

УДК 537.32



Кобилянський Р.Р.

Кобилянський Р.Р.^{1,2}

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

²Чернівецький національний університет ім. Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПОКАЗІВ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО СЕНСОРА МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

У роботі наведено результати комп'ютерних досліджень впливу теплової медичної ізоляції на покази термоелектричного сенсора теплового потоку. Побудовано тривимірну фізичну, математичну та комп'ютерну моделі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор з тепловою ізоляцією. Встановлено, що наявність медичної теплової ізоляції на термоелектричному сенсорі та біологічній тканині може змінювати покази сенсора до 75 %.

Ключові слова: термоелектричний сенсор, тепловий потік, тепла медична ізоляція, комп'ютерне моделювання.

This paper presents the results of computer research on the impact of thermal medical insulation on the readings of thermoelectric heat flux sensor. A three-dimensional (3D) physical, mathematical and computer model of biological tissue having on its top a thermoelectric sensor with thermal insulation was constructed. It was established that the presence of medical thermal insulation on thermoelectric sensor and biological tissue can change sensor readings up to 75 %.

Key words: thermoelectric sensor, heat flow and thermal insulation medical, computer modeling.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Відомо, що своєчасна та якісна діагностика є запорукою успішного лікування різноманітних захворювань людини [1 – 5]. Для її проведення важливою є інформація про тепловиділення людини, оскільки саме густина теплового потоку найбільш адекватно відображає ступінь виразності запальних процесів організму людини [6, 7]. Тому для діагностики захворювань на ранніх стадіях ефективним є вимірювання теплового потоку тіла людини. Перспективними для таких вимірювань є термоелектричні сенсори [8 – 11], які мають високу чутливість, точність, швидкодію, стабільність параметрів у широкому інтервалі робочих температур і узгоджуються із сучасною реєструючою апаратурою. Поєднання мініатюрності та високої чутливості напівпровідникових термоелектричних сенсорів дозволяє отримати високу локальність і точність теплотричних вимірювань при медико-біологічних дослідженнях. Вказані переваги дають можливість використовувати термоелектричні сенсори для локальної діагностики організму людини, виявлення на ранніх стадіях запальних процесів, онкозахворювань, аномалій кровообігу та аналізу стану організму в екстремальних умовах.

Важливим також є контроль тепловиділення на ділянках тіла людини, де мало місце

операційне втручання. При нормальному загоєнні ран тепловиділення хоч і збільшене, однак знаходиться у відповідних межах. Однак, якщо загоєння супроводжується істотними запальними процесами (наприклад від порушення стерильності ран), то про такі процеси, в першу чергу, може інформувати термоелектричний сенсор шляхом реєстрації локальних теплових аномалій. Таким чином, моніторинг тепловиділення організму людини є надзвичайно важливим, оскільки може дати інформацію як про протікання загострення хвороби, так і навпаки про процеси реабілітації.

При дослідженні тепловиділення людини у післяопераційному періоді важливу роль відіграє наявність теплової ізоляції (наприклад медичний бинт) на термоелектричному сенсорі, що може істотно спотворювати температурне поле досліджуваної ділянки тіла людини та впливати на покази такого сенсора. Вплив таких сенсорів на об'єкт дослідження вивчався аналітично в роботі [12] та для випадку живих об'єктів за допомогою комп'ютерного моделювання для спрощених фізичних моделей у роботах [13 – 16].

Тому метою даної роботи є створення вдосконаленої комп'ютерної моделі та визначення впливу медичної теплової ізоляції на покази термоелектричного сенсора теплового потоку.

Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним сенсором та тепловою медичною ізоляцією

Згідно фізичної моделі (рис. 1) ділянка біологічної тканини тіла людини представляє собою структуру із трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дерміс 2, підшкірний шар 3) і четвертого шару – внутрішньої тканини 4 та характеризується теплопровідністю k_i , питомою теплоємністю C_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_b , 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:

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

Геометричні розміри кожного такого шару складають a_i , b_i , l_i . Температури на границях відповідних шарів біологічної тканини складають T_1 , T_2 , T_3 , T_4 .

