

Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р.



Анатичук Л.І.

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



Кобилянський Р.Р.

**КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ
ПОКАЗІВ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО
ТЕПЛОМІРА В УМОВАХ РЕАЛЬНОЇ
ЕКСПЛУАТАЦІЇ**

У роботі наведено результати комп'ютерних досліджень впливу теплової ізоляції на покази термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації. Побудовано тривимірну фізичну, математичну та комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією. Встановлено, що наявність медичної теплової ізоляції на термоелектричному тепломірі та біологічній тканині може змінювати покази тепломіра до 35 %.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, термоелектричний тепломір, медична теплова ізоляція.

This paper presents the results of computer investigations of thermal insulation effect on thermoelectric heat meter readings under real-service conditions. Three-dimensional physical, mathematical and computer models of biological tissue having on its surface thermoelectric heat meter with thermal insulation are constructed. It is established that the presence of medical thermal insulation on thermoelectric heat meter and biological tissue can change heat meter readings up to 35 %.

Keywords: computer design, thermoelectric heat meter, medical thermal insulation.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Відомо [1, 2], що запальні процеси супроводжуються зміною тепловиділення, яка може стати надійним індикатором різноманітних захворювань. Будь-які зміни тепловиділення людини можуть легко визначатися термоелектричними тепломірами [3, 4], які є ефективним засобом локальної діагностики організму людини, виявлення на ранніх стадіях запальних процесів, онкозахворювань, аномалій кровообігу та аналізу стану організму в екстремальних умовах [5-8]. Вплив таких тепломірів на об'єкт дослідження вивчався за допомогою комп'ютерного моделювання в роботах [9, 10].

Під час дослідження тепловиділення людини важливу роль відіграє спосіб кріплення тепломіра до поверхні тіла людини, просторова орієнтація тепломіра, наявність теплової ізоляції на тепломірі (медичний бинт, одяг тощо), що може істотно спотворювати температурне поле досліджуваної ділянки тіла людини та впливати на покази термоелектричного тепломіра.

Метою пропонованої роботи – визначення впливу теплової ізоляції на покази термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації.

Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним тепломіром та тепловою ізоляцією

Згідно з фізичною моделлю (рис. 1) ділянка біологічної тканини тіла людини являє собою структуру із 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_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

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

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 .

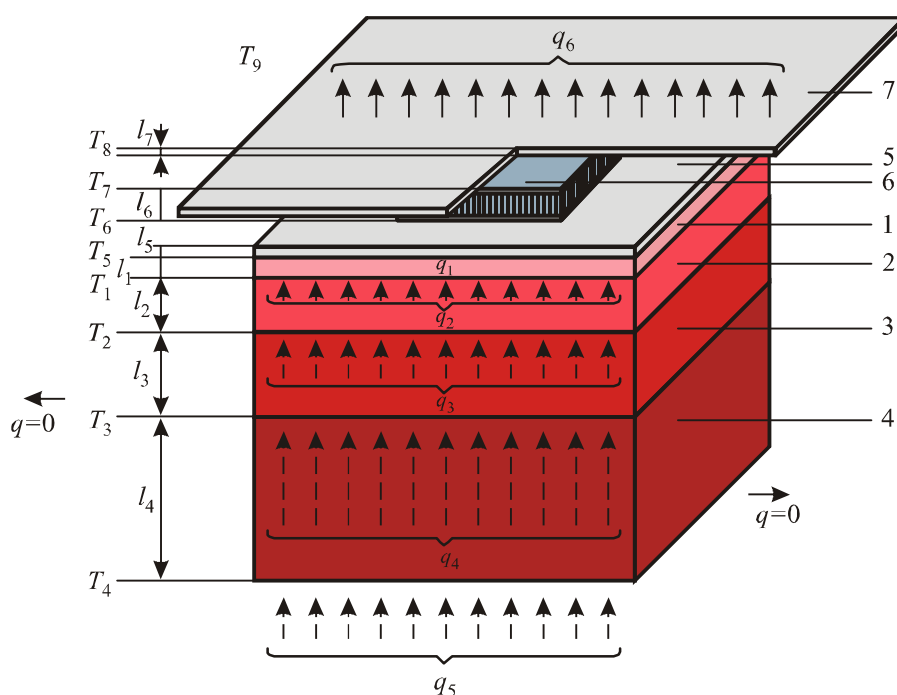


Рис.1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним тепломіром та тепловою ізоляцією:

