

Кобилянський Р.Р., канд. фіз.-мат. наук ^{1,2}

¹ Інститут термоелектрики НАН та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

² Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна
e-mail: anatysh@gmail.com



Кобилянський Р.Р.

ЕНЕРГЕТИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ, ЩО ЖИВЛЯТЬСЯ ВІД ТЕПЛА ТІЛА ЛЮДИНИ

У роботі наведено трьохвимірну фізичну модель, аналітичний опис та результати комп'ютерного моделювання термоелектричних перетворювачів, розміщених на поверхні тіла людини. Визначено оптимальні властивості термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності W_{max} та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини.

Ключові слова: термоелектричний мікрогенератор, тіло людини, енергетичні характеристики, стан спокою, фізичне навантаження, комп'ютерне моделювання.

Вступ

У роботах [1-10] використані найпростіші одновимірні фізичні моделі термоелектричного мікрогенератора та процесу розподілу температур і теплових потоків у системі «тіло людини – термоелектричний мікрогенератор». У таких моделях не враховані теплофізичні процеси у біологічній тканині тіла людини, а саме кровообіг та процеси метаболізму.

Тому *метою роботи є* розробка трьохвимірної фізичної моделі теплових та електричних процесів у системі «тіло людини – термоелектричний мікрогенератор», її математичний опис та визначення комп'ютерними методами оптимальних властивостей термоелектричних перетворювачів, при яких досягається отримання максимальних значень електричної потужності та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини.

1. Фізична модель

Розглянемо тривимірну фізичну модель шкіри людини (рис. 1), на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач 1. Шкіра людини складається з чотирьох шарів (епідерміс 2, дерміс 3, підшкірний шар 4, внутрішня біологічна тканина 5) і характеризується наступними параметрами: теплопровідністю κ_i , питомою теплоємністю C_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_{bi} , густиною крові ρ_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням q_{meti} внаслідок процесів метаболізму (табл. 1). Геометричні розміри кожного шару шкіри складають a_i, b_i, L_i . Температури на границях відповідних шарів шкіри складають $T(z_i)$.

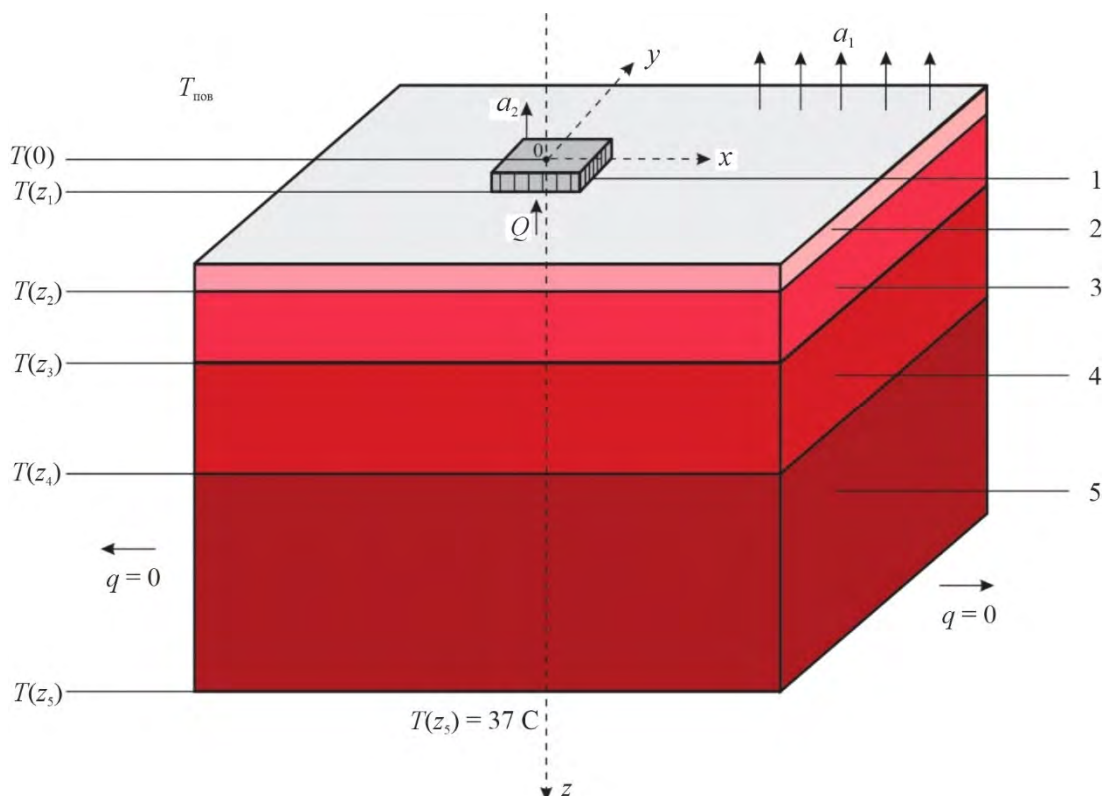


Рис. 1. Фізична модель шкіри людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач: 1 – термоелектричний перетворювач, 2 – епідерміс, 3 – дерміс, 4 – підшкірний шар, 5 – внутрішня тканина.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості шарів шкіри людини [12-16]

Шари біологічної тканини	Епідерміс	Дерміс	Підшкірний шар	Внутрішня тканина
Товщина, L (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, C ($\text{Вт}\cdot\text{с}\cdot\text{кг}^{-1}\cdot\text{К}^{-1}$)	3590	3300	2500	4000
Теплопровідність, κ ($\text{Вт}\cdot\text{м}^{-1}\cdot\text{К}^{-1}$)	0.24	0.45	0.19	0.5
Густина, ρ ($\text{кг}\cdot\text{м}^{-3}$)	1200	1200	1000	1000
Густина тепла метаболізму, $q_{\text{мет}}$ ($\text{Вт}\cdot\text{м}^{-3}$)	368.1	368.1	368.3	368.3
Швидкість перфузії крові тканини, ω_b ($\text{м}^3\cdot\text{с}^{-1}\cdot\text{м}^{-3}$)	0	0.00125	0.00125	0.00125
Температура крові, T_b (К)	310	310	310	310
Густина крові, ρ_b ($\text{кг}\cdot\text{м}^{-3}$)	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, C_b ($\text{Вт}\cdot\text{с}\cdot\text{кг}^{-1}\cdot\text{К}^{-1}$)	3770	3770	3770	3770

Термоелектричний перетворювач 1 представляє собою монолітний однорідний брусок товщиною L_1 з еквівалентною теплопровідністю κ_1 . Температура на поверхні контакту шкіри людини і термоелектричного перетворювача складає $T(z_1)$, а температура на поверхні термоелектричного перетворювача складає $T(0)$. Перепад температури на термоелектричному перетворювачі складає ΔT .

