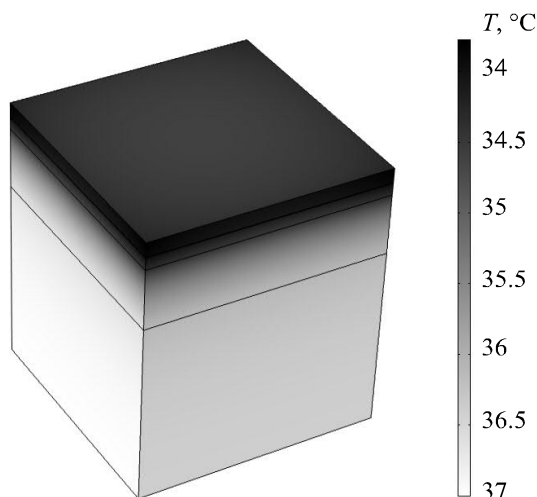


Рис. 3. Розподіл температури в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір.

Комп'ютерним моделюванням було отримано розподіли температури в об'ємі біологічної тканини тіла людини та термоелектричному тепломірі (рис. 3), а також побудовано ізотермічні поверхні та лінії густини теплового потоку для цієї ділянки (рис. 4).

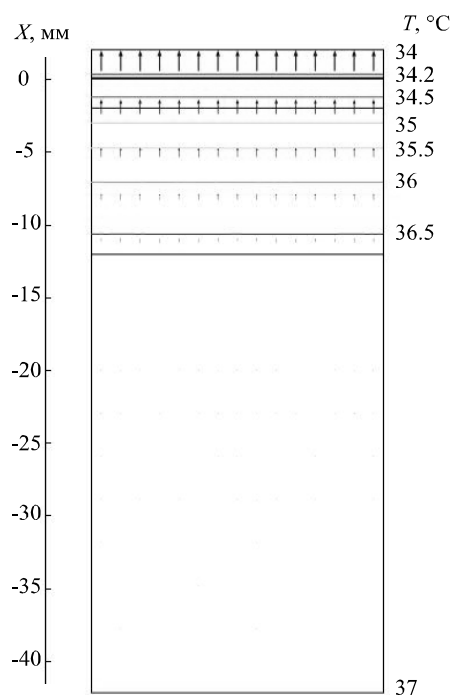


Рис. 4. Ізотермічні поверхні та лінії густини теплового потоку в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір.

Результати комп'ютерного моделювання

За допомогою комп'ютерного моделювання було встановлено залежність похибок у визначенні теплового потоку тіла людини δ_q від коефіцієнта теплообміну шкіри α_2 за різних значень коефіцієнта випромінювання ε_2 (рис. 5) та від коефіцієнта випромінювання шкіри ε_2 за різних значень коефіцієнта теплообміну шкіри α_2 (рис. 6) для випадку термоелектричного тепломіра з теплофізичними характеристиками $\alpha_1 = 5.6$ (Вт/м²·К), $\varepsilon_1 = 0.7$.

δ_q – це різниця теплових потоків ділянки тіла людини, що мають місце при наявності та відсутності термоелектричного тепломіра на поверхні цієї ділянки.

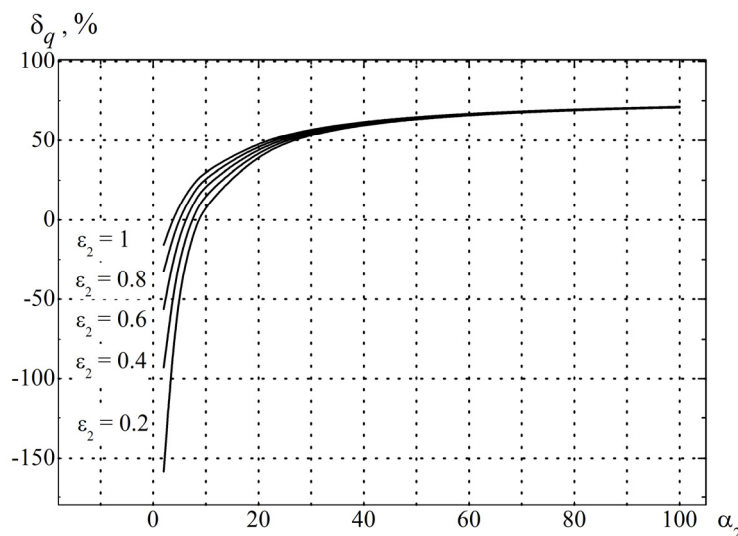


Рис. 5. Залежність похибки у визначенні теплового потоку тіла людини від коефіцієнта теплообміну шкіри α_2 за різних значень коефіцієнта випромінювання шкіри ε_2 для випадку термоелектричного тепломіра з параметрами $\alpha_1 = 5.6$ (Вт/м²·К), $\varepsilon_1 = 0.7$.