1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина,
5, 7 – теплова ізоляція, 6 – термоелектричний тепломір

Термоелектричний тепломір 5 являє собою прямокутний брусок з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 , що характеризується коефіцієнтом теплопровідності κ . З теорії відомо [3, 4], що термоелектрорушійна сила (ЕРС) термоелектричного градієнтного тепломіра визначається наступним чином:

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

Тут α – коефіцієнт термоЕРС, N – кількість віток термоелектричного матеріалу в тепломірі, ΔT – перепад температури між верхньою та нижньою гранями термоелектричного тепломіра. Як правило, кількість віток термоелектричного матеріалу в тепломірі становить $N = 1500-2500$ шт. Моделювання тепломіра 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 тепломіра вносить перепад температур ΔT між гранями

тепломіра. Тому для досягнення поставленої в нашій роботі мети цілком достатньо замінити термоелектричний тепломір з великою кількістю елементів монолітним однорідним зразком з еквівалентною теплопровідністю κ . Тоді на основі розрахованого ΔT можна легко визначити значення ЕРС тепломіра згідно з формулою (2).

Таблиця 1.

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [11-15]

Шари біологічної тканини	<i>Епідерміс</i>	<i>Дерміс</i>	<i>Підшкірний шар</i>	<i>Внутрішня тканина</i>
Товщина, l (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, C (Дж·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
Метаболізм, $q_{\text{мет}}$ (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
Густина крові, ρ_b (кг·м ⁻³)	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, C_b (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3770	3770	3770	3770

Оскільки фізична модель являє собою 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 ($q=0$).

Поверхневий шар ділянки шкіри (епідерміс l) з температурою T_5 перебуває в стані теплообміну з тепловою ізоляцією 5 з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 та температурою на поверхні контакту T_6 . На поверхні теплової ізоляції 5 розміщено термоелектричний тепломір 6 з геометричними розмірами a_6 , b_6 , l_6 та температурою на поверхні контакту T_7 . За відсутності теплової ізоляції 6 теплообмін поверхні шкіри з навколишнім середовищем з температурою T_9 враховано коефіцієнтом теплообміну α_1 та коефіцієнтом випромінювання ε_1 . Теплообмін шкіри шляхом потовиділення не враховується.

На поверхні термоелектричного тепломіра 6 розміщено додаткову теплову ізоляцію 7 з геометричними розмірами a_7 , b_7 , l_7 . Вільна поверхня теплової ізоляції 7 з температурою T_8 перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою T_9 , що враховано коефіцієнтом теплообміну α_2 та коефіцієнтом випромінювання ε_2 . Питомий тепловий потік з поверхні теплової ізоляції 7 в навколишнє середовище становить q_6 , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – q_5 .

Математичний опис та комп'ютерна модель

Загальне рівняння теплообміну в біологічній тканині має такий вигляд [11-15]:

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

де ρ – густина відповідного шару біологічної тканини ($\text{кг}/\text{м}^3$), C – питома теплоємність шару біологічної тканини ($\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$), ρ_b – густина крові ($\text{кг}/\text{м}^3$), C_b – питома теплоємність крові ($\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$), ω_b – швидкість перфузії крові ($\text{м}^3\cdot\text{с}^{-1}\cdot\text{м}^{-3}$), T_b – температура крові людини (К), причому $T_b = 310.15$ К, q_{met} – кількість тепла від метаболізму ($\text{Вт}/\text{м}^3$).