Поверхня шкіри і термоелектричного перетворювача перебувають в стані теплообміну з оточуючим середовищем з коефіцієнтами теплообміну α_1 та α_2 . Температура оточуючого середовища складає $T_{\text{пов}}$. Густина теплового потоку, що проходить через термоелектричний перетворювач складає Q . Бічні поверхні шкіри людини та термоелектричного перетворювача адіабатично ізольовані.

2. Аналітичний опис

У загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [12 – 16]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\kappa \nabla T) + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + q_{\text{met}}, \quad (1)$$

де ρ – густина біологічної тканини, c – питома теплоємність біологічної тканини, κ – коефіцієнт теплопровідності біологічної тканини, ρ_b – густина крові, c_b – питома теплоємність крові, ω_b – швидкість перфузії крові, T_b – температура крові, q_{met} – густина тепловиділення внаслідок метаболізму.

Доданок у лівій частині рівняння (1) представляє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього рівняння представляють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та тепла метаболізму.

Для розв'язання поставленої у даній роботі задачі розглянемо тривимірний стаціонарний випадок. Тоді рівняння (1) набуде вигляду (2):

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

Стаціонарне рівняння теплообміну для термоелектричного перетворювача, за умови нехтування впливом термоелектричних явищ, що справедливо для малих перепадів температур, матиме наступний вигляд:

$$\kappa \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) = 0. \quad (3)$$

Тому для знаходження стаціонарного розподілу температур в системі "термоелектричний перетворювач – поверхня тіла людини" необхідно розв'язати крайову задачу для тривимірної системи рівнянь (4), кожне рівняння якої відповідає відповідному шару шкіри згідно фізичної моделі (рис. 1):

$$\left\{ \begin{array}{l}
 \kappa_1 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0 \div z_1}} = 0 \\
 \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + q_{met_1} = 0 \\
 \kappa_3 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + \rho_b c_b w_b (T_b - T(x, y, z)) + q_{met_2} = 0 \\
 \kappa_4 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + \rho_b c_b w_b (T_b - T(x, y, z)) + q_{met_3} = 0 \\
 \kappa_5 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + \rho_b c_b w_b (T_b - T(x, y, z)) + q_{met_4} = 0
 \end{array} \right. \quad (4)$$

з наступними крайовими умовами (5 – 9) у вигляді:

$$\begin{aligned}
 \alpha_1 \cdot (T(x, y, z) - T_{nos}) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0}} &= \kappa_1 \cdot \frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0}} \\
 \kappa_1 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} &= \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} \quad (5) \\
 \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0 \div z_1}} &= 0 \quad \frac{\partial T}{\partial y} \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \\ z=0 \div z_1}} = 0 \\
 \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{\substack{x=x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0 \div z_1}} &= 0 \quad \frac{\partial T}{\partial y} \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=y_1 \\ z=0 \div z_1}} = 0 \\
 T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} ; \\
 \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=x_1 \div x_2 \\ y=y_1 \div y_2 \\ z=z_1}} &= \alpha_2 \cdot (T^+(x, y, z) - T_{nos}) \Big|_{\substack{x=x_1 \div x_2 \\ y=y_1 \div y_2 \\ z=z_1}} \\
 \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} &= \kappa_3 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} \quad (6)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 \\
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} \\
\kappa_3 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}} &= \kappa_4 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}}
\end{aligned} \tag{7}$$

$$\begin{aligned}
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 \\
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}} \\
\kappa_4 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}} &= \kappa_5 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}}
\end{aligned} \tag{8}$$

$$\begin{aligned}
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 \\
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}} \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_5}} &= 37 + 273
\end{aligned} \tag{9}$$

$$\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0 \quad \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0$$

$$\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0 \quad \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0$$

де α_1 – коефіцієнт теплообміну поверхні шкіри з оточуючим середовищем, α_2 – коефіцієнт теплообміну термоелектричного перетворювача з оточуючим середовищем, $T(x, y, z)$ – абсолютна температура, $T_{нов}$ – температура оточуючого середовища (повітря).

Розв'язок цієї крайової задачі дає розподіл температури і теплового потоку в системі "термоелектричний перетворювач – поверхня тіла людини".

Для визначення максимального значення генерованої електричної потужності W_{max} термоелектричного перетворювача визначаємо ЕРС за формулою (10):

$$E = \lambda \cdot N \cdot \Delta T, \quad (10)$$

де
$$\Delta T = T(0, 0, z_1) - T(0, 0, 0). \quad (11)$$

Тоді максимальна генерована електрична потужність W_{max} термоелектричного перетворювача визначається за формулою (12):

$$W_{max} = \frac{E^2}{4 \cdot R_L}, \quad (12)$$

де опір навантаження R_L у режимі W_{max} дорівнює опору термоелектричного перетворювача, тобто

$$R_L = R = \frac{1}{\sigma} \cdot \frac{l}{S} \cdot N. \quad (13)$$

ККД термоелектричного перетворювача визначається за формулою (14):

$$\eta = \frac{W}{Q} \cdot 100\%, \quad (14)$$

де кількість тепла, що проходить через термоелектричний перетворювач, визначається наступним чином:

$$Q = \kappa_1 \cdot S_1 \cdot \int_0^{x_1} \int_0^{y_1} \left. \frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right|_{z=z_1} dx dy. \quad (15)$$

3. Комп'ютерна модель

З метою визначення оптимальних властивостей термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності та ККД, було створено тривимірну комп'ютерну модель шкіри людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач. Для цього було використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [17], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу та метаболізму [18 – 39].