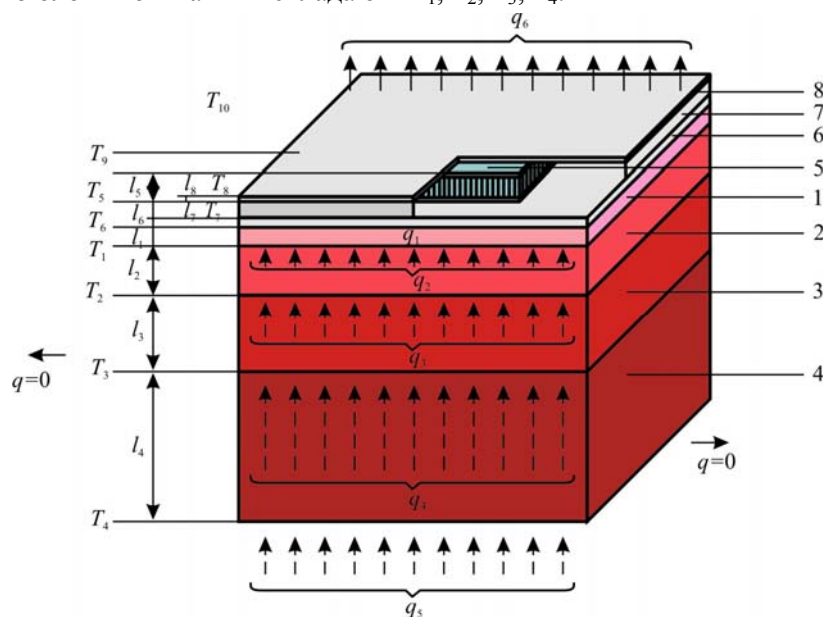


Рис. 1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним сенсором та тепловою медичною ізоляцією: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина, 5 – термоелектричний сенсор теплового потоку, 6, 7, 8 – тепла медична ізоляція.

Термоелектричний сенсор теплового потоку 5 представляє собою прямокутний брусок з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 , що складається з великої кількості кристалів n - і p - типу провідності на основі термоелектричного матеріалу $Bi-Te$. З теорії відомо [8, 12], що термоелектрорушійна сила (ЕРС) термоелектричного градієнтного сенсора визначається наступним чином:

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

де α – коефіцієнт термоЕРС, N – кількість віток термоелектричного матеріалу, ΔT – перепад температури між верхньою та нижньою гранями термоелектричного сенсора теплового потоку.

Таблиця

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [17 – 21]

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

Поверхневий шар ділянки шкіри (епідерміс 1) з температурою T_6 перебуває в стані теплообміну з тепловою медичною ізоляцією 6 з геометричними розмірами a_6 , b_6 , l_6 та температурою на поверхні контакту T_5 . На поверхні теплової ізоляції 6 розміщено термоелектричний сенсор теплового потоку 5 з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 та температурою на поверхні контакту T_8 . За відсутності теплової ізоляції 6, 7, 8 теплообмін поверхні шкіри з навколишнім середовищем з температурою T_{10} враховано коефіцієнтом теплообміну α_1 та коефіцієнтом випромінювання ε_1 . Теплообмін шкіри шляхом потовиділення не враховується.

На поверхні та з боків термоелектричного сенсора 5 розміщено додаткову теплову медичну ізоляцію 7, 8 геометричними розмірами a_7 , b_7 , l_7 та a_8 , b_8 , l_8 . Вільна поверхня теплової ізоляції 8 з температурою T_9 перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою T_{10} , що враховано коефіцієнтом теплообміну α_2 та коефіцієнтом випромінювання

ε_2 . Питомий тепловий потік з поверхні теплової ізоляції 8 у навколишнє середовище складає q_6 , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – q_5 .

Оскільки фізична модель представляє ділянку біологічної тканини 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 та комп'ютерна модель

В загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [17 – 21]:

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

де ρ – густина відповідного шару біологічної тканини, C – питома теплоємність шару 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 тепла метаболізму.

Доданок у лівій частині рівняння (3) представляє 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 крові та тепла метаболізму.