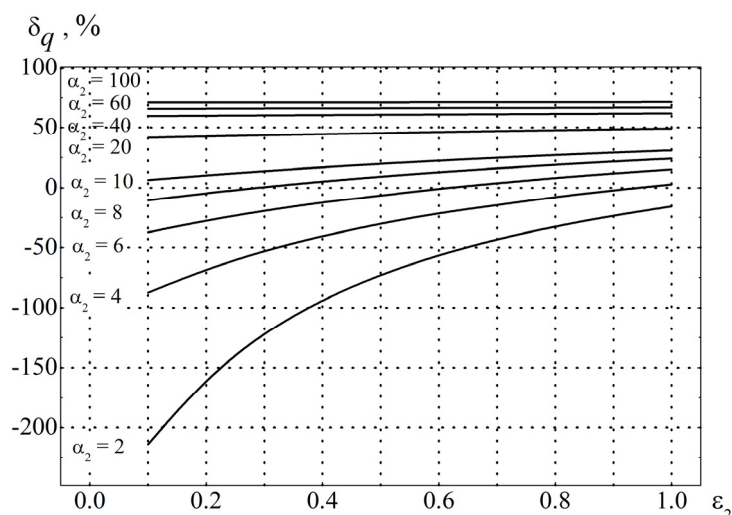


Рис. 6. Залежність похибки у визначенні теплового потоку тіла людини від коефіцієнта випромінювання шкіри ε_2 за різних значень коефіцієнта теплообміну шкіри α_2 для випадку термоелектричного тепломіра з параметрами $\alpha_1 = 5.6$ (Вт/м²·К), $\varepsilon_1 = 0.7$.

Встановлено, що мінімізувати вплив термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини можна за умови рівності коефіцієнтів теплообміну α_1 , α_2 та коефіцієнтів випромінювання ε_1 , ε_2 відповідно тепломіра та поверхні шкіри людини. У випадку,

коли ці теплофізичні характеристики будуть значно відрізнятися, похибка у визначенні теплового потоку тіла людини може досягати понад 200%, оскільки тепломір створює теплові умови, відмінні від тих, які мають місце без нього.

Також було досліджено залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі за різних значень коефіцієнтів теплообміну та випромінювання (рис. 7). Встановлено, що максимальний перепад температур на термоелектричному тепломірі з матеріалу на основі *Bi-Te* становить лише $\Delta T_{\max} = 0.2^\circ\text{C}$ за теплофізичних характеристик тепломіра $\varepsilon_1 = 0.5$, $\alpha_1 = 10$ (Вт/м²·К) та температурі навколишнього середовища $T_0 = 20^\circ\text{C}$.

Однак, незважаючи на невеликий перепад температур, термоелектричний тепломір істотно впливає на зміну температури поверхні шкіри людини та температуру всередині біологічної тканини. Розподіл температури всередині та на поверхні шкіри людини за наявності термоелектричного тепломіра з різними коефіцієнтами теплообміну показано на рис. 8.

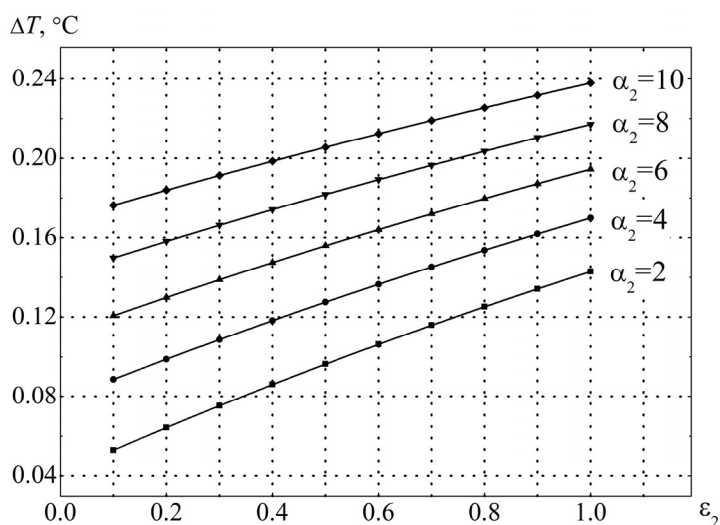


Рис. 7. Залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі за різних значень коефіцієнтів теплообміну та випромінювання.