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

Для рішення поставленої у нашій роботі задачі достатньо розглянути тривимірну стаціонарну модель. Тоді рівняння (3) набуде вигляду (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'язувалося з відповідними граничними умовами (5-6):

$$\begin{cases} q_i \Big|_{x=0} = 0, \\ q_i \Big|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} q_i \Big|_{y=0} = 0, \\ q_i \Big|_{y=a} = 0, \end{cases}, \quad i=1\dots 4. \quad (5)$$

$$\begin{cases} T_4 \Big|_{z=0} = 310.15 \text{ К}, \\ q_6 \Big|_{z=b} = \alpha_1 \cdot (T_9 - T_8) + \alpha_2 \cdot (T_9 - T_8). \end{cases} \quad (6)$$

Тут q_i – щільність теплового потоку відповідного шару біологічної тканини, абсолютна температура нижньої поверхні внутрішньої ткани 4, T_8 – абсолютна температура поверхні теплової ізоляції 7, T_9 – температура навколишнього середовища, α_1 – ефективний коефіцієнт теплообміну поверхні шкіри, α_2 – ефективний коефіцієнт теплообміну тепломіра і теплової ізоляції. На межах між шарами біологічної тканини виконуються умови рівності температур теплового балансу.

З метою визначення впливу теплової ізоляції на покази термоелектричного тепломіра було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією. Для цього було використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [16], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу та метаболізму.

Розрахунок розподілів температур і густини теплових потоків у біологічній тканині та термоелектричному тепломірі 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 [16].

3. Результати комп'ютерного моделювання

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

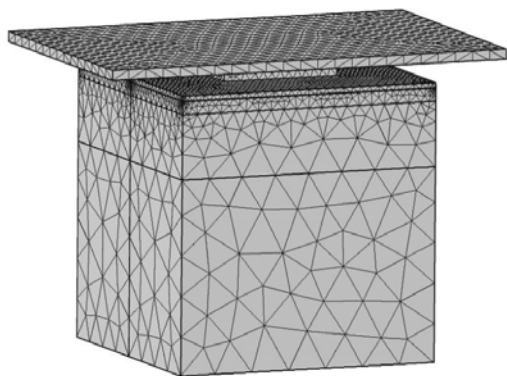


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів.

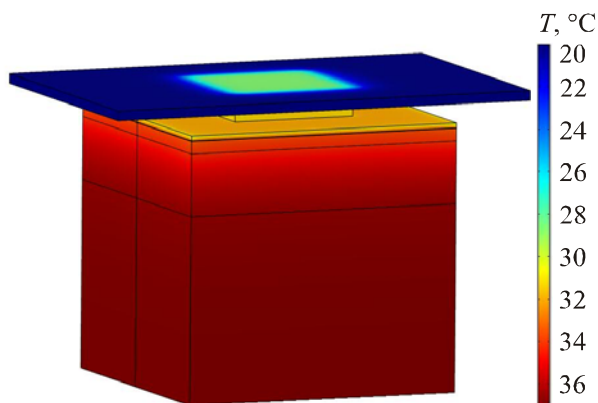


Рис. 3. Розподіл температури в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією

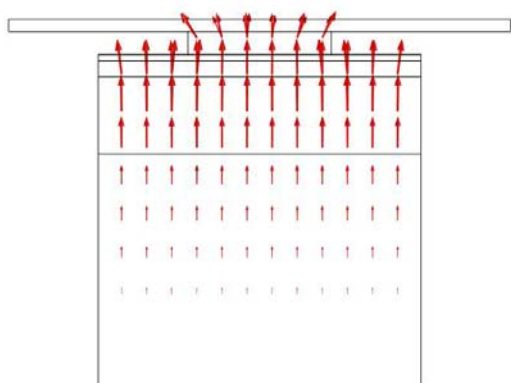


Рис. 4. Розподіл ліній густини теплового потоку в біологічній тканині, на поверхності якої знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією.

