

©2012 р. Л.І. Анатичук, Р.Р. Кобилянський

Інститут термоелектрики НАН та МОНМС України, Чернівці
Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці

3D-МОДЕЛЬ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ВПЛИВУ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ТЕПЛОМІРА НА ТОЧНІСТЬ ВИМІРЮВАННЯ ТЕПЛОВИДІЛЕННЯ ЛЮДИНИ

Наведено результати комп'ютерних досліджень впливу термоелектричного тепломіра на точність визначення тепловиділення людини. Побудовано вдосконалену тривимірну фізичну, математичну та комп'ютерну моделі біологічної тканини з термоелектричним тепломіром. Встановлено, що використання 3D-моделі покращує визначення впливу тепломіра на точність вимірювання у 1,3-1,5 рази

Ключові слова: 3D-модель, термоелектричний тепломір, тепловиділення людини.

Приведены результаты компьютерных исследований влияния термоэлектрического тепломера на точность определения тепловыделения человека. Построено усовершенствованную трехмерную физическую, математическую и компьютерную модели биологической ткани с термоэлектрическим тепломером. Установлено, что использование 3D-модели улучшает определения влияния тепломера на точность измерения в 1,3-1,5 раза.

Ключевые слова: 3D-модель, термоэлектрический тепломер, тепловыделение человека.

In the paper there are stated the results of computer analysis of influence of thermoelectric calorimeter on the precision of human heat generation determination. Three-dimensional physical, mathematical and computer models of biological tissue with thermoelectric calorimeter were built.

It was ascertained that the use of 3D model enhances determination of calorimeter influence on the measurement precision for 1,3-1,5 times.

Keywords: 3D model, thermoelectric calorimeter, human heat generation.

Відомо [1-4], що перспективними для вимірювання теплових потоків тіла людини є термоелектричні тепломіри, які мають високу чутливість, точність, швидкодію, стабільність параметрів у широкому інтервалі робочих температур і узгоджуються із сучасною реєструючою апаратурою. Вплив таких тепломірів на об'єкт дослідження частково вивчався аналітично у праці [5] для випадків, коли перенесення тепла тепломірів здійснювався теплопровідністю від джерел тепла. Однак для живих об'єктів така задача значно ускладнюється. У праці [6] вплив термоелектричних тепломірів на біологічну тканину досліджувався шляхом комп'ютерного моделювання. 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%. Нами використана спрощена двовимірною моделю біологічної тканини з термоелектричним тепломіром, яка не враховує крайові ефекти.

Отже, метою роботи є створення вдосконаленої тривимірної моделі біологічної тканини з термоелектричним тепломіром, визначення похибок вимірювання теплового потоку тіла людини та порівняння результатів моделювання, отриманих за допомогою двовимірної та тривимірної моделей.

Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним тепломіром

Згідно фізичної моделі (рис.1) ділянка біологічної тканини тіла людини є структурою із трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дер-

міс 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 $\rho_{кр}$, теплоємністю крові $C_{кр}$ і питомим тепловиділенням q_{met} внаслідок процесів метаболізму (таблиця 1). Відповідні шари біологічної тканини 1-4 розглядаються як об'ємні джерела тепла q_i , де:

$$q_i = q_{met} + \rho_{кр} C_{кр} \omega_{кр} (T_{кр} - T), i = 1..4 \quad (1)$$

Геометричні розміри кожного такого шару складають a_i , b_i , l_i . Температури на границях відповідних шарів біологічної тканини складають T_4 , T_5 , T_6 , T_7 .

Термоелектричний тепломір 5 є прямокутним бруском з геометричними розмірами a_5 , b_5 , l_5 , що характеризується коефіцієнтом

теплопровідності κ та питомою теплоємністю C .

Поверхневий шар ділянки шкіри (епідерміс 1) з температурою T_3 перебуває у стані теплообміну з термоелектричним тепломіром 5 з температурою на поверхні контакту T_2 , а також з навколишнім середовищем з температурою T_8 , що враховано коефіцієнтом теплообміну α_1 та коефіцієнтом випромінювання ϵ_1 . Теплообмін шкіри шляхом потовиділення не враховується. Тепловий опір контакту термоелектричного тепломіра 5 із шаром епідермісу 1 враховано додатковим шаром 6 з геометричними розмірами a_6 , b_6 , l_6 та тепловим опором R_T . Вільна поверхня тепломіра 5 з температурою T_1 перебуває у стані теплообміну з навколишнім середови-