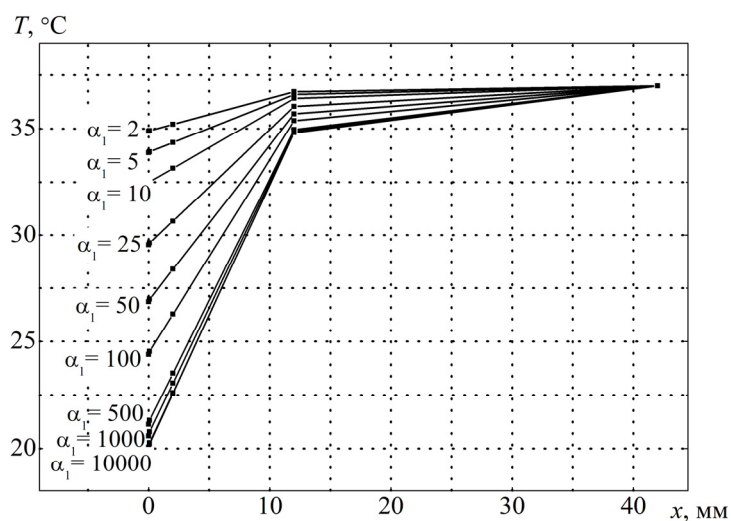


Рис. 8. Розподіл температури всередині та на поверхні шкіри людини за наявності термоелектричного тепломіра з різними коефіцієнтами теплообміну α_1 (коефіцієнт випромінювання $\varepsilon_1 = 0.5$, температура оточуючого середовища $T_0 = 20^\circ\text{C}$).

З рис.8 видно, що температура поверхні шкіри людини за наявності термоелектричного тепломіра зменшується від значення $T = 35\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $T = 32.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ зі зміною коефіцієнта теплообміну $\alpha_1 = 2 \div 10\text{ (Вт/м}^2\cdot\text{К)}$ та фіксованих значень коефіцієнта випромінювання $\epsilon_1 = 0.5$ і температури навколишнього середовища $T_0 = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Причому, подальше збільшення коефіцієнта теплообміну призводить до зменшення температури поверхні шкіри людини, що може значно спотворювати визначення тепловиділення людини під час медико-біологічних дослідженнях.

Висновки

1. За допомогою комп'ютерного моделювання досліджено вплив термоелектричного тепломіра на точність визначення тепловиділення людини. Встановлено, що похибка у визначенні теплового потоку тіла людини може досягати понад 200%.
2. Встановлено, що мінімізувати вплив термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини можна за умови рівності коефіцієнтів теплообміну та коефіцієнтів випромінювання тепломіра та поверхні шкіри людини.

Література

1. 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.
2. Применение полупроводниковых тепломеров в диагностике и лечении / Р.Б. Ладыка, О.Н. Дакалюк, Л.П. Булат [и др.] // Медицинская техника. – 1996. – №6. – С. 36 – 37.
3. Анатичук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник / Л.И. Анатичук – К.: Наукова думка, 1979. – 766 с.
4. Геращенко О.А. Основы теплотрии / О.А. Геращенко – К.: Наукова думка, 1971. – 192 с.
5. Термоэлектрический полупроводниковый тепломер / Л.И. Анатичук, Н.Г. Лозинский, П.Д. Микитюк [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 1983. – №5. – С. 236.
6. Термоэлектрический тепломер / Л.И. Анатичук, Л.П. Булат, Д.Д. Гуцал [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 1989. – №4. – С. 248.
7. Демчук Б.М. Термоэлектричні датчики для ортопедії / Б.М. Демчук, Л.Я. Кушнерик, І.М. Рубленик // Термоелектрика. – 2002. – №4. – С. 80 – 85.
8. 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.
9. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries // Burns. – 28. – 2002. – p. 713-717.
10. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique // IEEE. – 2008. – p. 1219-1222.
11. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. – 2010. – 804 p.

Надійшла до редакції 29.11.2012.