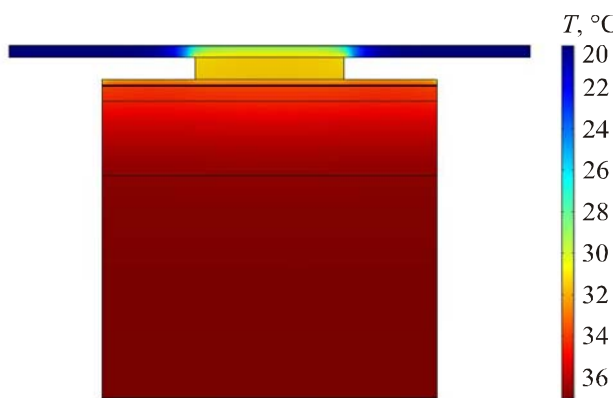


Рис. 5. Розподіл температури в розрізі біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією.

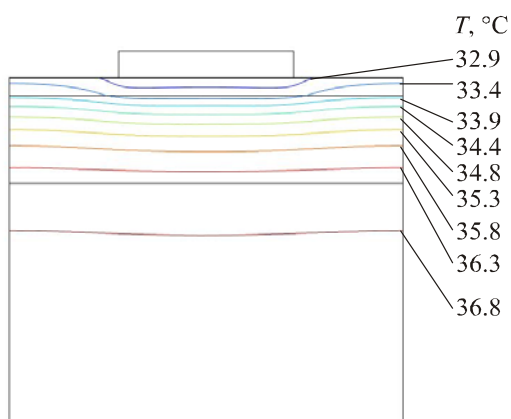


Рис. 6. Ізотермічні поверхні в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір без теплової ізоляції.

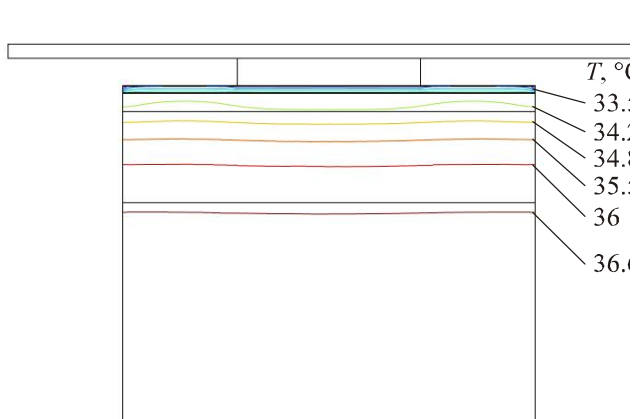


Рис. 7. Ізотермічні поверхні в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією.

Для визначення перепаду температур між гранями термоелектричного тепломіра було виконано усереднення отриманих розподілів температури на верхній та нижній поверхнях тепломіра, оскільки такі розподіли є нерівномірними. Як приклад, показано розподіли температури вздовж лінії в центрі нижньої (рис.8) та верхньої (рис.9) поверхонь термоелектричного тепломіра.

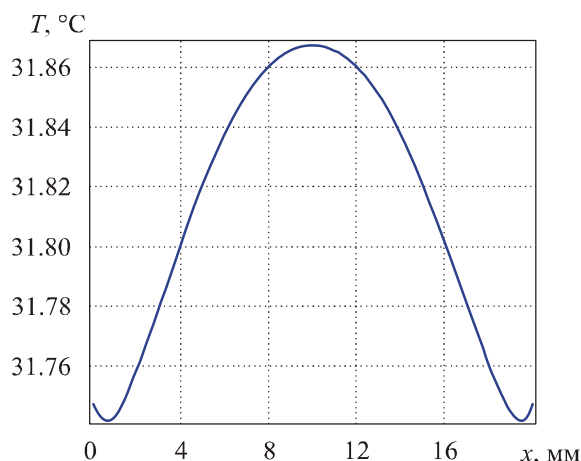


Рис. 8. Розподіл температури на нижній поверхні термоелектричного тепломіра з тепловою ізоляцією, що виходить за межі тепломіра.