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у шкірі людини та термоелектричному перетворювачі здійснювався методом скінченних елементів (рис. 2), суть якого полягає в тому, що досліджуваний об'єкт розбивається на велику кількість скінченних елементів і в кожному з них шукається значення функції, яке задовольняє заданим диференціальним рівнянням другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується використанням великої кількості скінченних елементів [17].

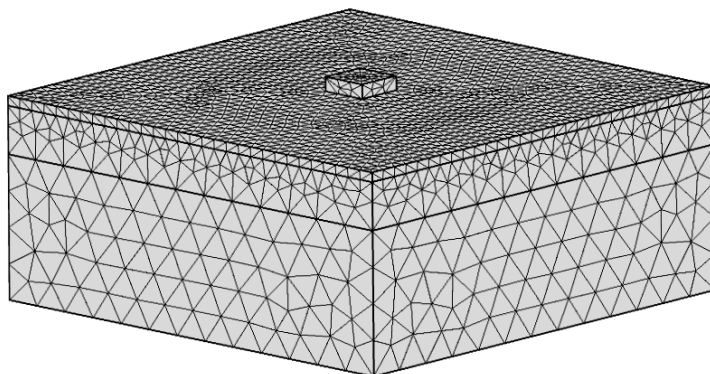


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів

За допомогою об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання отримано розподіли температури (рис. 3) та ліній густини теплового потоку в шкірі людини та термоелектричному перетворювачі.

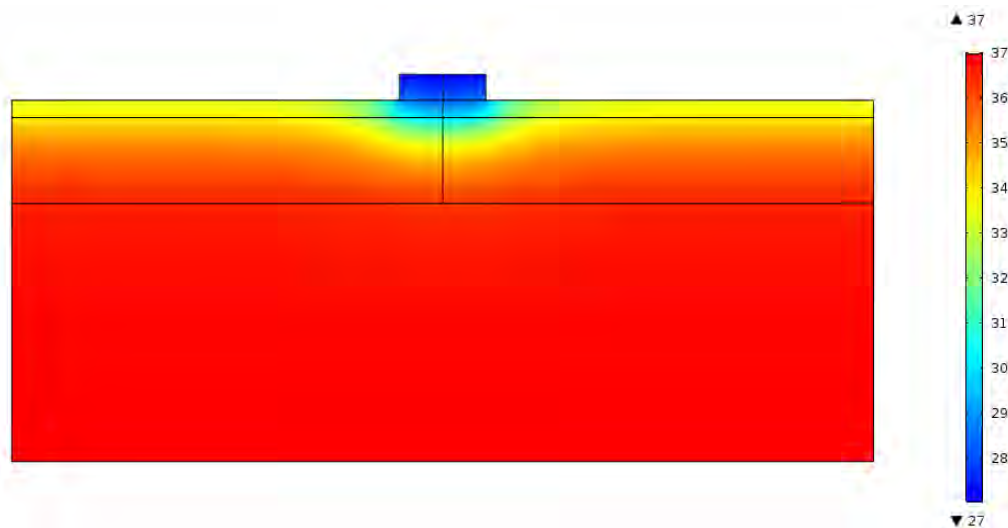


Рис. 3. Розподіл температури в перерізі шкіри людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач (при температурі оточуючого середовища $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$).

4. Результати комп'ютерного моделювання

За допомогою комп'ютерного моделювання було визначено оптимальні параметри термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини (рис. 4 – 9).

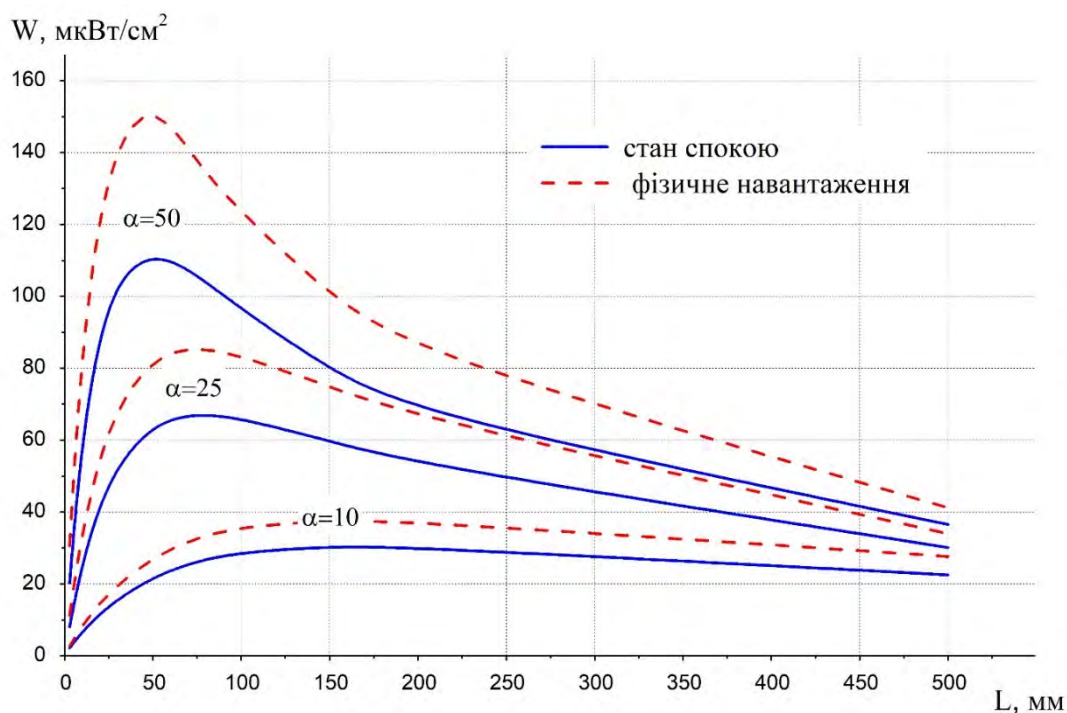


Рис. 4. Залежність генерованої електричної потужності від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 20^\circ\text{C}$ і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