Для розв'язання поставленої у даній роботі задачі достатньо розглянути тривимірну стаціонарну модель. Тоді рівняння (3) набуде вигляду (4):

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

Стаціонарне рівняння теплообміну для термоелектричного сенсора теплового потоку з врахуванням впливу термоелектричних явищ та температурної залежності матеріалу матиме наступний вигляд (5):

$$\kappa(T) \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = -\alpha^2(T) \sigma(T) \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right)^2. \quad (5)$$

Відповідне стаціонарне рівняння теплообміну для теплової медичної ізоляції матиме вигляд (6):

$$\kappa \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = 0. \quad (6)$$

Стаціонарну систему рівнянь (4–6) для відповідних шарів фізичної моделі (рис. 1) необхідно розв'язувати з відповідними граничними умовами (7–8):

$$\begin{cases} q|_{x=0} = 0, \\ q|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} q|_{y=0} = 0, \\ q|_{y=a} = 0, \end{cases} \quad (7)$$

$$\begin{cases} T|_{z=0} = 310.15 \text{ K}, \\ q|_{z=b, c, d} = \alpha(T_0 - T) + \varepsilon \sigma(T_0^4 - T^4), \end{cases} \quad \begin{cases} q|_{x=e, f} = 0, \\ q|_{y=e, f} = 0, \end{cases} \quad (8)$$

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

З метою визначення впливу теплової медичної ізоляції на покази термоелектричного сенсора теплового потоку було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор з тепловою ізоляцією. Для цього було використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [22], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу та метаболізму.

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків в біологічній тканині та термоелектричному сенсорі здійснювався методом скінчених елементів (рис. 2), суть якого полягає в тому, що досліджуваний об'єкт розбивається на велику кількість скінчених 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 скінчених елементів [22].

Результати комп'ютерного моделювання

За допомогою комп'ютерного моделювання було отримано розподіли температури та ліній густини теплового потоку в біологічній тканині тіла людини та термоелектричному сенсорі теплового потоку (рис. 3 – 5), а також побудовано ізотермічні поверхні в біологічній тканині (рис. 6, 7) з врахуванням крайових ефектів у тривимірній комп'ютерній моделі.

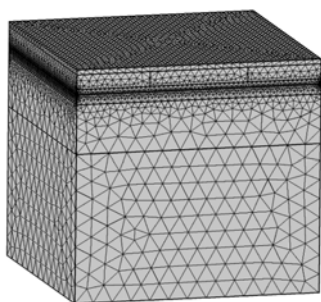


Рис. 2. Сітка методу скінчених елементів.

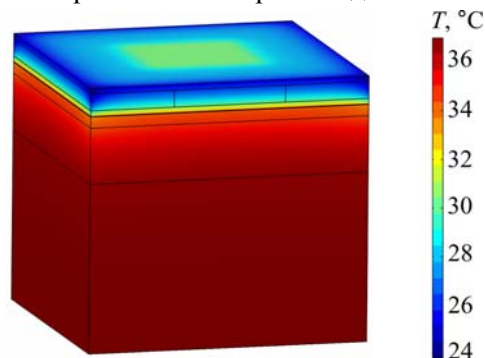


Рис. 3. Розподіл температури в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор з тепловою медичною ізоляцією.

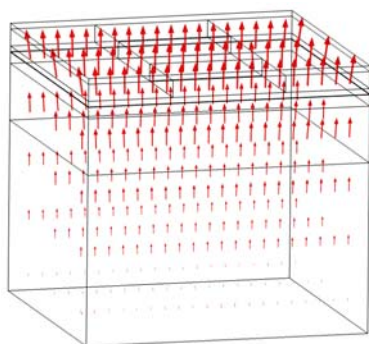


Рис. 4. Розподіл ліній густини теплового потоку в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор з тепловою медичною ізоляцією.

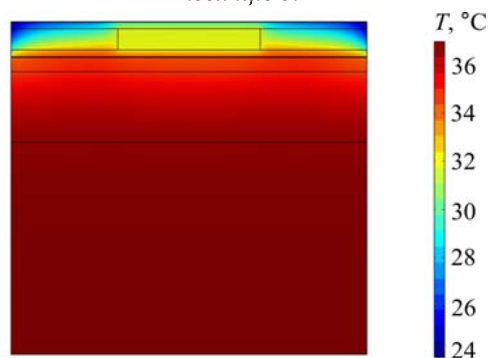


Рис. 5. Розподіл температури в розрізі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор з тепловою ізоляцією.