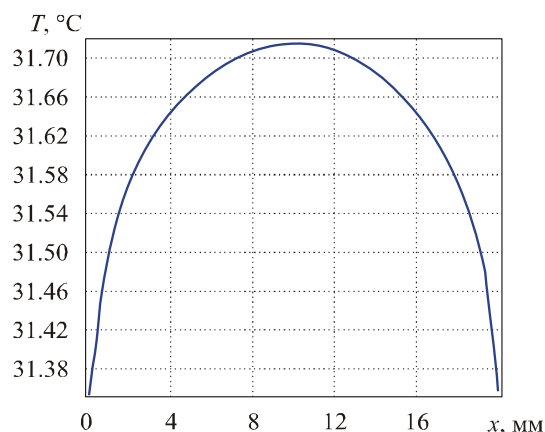


Рис. 9. Розподіл температури на верхній поверхні термоелектричного тепломіра з тепловою ізоляцією, що виходить за межі тепломіра.

На рис.10 наведено розподіл температури на поверхні біологічної тканини, на якій знаходиться термоелектричний тепломір з тепловою ізоляцією. На рис.11 відповідно показано розподіл температури на поверхні зовнішньої теплової ізоляції.

Комп'ютерним моделюванням було визначено вплив теплової ізоляції на покази термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації. Встановлено залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі від товщини теплової ізоляції на тепломірі (кількості зовнішніх шарів бинту $N_{зовн.}$) за різної товщини теплової ізоляції між біологічною тканиною і тепломіром (кількості внутрішніх шарів бинту $N_{зов.}$) для випадку, коли зовнішня тепла ізоляція не виходить (рис.12) та виходить (рис.13) за межі тепломіра.

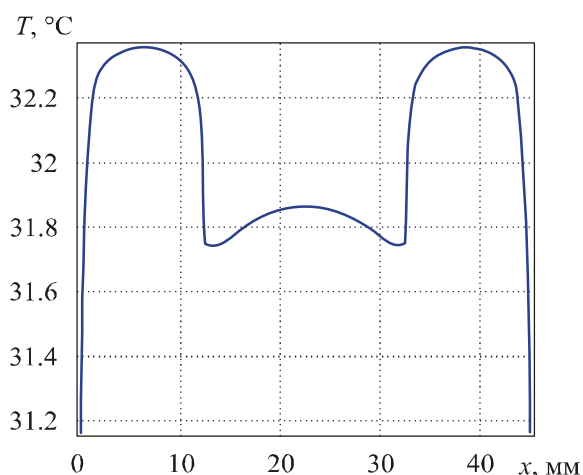


Рис. 10. Распределение температуры на поверхности биологической ткани, на которой находится термоэлектрический тепломер с тепловой изоляцией.

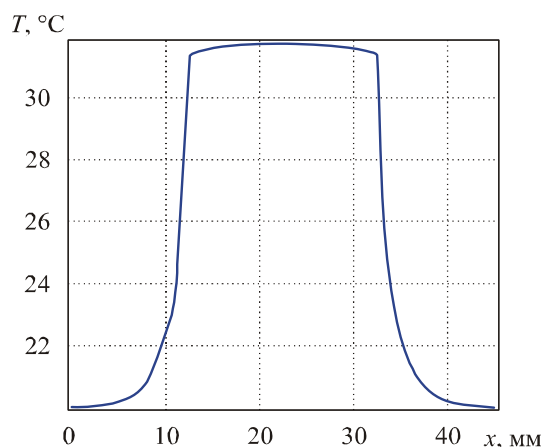


Рис. 11. Распределение температуры на поверхности тепловой изоляции, которая находится на термоэлектрическом тепломере.