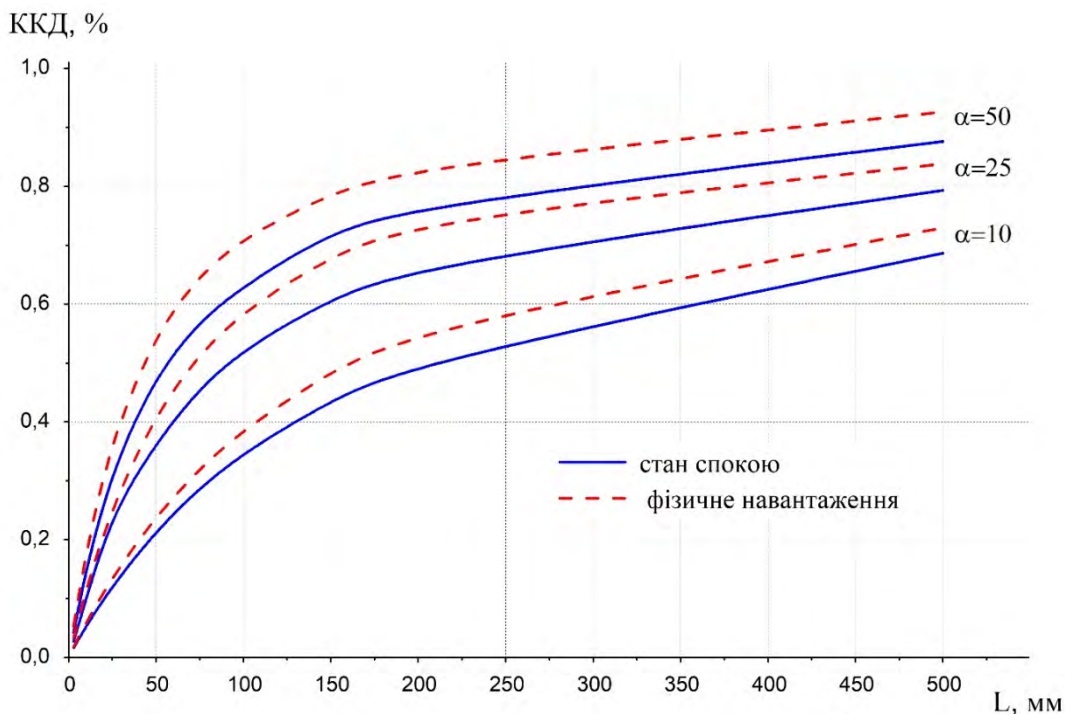


Рис.5. Залежність ККД від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 20^\circ\text{C}$ і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

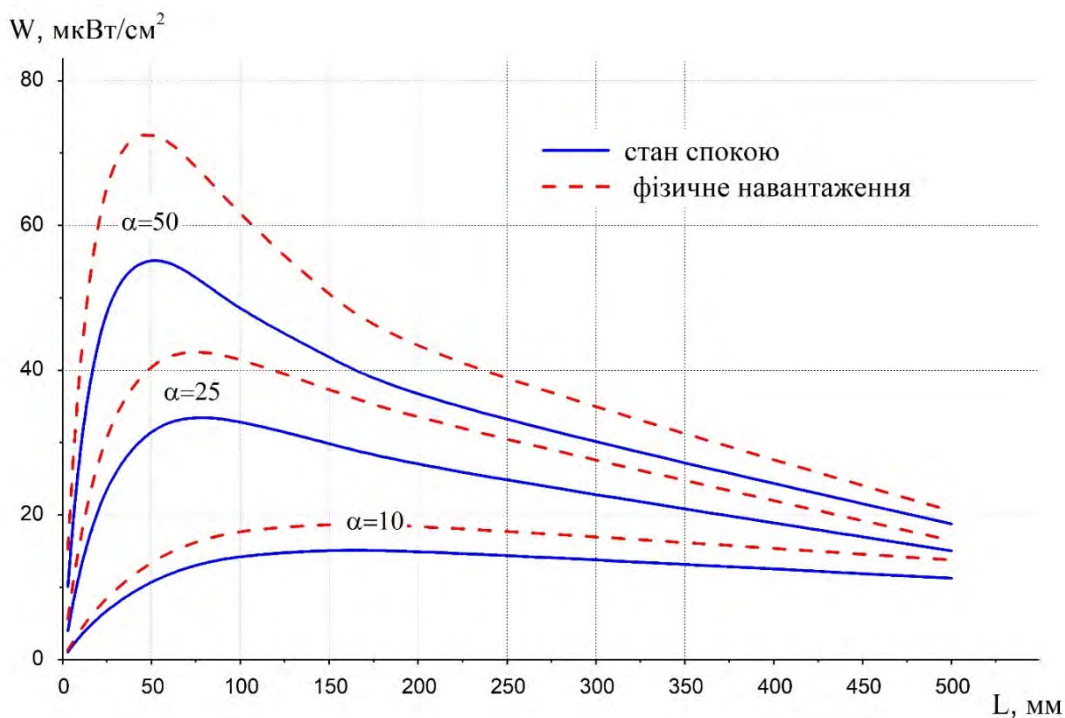


Рис. 6. Залежність генерованої електричної потужності від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 25$ °С і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