Для визначення перепаду температур між гранями термоелектричного сенсора було виконано усереднення отриманих розподілів температури на верхній та нижній поверхнях сенсора, оскільки такі розподіли є нерівномірними.

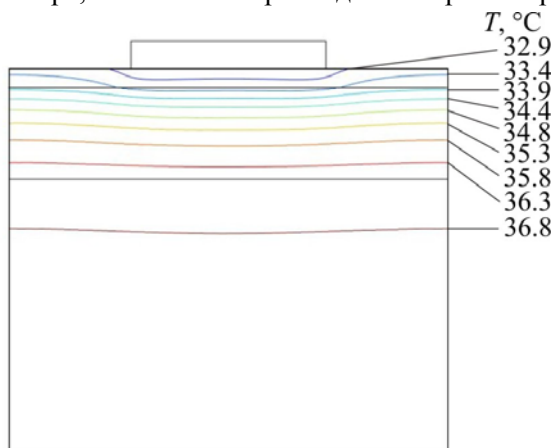


Рис. 6. Ізотермічні поверхні в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор без теплової медичної ізоляції.

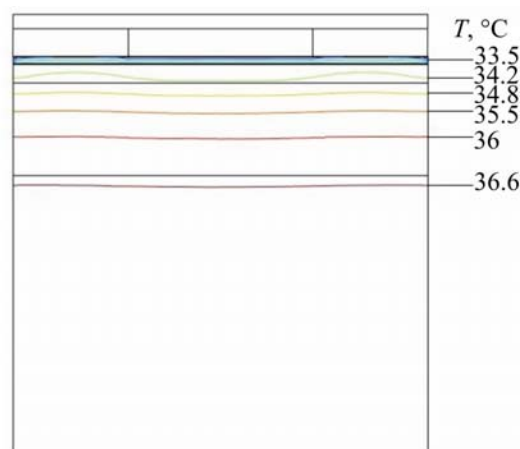
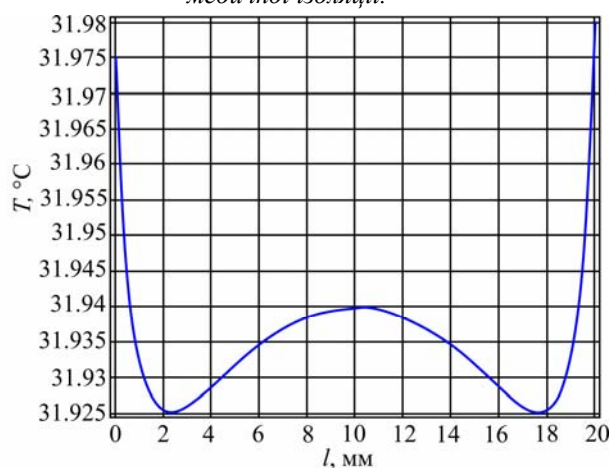
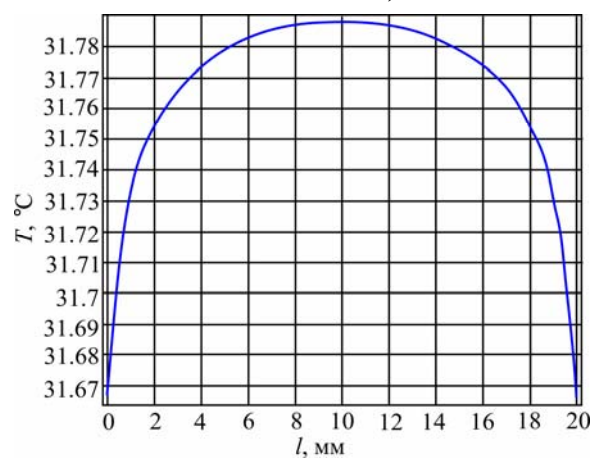