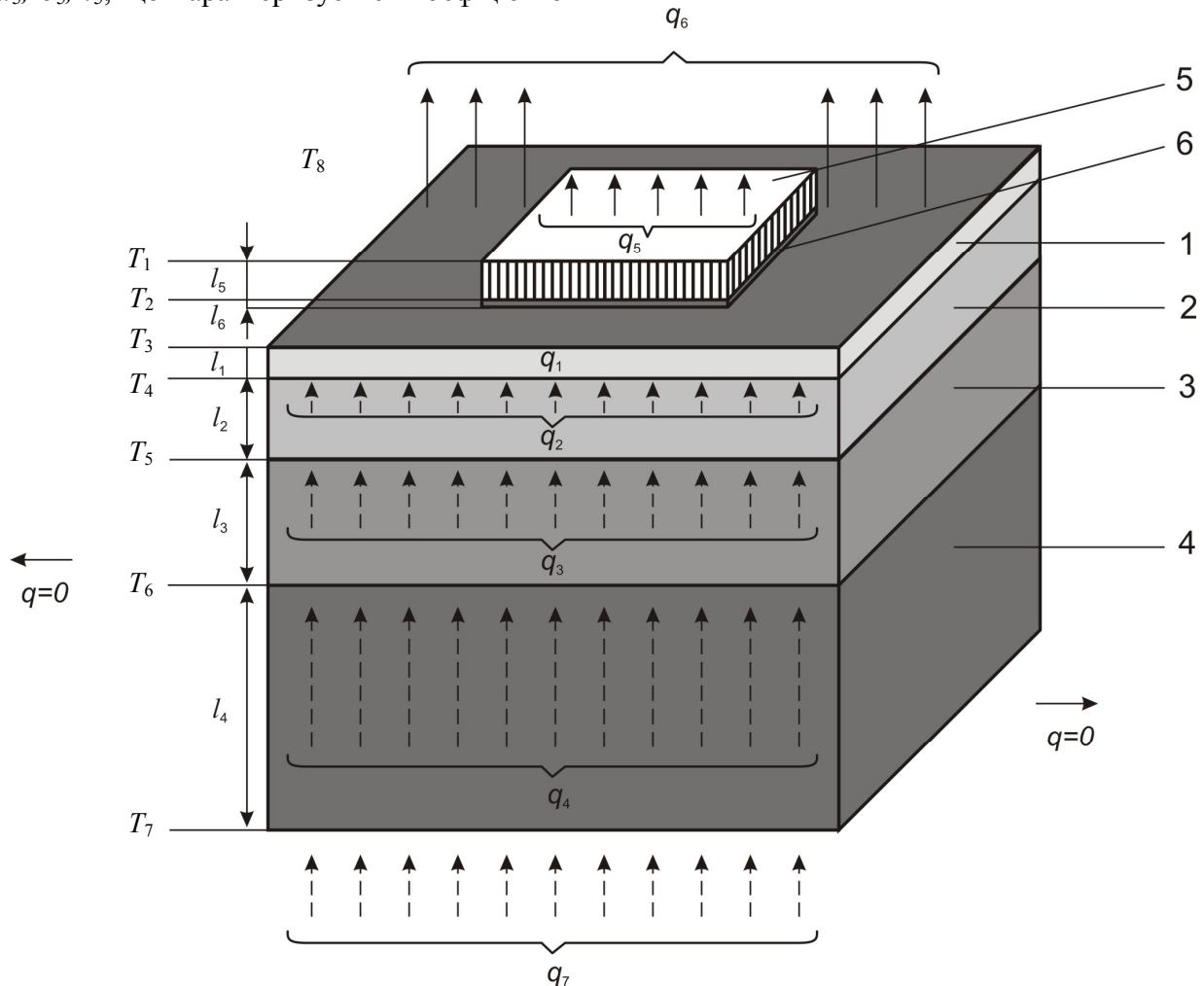


Рис.1. Фізична модель біологічної тканини з термоелектричним тепломіром. 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня тканина, 5 – термоелектричний тепломір, 6 – додатковий шар, яким характеризує тепловий опір контакту термоелектричного тепломіра із поверхневим шаром шкіри (епідермісом).

Таблиця 1. Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [7-11]

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

Примітка: Густина крові $\rho_{кр}=1060$ (кг·м⁻³), теплоємність крові $C_{кр}=3770$ (Дж·кг⁻¹·К⁻¹).