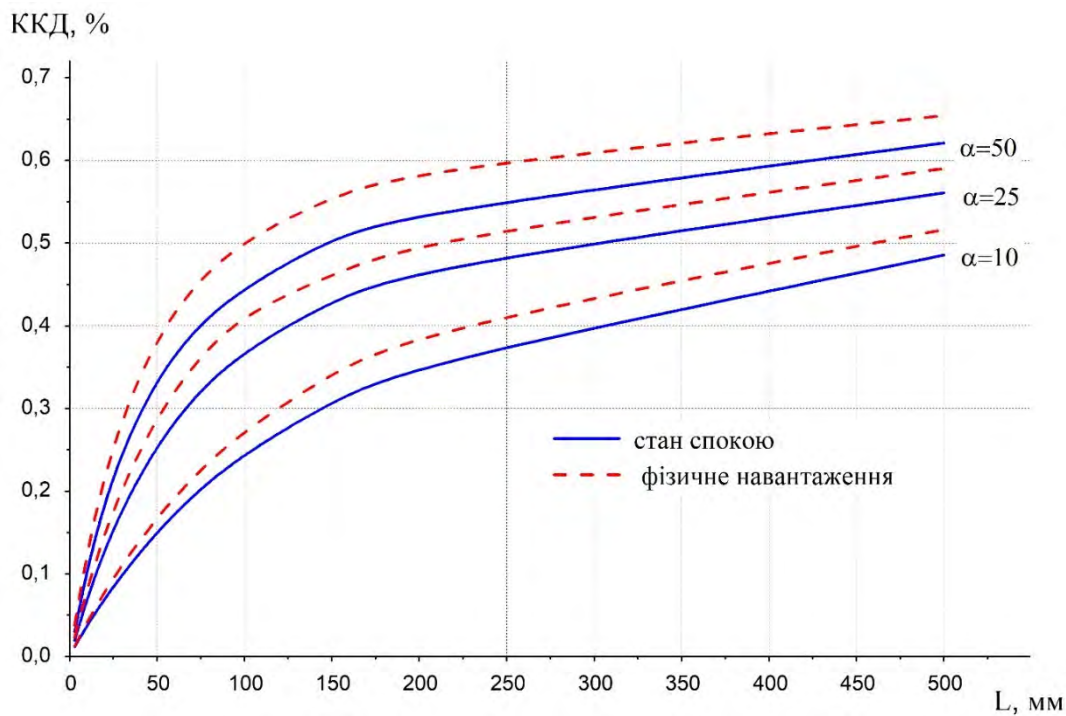


Рис. 7. Залежність ККД від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 25$ °С і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

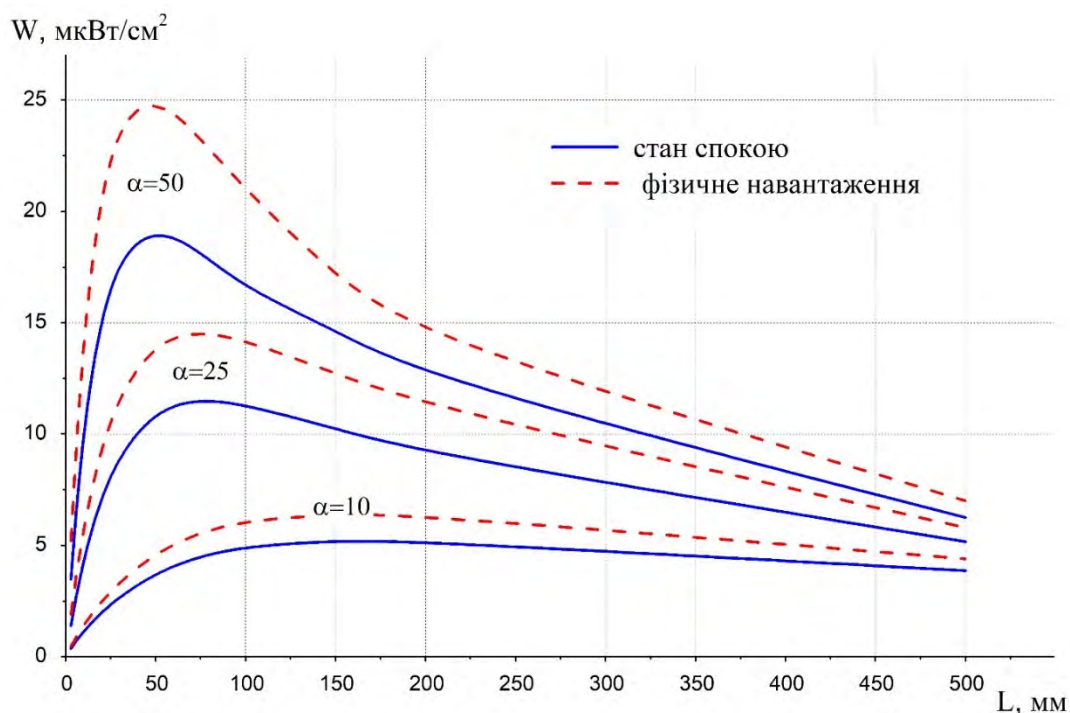


Рис. 8. Залежність генерованої електричної потужності від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 30$ °С і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

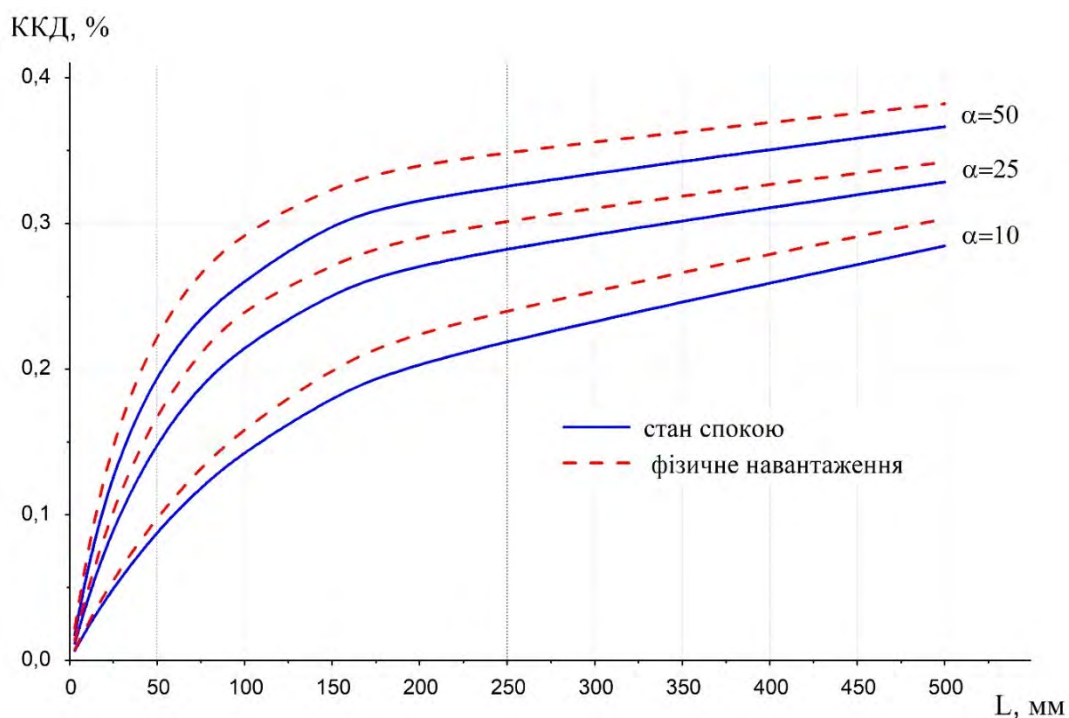


Рис. 9. Залежність ККД від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 30$ °С і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