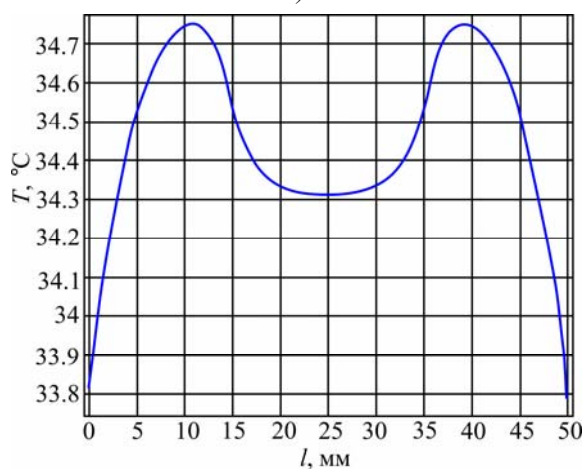
Рис. 7. Ізотермічні поверхні в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний сенсор з тепловою медичною ізоляцією.



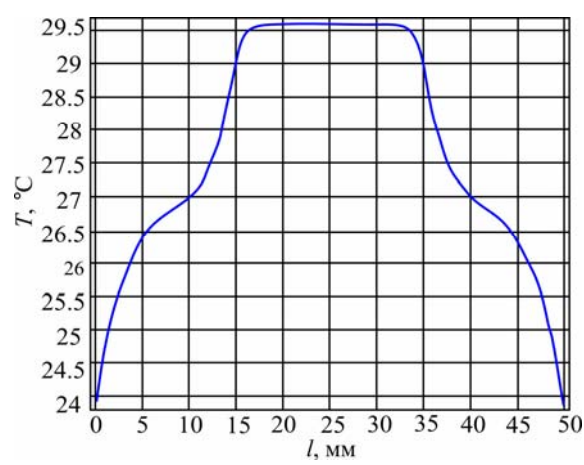
а)



б)



в)



г)

Рис. 8. Розподіл температури термоелектричного сенсора з тепловою ізоляцією, що знаходиться на термоелектричному сенсорі а) на нижній поверхні, б) на верхній поверхні, в) на поверхні біологічної тканини, г) на поверхні теплової ізоляції.

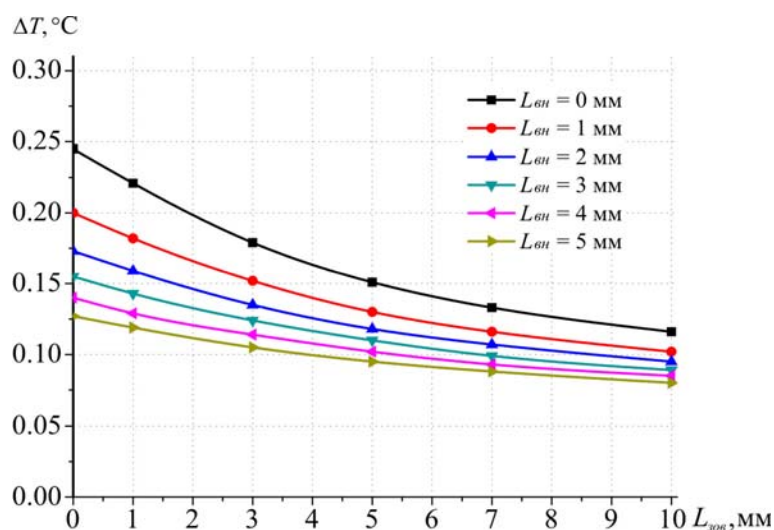


Рис. 9. Залежність перепаду температур на термоелектричному сенсорі теплового потоку від товщини теплової медичної ізоляції на сенсорі (зовнішній шар бинту $L_{\text{зов}}$) при різній товщині теплової ізоляції між біологічною тканиною та сенсором (внутрішній шар бинту $L_{\text{вн}}$).

З рис. 9 видно, що збільшення товщини теплової ізоляції між біологічною тканиною і термоелектричним сенсором теплового потоку, а також збільшення товщини зовнішньої ізоляції на сенсорі однозначно приводить до зменшення перепаду температур між гранями такого сенсора. Зменшення показів термоелектричного сенсора теплового потоку може сягати 75 % у порівнянні з випадком відсутності теплової медичної ізоляції. Це, у свою чергу, необхідно враховувати при діагностуванні післяопераційних запальних процесів організму людини шляхом створення тотожних умов при повторних вимірюваннях тепловиділення.