Комп'ютерним моделюванням було визначено вплив теплової ізоляції на покази термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації. Встановлено залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі від товщини теплової ізоляції на тепломірі (кількості зовнішніх шарів бинту $N_{зовн}$) за різної товщини теплової ізоляції між біологічною тканиною і тепломіром (кількості внутрішніх шарів бинту $N_{вн}$) для випадку, коли зовнішня тепла ізоляція не виходить (рис. 12) та виходить (рис. 13) за межі тепломіра.

З рис. 12 видно, що збільшення товщини теплової ізоляції між біологічною тканиною і термоелектричним тепломіром, а також збільшення товщини зовнішньої ізоляції на тепломірі однозначно приводить до зменшення перепаду температур між гранями тепломіра. Зменшення показів термоелектричного тепломіра може сягати 35 % порівнянно з випадком відсутності теплової ізоляції. Нерівномірність розміщення кривих на рис. 12, 13 обумовлена відмінністю коефіцієнтів теплообміну поверхні шкіри та поверхні термоелектричного тепломіра.

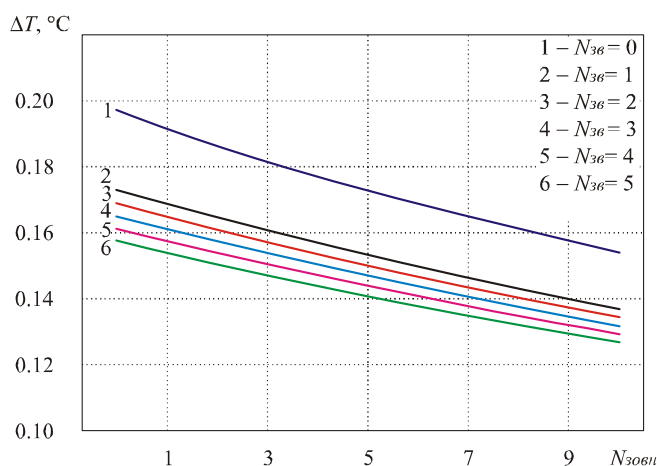


Рис.12. Залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі від товщини теплової ізоляції на тепломірі (кількості зовнішніх шарів бинту $N_{зовн}$) за різної товщини теплової ізоляції між біологічною тканиною та тепломіром (кількості внутрішніх шарів бинту $N_{вн}$) для випадку, коли зовнішня тепла ізоляція не виходить за межі верхньої грані тепломіра.

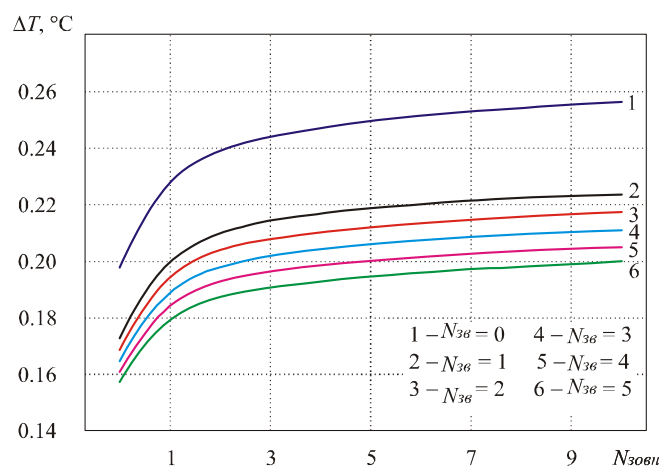


Рис.13. Залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі від товщини теплової ізоляції на тепломірі (кількості зовнішніх шарів бинту $N_{зовн}$) за різної товщини теплової ізоляції між біологічною тканиною та тепломіром (кількості внутрішніх шарів бинту $N_{вн}$) згідно з фізичною моделлю, коли зовнішня тепла ізоляція виходить за межі тепломіра.