З отриманих результатів слідує, що оптимальна висота термоелектричного мікрогенератора становить $L = 30 \div 50$ мм незалежно від коефіцієнту теплообміну поверхні термоелектричного мікрогенератора з оточуючим середовищем. Покращення умов теплообміну від $\alpha = 10$ Вт/м²·К до $\alpha = 50$ Вт/м²·К призводить до збільшення генерованої електричної потужності у 4–5 разів. При цьому ККД термоелектричного мікрогенератора суттєво збільшується у діапазоні $L = 0 \div 100$ мм, а подальше збільшення висоти термоелектричного мікрогенератора не приводить до різкого збільшення ККД внаслідок різкого зменшення величини генерованої електричної потужності. Покращення умов теплообміну на поверхні термоелектричного мікрогенератора забезпечує підвищення ККД приблизно у 3 рази.

Як показали результати розрахунків (рис. 4–9), генерована електрична потужність і ККД суттєво залежать від температури оточуючого середовища. Очевидно, що при підвищених температурах оточуючого середовища зменшується значення робочого перепаду температур на термоелектричному мікрогенераторі, що призводить до зменшення величини генерованої потужності і ККД. Так, наприклад, при зміні температури оточуючого середовища від 20 °С до 30 °С оптимальне значення генерованої електричної потужності термоелектричного мікрогенератора зменшується у кілька разів від 25 мкВт/см² до 5 мкВт/см² для коефіцієнта теплообміну $\alpha = 10$ Вт/м²·К та, відповідно, від 110 мкВт/см² до 18 мкВт/см² для коефіцієнта теплообміну $\alpha = 50$ Вт/м²·К. Отже, для збереження енергетичних показників термоелектричного мікрогенератора в умовах підвищених температур оточуючого середовища необхідно покращувати умови теплообміну. На практиці це можна забезпечити електронною системою керування теплообміном на поверхні термоелектричного мікрогенератора. Наприклад, для малопотужної електронної медичної апаратури, для живлення якої достатньо 20 мкВт/см², що генеруються термоелектричним мікрогенератором в нормальних умовах оточуючого середовища ($T = 20$ °С, $\alpha = 10$ Вт/м²·К), при підвищенні температури до $T = 30$ °С необхідно покращити теплообмін поверхні термоелектричного мікрогенератора до умов, за яких коефіцієнт теплообміну становитиме $\alpha = 50$ Вт/м²·К. Практично це можна досягти за рахунок переходу до вимушеної конвекції з поверхні термоелектричного мікрогенератора шляхом керування електронною системою живлення вентиляторів, що охолоджують поверхню термоелектричного мікрогенератора.

Таким чином, згідно проведених у роботі оцінок і розрахунків встановлено, що у стані спокою з 1 см² поверхні тіла людини можна отримати від 25 мкВт до 100 мкВт електричної енергії, а при фізичному навантаженні – від 40 мкВт до 150 мкВт електричної енергії в залежності від умов теплообміну поверхні термоелектричного мікрогенератора з оточуючим середовищем. Якщо врахувати, що в середньому поверхня тіла людини становить 2 м², то за рахунок тепловиділення з усієї поверхні тіла людини можна отримати в стані спокою від 0.5 Вт до 2 Вт електричної енергії, а при фізичному навантаженні – від 0.8 Вт до 3 Вт електричної енергії. Такі показники є достатніми для живлення багатьох малопотужних електронних медичних приладів.

Висновки

1. Розроблено трьохвимірну фізичну модель теплових та електричних процесів у системі «тіло людини – термоелектричний мікрогенератор» з врахуванням теплофізичних процесів у біологічній тканині, а саме кровообігу та метаболізму, а також виконано її математичний опис.

2. Методами комп'ютерного моделювання визначено оптимальні властивості термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини.
3. Встановлено, що з 1 см² поверхні тіла людини у стані спокою максимально можна отримати близько 100 мкВт електричної енергії та при фізичному навантаженні – близько 150 мкВт, і, відповідно, з усієї поверхні тіла людини у стані спокою та при фізичному навантаженні можна отримати близько 2 Вт і 3 Вт електричної енергії, що є цілком достатнім для живлення різноманітної малопотужної електронної медичної апаратури. При цьому, ККД термоелектричних мікрогенераторів, що живляться від тепла тіла людини, досягає 0.5 – 0.6 %.

Література

1. Анатичук Л.І., Іващук О.І., Кобилянський Р.Р., Постевка І.Д., Бодяка В.Ю., Гушул І.Я. Термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку "АЛТЕК-10008" // Термоелектрика. – № 1. – 2016. – С. 76 – 84.
2. Гищук В.С., Кобилянський Р.Р., Черкез Р.Г. Багатоканальний прилад для вимірювання температури і густини теплових потоків // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 96 – 100.
3. Кобилянський Р.Р., Бойчук В.В. Використання термоелектричних тепломірів у медичній діагностиці // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 4, Вип.1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2015. – С. 90 – 96.
4. Демчук Б.М., Кушнерик Л.Я., Рубленик І.М. Термоелектричні датчики для ортопедії // Термоелектрика. – 2002. – №4. – С. 80 – 85.
5. Ashcheulov A.A., Kushneryk L.Ya. (2004). Thermoelectric device for medical and biological express diagnostics. *Tekhnologiya i Konstruovaniie v Elektronnoi Apparature*, 4, 38 – 39.
6. Ladyka R.B., Moskal D.N., Didukh V.D. (1992). Semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment of joint diseases. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 34 – 35.
7. Ladyka R.B., Dakaliuk O.N., Bulat L.P., Miagkota A.P. (1996). The use of semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 36 – 37.
8. Anatyshuk L.I. (1979). *Thermoelements and thermoelectric devices: Handbook*. Kyiv: Naukova Dumka.
9. Anatyshuk L.I., Lozinskii N.G., Mikitiuk P.D., Rozver Yu.Yu. (1983). Thermoelectric semiconductor heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 5, 236.
10. Anatyshuk L.I., Bulat L.P., Gutsal D.D., Miagkota A.P. (1989). Thermoelectric heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 4, 248.
11. Gerashchenko O.A. (1971). *Basics of thermometry*. Kyiv: Naukova Dumka.
12. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713 – 717.
13. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
14. Ciesielski M., Mochnecki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating.

- Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1 (10), 11 – 20.
15. Filipoiu Florin, Bogdan Andrei Ioan, Carstea Iulia Maria (2010). 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*, 53 – 59.
 16. Carstea Daniela, Carstea Ion, Carstea Iulia Maria (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
 17. *COMSOL Multiphysics User's Guide* (2010). COMSOLAB.
 18. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Дослідження впливу термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини // Термоелектрика. – № 4. – 2012. – С. 60 – 66.
 19. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання тепловиділення людини // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 2, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2012. – С. 15 – 20.
 20. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації // Термоелектрика. – № 1. – 2013. – С. 53 – 60.
 21. Анатичук Л.І., Гіба Р.Г., Кобилянський Р.Р. Про деякі особливості використання медичних тепломірів при дослідженні локальних тепловиділень людини // Термоелектрика. – № 2. – 2013. – С. 67 – 73.
 22. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про точність визначення температури електронним медичним термометром з термоелектричним джерелом живлення // Термоелектрика. – № 5. – 2013. – С. 75 – 79.
 23. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Про вплив термоелектричного джерела живлення на точність вимірювання температури і теплового потоку // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – С. 53 – 61.
 24. Гишук В.С., Кобилянський Р.Р., Черкез Р.Г. Багатоканальний прилад для вимірювання температури і густини теплових потоків // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 96 – 100.
 25. Кобилянський Р.Р., Маник О.М., Романюк С.Б. Електронний медичний термометр з термоелектричним джерелом живлення // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 105 – 111.
 26. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Thermoelectric power supply for electronic medical thermometer. *Technology and Design in Electronic Equipment*, 4, 28 – 32. DOI: 10.15222/ТКЕА2014.4.28.
 27. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Градування термоелектричних сенсорів теплового потоку // Труды XV Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні інформаційні та електронні технології» 26-30 травня 2014 року. – Т. 2. – Одеса, Україна. – 2014. – С. 30 – 31.
 28. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про деякі особливості динамічних режимів роботи термогенератора, що використовує тепло людини // Термоелектрика. – № 3. – 2014. – С. 60 – 74.
 29. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про зростання ефективності термогенератора при використанні теплової енергії людини в динамічних режимах // Термоелектрика. – № 4. – 2014. – С. 70 – 80.

30. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R. Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply // *Materials Today: Proceedings 2* (2015) 849 – 857. – 12th European Conference on Thermoelectricity (ECT-2014); Published by Elsevier Ltd. ISSN: 2214 – 7853 (doi: 10.1016/j.matpr.2015.05.109).
31. Анатичук Л.І., Іващук О.І., Кобилянський Р.Р., Постевка І.Д., Бодяка В.Ю., Гушул І.Я. Термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку "АЛТЕК-10008" // *Термоелектрика*. – № 1. – 2016. – С. 76 – 84.
32. Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного сенсора медичного призначення // *Термоелектрика*. – № 4. – 2016. – С. 69 – 77.
33. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А., Лисько В.В., Пуганцева О.В., Розвер Ю.Ю., Тюменцев В.А. Стенд для градування термоелектричних перетворювачів теплового потоку // *Термоелектрика*. – № 5. – 2016. – С. 71 – 79.
34. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А., Кузь Р.В., Маник О.М., Ніцович О.В., Черкез Р.Г. Технологія виготовлення термоелектричних мікробатарей // *Термоелектрика*. – № 6. – 2016. – С. 49 – 54.
35. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // *Термоелектрика*. – № 1. – 2017. – С. 69 – 79.
36. Анатичук Л.І., Разінков В.В., Бухараєва Н.Р., Кобилянський Р.Р. Термоелектричний браслет // *Термоелектрика*. – № 2. – 2017. – С. 58 – 72.
37. Анатичук Л.І., Лусте О.Я., Кобилянський Р.Р. Інформаційно-енергетична теорія термоелектричних сенсорів температури і теплового потоку медичного призначення // *Термоелектрика*. – № 4. – 2017. – С. 5 – 20.
38. Анатичук Л.І., Тодуров Б.М., Кобилянський Р.Р., Джал С.А. Про використання термоелектричних мікрогенераторів для живлення електрокардіостимуляторів // *Термоелектрика*. – № 5. – 2019. – С. 60 – 88.
39. Yuryk O., Anatyshuk L., Kobylyanskyi R., Yuryk N. (2023). *Measurement of heat flux density as a new method of diagnosing neurological diseases. Modern methods of diagnosing diseases*. Kharkiv: PC Technology Center, 31 – 68. doi: <https://doi.org/10.15587/978-617-7319-65-7.ch2>

Надійшла до редакції: 03.10.2022.

Kobylyanskyi R.R., Cand. Sc (Phys & Math)^{1,2}

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine
e-mail: anatysh@gmail.com

ENERGY CHARACTERISTICS OF THERMOELECTRIC CONVERTERS POWERED BY HUMAN BODY HEAT

The paper presents a three-dimensional physical model, analytical description and results of computer simulation of thermoelectric converters placed on the surface of the human body. Optimal properties of thermoelectric converters are determined, whereby maximum values of electric power

W_{max} and efficiency are achieved in a state of rest and during physical exertion on the human body.

Key words: thermoelectric microgenerator, human body, energy characteristics, state of rest, physical exertion, computer simulation.