Висновки

1. Розроблено комп'ютерні методи моделювання теплових та температурних процесів у системі «термоелектричний сенсор – поверхня тіла людини» з врахуванням теплофізичних властивостей біологічної тканини, кровообігу та процесів метаболізму. Встановлено, що запропоновані методи є істотно ефективніші у порівнянні з відомими аналітичними способами, що ґрунтуються на розв'язанні наближених крайових задач.
2. За допомогою комп'ютерного моделювання досліджено вплив теплової медичної ізоляції на покази термоелектричного сенсора медичного призначення. Встановлено, що наявність теплової ізоляції на термоелектричному сенсорі теплового потоку та біологічній тканині може змінювати покази сенсора до 75 %. Цю обставину необхідно враховувати при вимірюванні теплових потоків тіла людини шляхом створення тотожних умов при повторних вимірюваннях.

Автор статті висловлює щире подяку академіку НАН України Анатичуку Л.І. за постановку актуальної задачі та конструктивне обговорення результатів роботи.

Література

1. Анатичук Л.І., Іванущак 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*. 2016. № 1. 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*. 2014. Т.3. Вип.1. 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*. –2015. Т.4, Вип.1. С. 90 – 96.
 4. Демчук Б.М., Кушнерик Л.Я., Рубленик І.М. Термоелектричні датчики для ортопедії. *Термоелектрика*. 2002. №4. С. 80 – 85.
 5. Ащеулов А.А., Кушнерик Л.Я. Термоэлектрический прибор для медико-биологической экспресс-диагностики. *Технология и конструирование в электронной аппаратуре*. 2004. №4. С. 38 – 39.
 6. Ладыка Р.Б., Москаль Д.Н., Дидух В.Д. Полупроводниковые тепломеры в диагностике и лечении заболеваний суставов. *Медицинская техника*. 1992. №6. С. 34 – 35.
 7. Ладыка Р.Б., Дакалюк О.Н., Булат Л.П. [и др.] Применение полупроводниковых тепломеров в диагностике и лечении. *Медицинская техника*. 1996. №6. С. 36 – 37.
 8. Анатичук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства Справочник. Киев. 1979. 766 с.
 9. Анатичук Л.И., Лозинский Н.Г., Микитюк П.Д. [и др.] Термоэлектрический полупроводниковый тепломер. *Приборы и техника эксперимента*. 1983. №5. С. 236.
 10. Анатичук Л.И., Булат Л.П., Гуцал Д.Д. [и др.]. Термоэлектрический тепломер. *Приборы и техника эксперимента*. 1989. №4. С. 248.
 11. Анатичук Л.И. Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Градування термоелектричних сенсорів теплового потоку. *Труди XV Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні інформаційні та електронні технології» 26 30 травня 2014 року*. Т. 2. Одеса, Україна. 2014. С. 30 – 31.
 12. Геращенко О.А. Основы теплотрии. Киев. 1971. 192 с.
 13. Анатичук Л.И., Кобилянський Р.Р. Дослідження впливу термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини. *Термоелектрика*. 2012. № 4. 2012. С. 60 – 66.
 14. Анатичук Л.И. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання тепловиділення людини *Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка*. 2012. Т.2, Вип. 1 С. 15 – 20.
 15. Анатичук Л.И., Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації. *Термоелектрика*. 2013. № 1. С. 53 – 60.
 16. Анатичук Л.И., Гіба Р.Г., Кобилянський Р.Р. Про деякі особливості використання медичних тепломірів при дослідженні локальних тепловиділень людини. *Термоелектрика*. 2013. № 2. С. 67 – 73.
 17. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*. 2002. 28. P. 713 – 717.
 18. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the ransient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*. 2008. P. 1219 – 1222.
 19. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*. 2011. 1(10). P. 11 – 20.

20. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan, 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.
21. Daniela Carstea, Ion Carstea, Iulia Maria Carstea. Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*. 2011. V.6.(4). P. 115 – 124.
22. COMSOL Multiphysics User's Guide *COMSOLAB*. 2010. 804 p.

Надійшла до редакції 11.08.2016