шем з температурою T_8 , що враховано коефіцієнтом теплообміну α_2 та коефіцієнтом випромінювання ε_2 . Питомий тепловий потік з поверхні термоелектричного тепломіра у навколишнє середовище складає q_5 , з вільної поверхні верхнього шару шкіри (епідермісу 1) – q_6 , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – q_7 .

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 шкіри не відбувається ($q=0$).

Комп'ютерна модель та математичний опис

З метою визначення впливу термоелектричного тепломіра на тепловиділення людини виконано комп'ютерне моделювання з використанням пакету прикладних програм *Comsol Multiphysics*, що дає можливість проводити розрахунки теплофізичних процесів у біологічних тканинах з врахуванням кровообігу та метаболізму. Рівняння теплообміну у біологічній тканині має вигляд [7-11]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \quad (2)$$

$$= \nabla(k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + q_{met},$$

де ρ_b – густина крові кг/м³, C_b – питома теплоємність крові Дж/(кг·К), ω_b – швидкість кровообігу с⁻¹, $T_b=310,15$ К – температура крові людини, q_{met} – кількість тепла від метаболізму Вт/м³.

Доданок у лівій частині рівняння (2) є швидкістю зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини.

Три доданки у правій частині рівняння (2) є, відповідно, швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії та тепла метаболізму. Для даної фізичної моделі (рис.1), тепло метаболізму приймається таким, що дорівнює нулю, у порівнянні з іншими тепловими потоками цієї ділянки.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (2) розв'язувалося з відповідними граничними умовами (3)-(5) методом скінченних елементів, що використовується у комп'ютерній програмі *Comsol Multiphysics* (рис.2):

$$\begin{cases} q|_{x=0} = 0, \\ q|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad (3)$$

$$\begin{cases} q|_{y=0} = 0, \\ q|_{y=b} = 0, \end{cases} \quad (4)$$

$$\begin{cases} T|_{z=0} = 310,15 \text{ K}, \\ q_6|_{z=c} = \alpha_1 \cdot (T_0 - T) + \varepsilon_1 \cdot \sigma \cdot (T_0^4 - T^4), \\ q_5|_{z=c+15} = \alpha_2 \cdot (T_0 - T) + \varepsilon_2 \cdot \sigma \cdot (T_0^4 - T^4), \end{cases} \quad (5)$$

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

Комп'ютерним моделюванням отримано розподіли температури в об'ємі біологічної тканини тіла людини та у термоелектричному тепломірі (рис.3), а також побудовано ізотермічні поверхні у біологічній тканині (рис.4, 5) з врахуванням крайових ефектів у вдосконаленій тривимірній комп'ютерній моделі.

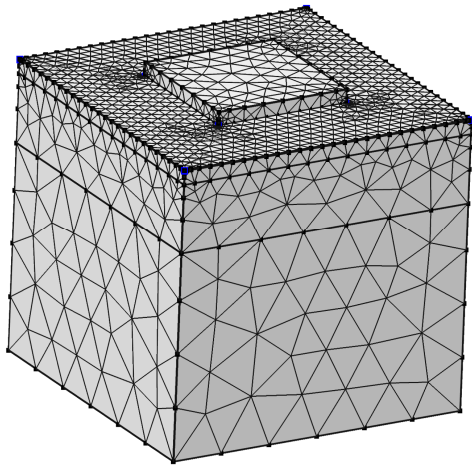


Рис.2. Сітка методу скінченних елементів.

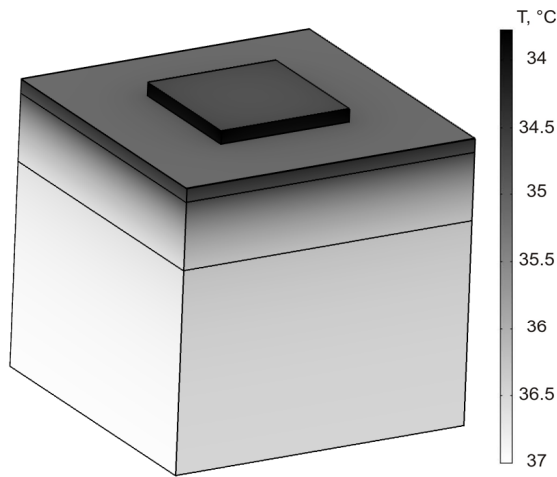
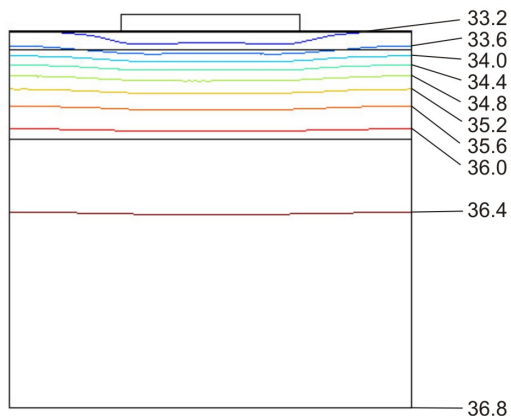
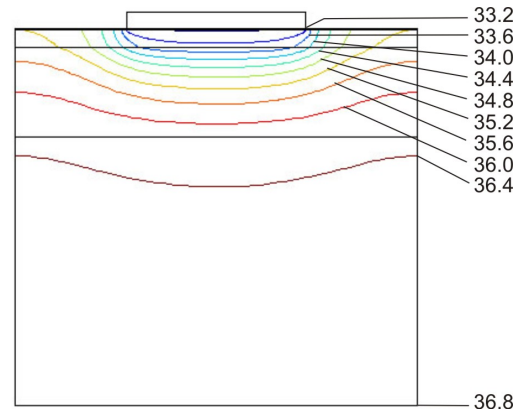