References

1. Anatyshchuk L.I., Ivaschuk O.I., Kobylianskyi R.R., Postevka I.D., Bodiaka V.Yu., Gushul I.Ya. (2016). Thermoelectric device for measuring the temperature and heat flux density "ALTEC-10008". *J. Thermoelectricity*, 1, 76 – 84.
2. Gishchuk V.S., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G. (2014). Multi-channel device for measuring the temperature and density of heat flows. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected Papers. Physics. Electronics*, 3 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 96 – 100.
3. Kobylianskyi R.R., Boichuk V.V. (2015). The use of thermoelectric heat meters in medical diagnostics. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected Papers. Physics. Electronics*, 4 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 90 – 96.
4. Demchuk B.M., Kushneryk L.Ya. (2002). Thermoelectric sensors for orthopaedics. *J. Thermoelectricity*, 4, 80 – 85.
5. Ashcheulov A.A., Kushneryk L.Ya. (2004). Thermoelectric device for medical and biological express diagnostics. *Tekhnologiya i Konstruovaniie v Elektronnoi Apparature*, 4, 38 – 39.
6. Ladyka R.B., Moskal D.N., Didukh V.D. (1992). Semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment of joint diseases. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 34 – 35.
7. Ladyka R.B., Dakaliuk O.N., Bulat L.P., Miagkota A.P. (1996). The use of semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 36 – 37.
8. Anatyshchuk L.I. (1979). *Thermoelements and thermoelectric devices: Handbook*. Kyiv: Naukova Dumka.
9. Anatyshchuk L.I., Lozinskii N.G., Mikitiuk P.D., Rozver Yu.Yu. (1983). Thermoelectric semiconductor heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 5, 236.
10. Anatyshchuk L.I., Bulat L.P., Gutsal D.D., Miagkota A.P. (1989). Thermoelectric heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 4, 248.
11. Gerashchenko O.A. (1971). *Basics of thermometry*. Kyiv: Naukova Dumka.
12. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713 – 717.
13. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
14. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1 (10), 11 – 20.
15. Filipoiu Florin, Bogdan Andrei Ioan, Carstea Iulia Maria (2010). 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*, 53 – 59.
16. Carstea Daniela, Carstea Ion, Carstea Iulia Maria (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
17. *COMSOL Multiphysics User's Guide* (2010). COMSOLAB.
18. Anatyshchuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2012). Study of the impact of thermoelectric heat meter on the determination of human heat release. *J. Thermoelectricity*, 4, 60 – 66.

19. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2012). 3D-model for determination of the impact of thermoelectric heat meter on the accuracy of measurement of human heat release. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected papers. Physics. Electronics*, 2 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 15 – 20.
20. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2013). Computer simulation of thermoelectric heat meter readings under real operating conditions. *J. Thermoelectricity*, 1, 53 – 60.
21. Anatyshuk L.I., Giba R.G., Kobylianskyi R.R. (2013). Some features of using medical heat meters in the study of local human heat emissions. *J. Thermoelectricity*, 2, 67 – 73.
22. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2013). On the accuracy of temperature determination by electronic medical thermometer with a thermoelectric power supply. *J. Thermoelectricity*, 5, 75 – 79.
23. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2013). On the impact of thermoelectric power supply on the accuracy of temperature and heat flux measurement. *J. Thermoelectricity*, 6, 53 – 61.
24. Gischuk V.S., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G. (2014). Multi-channel device for measurement of temperature and heat flux density. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected papers. Physics. Electronics*, 3 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 96 – 100.
25. Kobylianskyi R.R., Manyk O.M., Romaniuk S.B. (2014). Electronic medical thermometer with a thermoelectric power supply. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected papers. Physics. Electronics*, 3(1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 105 – 111.
26. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Thermoelectric power supply for electronic medical thermometer. *Technology and Design in Electronic Equipment*, 4, 28 – 32. DOI: 10.15222/TKEA2014.4.28.
27. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Calibration of thermoelectric heat flux sensors. *Proc. of XV International scientific and practical conference "Modern Information and Electronic Technologies" May 26 - 30, 2014.* – Vol. 2. – Odesa, Ukraine, p. 30 – 31.
28. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2014). Some features of the dynamic operating modes of thermal generator that uses human heat. *J. Thermoelectricity*, 3, 60 – 74.
29. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2014). On the increase in the efficiency of the thermogenerator when using human thermal energy in dynamic modes. *J. Thermoelectricity*, 4, 70 – 80.
30. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2014). Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply. *Materials Today: Proceedings* 2 (2015) 849 – 857. – 12th European Conference on Thermoelectricity (ECT-2014); Published by Elsevier Ltd. ISSN: 2214-7853 (doi: 10.1016/j.matpr.2015.05.109).
31. Anatyshuk L.I., Ivaschuk O.I., Kobylianskyi R.R., Postevka I.D., Bodiaka V.Yu. Gushul I.Ya. (2016). Thermoelectric device for measurement of temperature and heat flux density "ALTEC-10008". *J. Thermoelectricity*, 1, 76 – 84.
32. Kobylianskyi R.R. (2016). Computer simulation of readings of a thermoelectric sensor of medical purposes. *J. Thermoelectricity*, 4, 69 – 77.
33. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A., Lysko V.V., Pugantseva O.V., Rozver Yu.Yu., Tiumentsev V.A. (2016). Calibration bench for thermoelectric heat flux converters. *J. Thermoelectricity*, 5, 71 – 79.

34. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Konstantynovych I.A., Kuz R.V., Manyk O.M., Nitsovych O.V., Cherkez R.G. (2016). Technology of manufacturing thermoelectric microthermopiles. *J. Thermoelectricity*, 6, 49 – 54.
35. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal impact on human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 69 – 79.
36. Anatyshuk L.I., Razinkov V.V., Bukharaieva N.R., Kobylanskyi R.R. (2017). Thermoelectric bracelet. *J. Thermoelectricity*, 2, 58 – 72.
37. Anatyshuk L.I., Luste O.J, Kobylanskyi R.R. (2017). Information-energy theory of thermoelectric sensors of temperature and heat flux of medical purpose. *J. Thermoelectricity*, 4, 5 – 20.
38. Anatyshuk L.I., Todurov B.M., Kobylanskyi R.R., Dzhal S.A. (2019). On the use of thermoelectric microgenerators for power supply to pacemakers. *J. Thermoelectricity*, 5, 60 – 88.
39. Yuryk, O., Anatyshuk, L., Kobylanskyi, R., Yuryk, N. (2023). *Measurement of heat flux density as a new method of diagnosing neurological diseases. Modern methods of diagnosing diseases.* Kharkiv: PC Technology Center, 31 – 68. doi: <https://doi.org/10.15587/978-617-7319-65-7.ch2>

Submitted: 03.10.2022.