Для випадку, коли зовнішня тепла ізоляція виходить за межі верхньої грані тепломіра, її вплив на перепад температур змінюється на протилежний (рис. 13).

Таким чином, збільшення товщини теплової ізоляції на біологічній тканині призводить до зменшення перепаду температур між гранями тепломіра, однак збільшення при цьому товщини ізоляції на тепломірі – до збільшення відповідного перепаду температур. Це пояснюється тим, що тепла ізоляція на термоелектричному тепломірі відіграє роль своєрідного теплообмінника. З рис.13 видно, що наявність зовнішньої теплової ізоляції на термоелектричному тепломірі може збільшувати покази тепломіра до 30 % порівнянно з випадком відсутності такої ізоляції.

Також встановлено, що наявність теплової ізоляції на біологічній тканині та термоелектричному тепломірі дійсно впливає на покази тепломіра. Теплова ізоляція не завжди призводить до зменшення показів тепломіра. В деяких випадках призводить до їх збільшення, оскільки тепла ізоляція відіграє роль своєрідного теплообмінника. Це, у свою чергу, необхідно враховувати при вимірюванні теплових потоків тіла людини шляхом створення тотожних умов за повторних вимірюваннях.

Висновки

1. За допомогою комп'ютерного моделювання досліджено вплив теплової ізоляції на покази термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації. Встановлено, що наявність теплової ізоляції на термоелектричному тепломірі не завжди призводить до зменшення його показів, а в деяких випадках призводить до їх збільшення, оскільки тепла ізоляція відіграє роль своєрідного теплообмінника.
2. Встановлено, що наявність медичної теплової ізоляції на термоелектричному тепломірі та біологічній тканині може змінювати покази тепломіра до 35 %. Цю обставину необхідно враховувати при вимірюванні теплових потоків тіла людини шляхом створення тотожних умов під час повторних вимірюваннях.

Література

1. Ладька Р.Б. Полупроводниковые тепломёры в диагностике и лечении заболеваний суставов / Р.Б. Ладька, Д.Н. Москаль, В.Д. Дидух // Медицинская техника. – 1992. – № 6. – С. 34 – 35.

2. Применение полупроводниковых тепломеров в диагностике и лечении / Р.Б. Ладька, О.Н. Дакалюк, Л.П. Булат [и др.] // Медицинская техника. – 1996. – № 6. – С. 36 – 37.
3. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. / Л.И. Анатычук – К.: Наукова думка, 1979. – 766 с.
4. Геращенко О.А. Основы теплотриии. / О.А. Геращенко – К.: Наукова думка, 1971. – 192 с.
5. Термоэлектрический полупроводниковый тепломер / Л.И. Анатычук, Н.Г. Лозинский, П.Д. Микитюк [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 1983. – №5. – с. 236.
6. Термоэлектрический тепломер / Л.И. Анатычук, Л.П. Булат, Д.Д. Гуцал [и др.] // Приборы и техника эксперимента. – 1989. – №4. – С. 248.
7. Демчук Б.Н. Термоелектричні датчики для ортопедії / Б.Н. Демчук, Л.Я. Кушнерик, И.М. Рубленик // Термоелектричество. – 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. Анатычук Л.И. Исследование влияния термоэлектрического тепломера на определение тепловыделения человека / Л.И. Анатычук, Р.Р. Кобылянський // Термоелектричество. – 2012. – №4. – С. 64 – 70.
10. Анатичук Л.І. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання тепловиділення людини. / Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – 2012. – Т. 2, Вип. 1. – С. 15 – 20.
11. 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).
12. M.P. Cetingul, C.Herman, Identification of Skin Lesions from the Transient Thermal Response Using Infrared Imaging Technique, *IEEE*, 1219-1222 (2008).
13. 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).
14. 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.
15. 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).
16. COMSOL Multiphysics User's Guide, COMSOLAB, 2010, p.804.

Надійшла до редакції 23.01.2013