Рис.3. Розподіл температури у біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться термоелектричний тепломір.

Рис.4. Ізотермічні поверхні у біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться тепломір (для випадку фіксованих теплофізичних параметрів шкіри людини $\alpha_1=5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К})$, $\epsilon_1=0,5$ і термоелектричного тепломіра $\alpha_2=5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К})$, $\epsilon_2=0,5$).Рис.5. Ізотермічні поверхні в біологічній тканині, на поверхні якої знаходиться тепломір (для випадку фіксованих теплофізичних параметрів шкіри людини $\alpha_1=5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К})$, $\epsilon_1=0,5$ та термоелектричного тепломіра $\alpha_2=100 \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К})$, $\epsilon_2=0,5$).

Результати комп'ютерного моделювання

За допомогою комп'ютерного моделювання встановлено залежність похибок у визначенні теплового потоку тіла людини δ_q від коефіцієнта теплообміну термоелектричного тепломіра α_2 при різних значеннях коефіцієнта випромінювання ϵ_2 (рис.6) та від коефіцієнта випромінювання шкіри ϵ_2 при різних значеннях коефіцієнта теплообміну тепломіра α_2 (рис.7) для випадку фіксованих теплофізичних параметрів шкіри $\alpha_1=5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К})$, $\epsilon_1=0,5$.

З рис.6, 7 видно, що похибка у визначенні теплового потоку тіла людини може досягати понад 400% у випадку, коли теплофізичні характеристики шкіри людини та термоелектричного тепломіра значно відрізняються між собою. Це пов'язано з тим, що тепломір створює теплові умови, відмінні від тих, які мають місце без нього.

Також було досліджено залежність перепаду температур на термоелектричному тепломірі при різних значеннях коефіцієнтів теплообміну та випромінювання (рис.8, 9). Встановлено, що максимальний перепад температур на краях термоелектричного тепломіра з матеріалу на основі Ві-Те складає $\Delta T_{max}=2^\circ\text{C}$ при фіксованих теплофізичних параметрах шкіри людини $\alpha_1=5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2\cdot\text{К})$, $\epsilon_1=0,5$ та температурі оточуючого середовища $T_0=20^\circ\text{C}$.

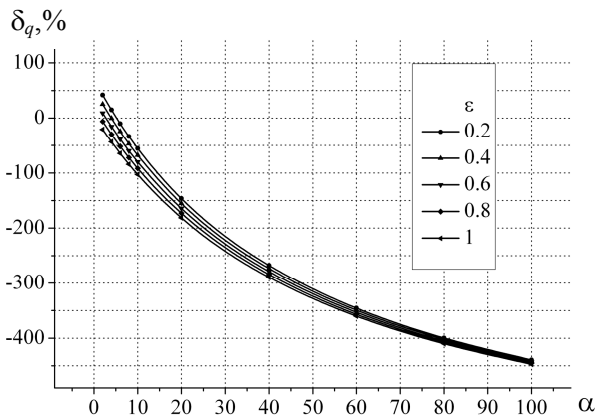


Рис.6. Залежність похибки у визначенні теплового потоку тіла людини від коефіцієнта теплообміну тепломіра α_2 при різних значеннях коефіцієнта випромінювання тепломіра ϵ_2 для випадку фіксованих теплофізичних параметрів шкіри $\alpha_1 = 5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$, $\epsilon_1 = 0,5$.

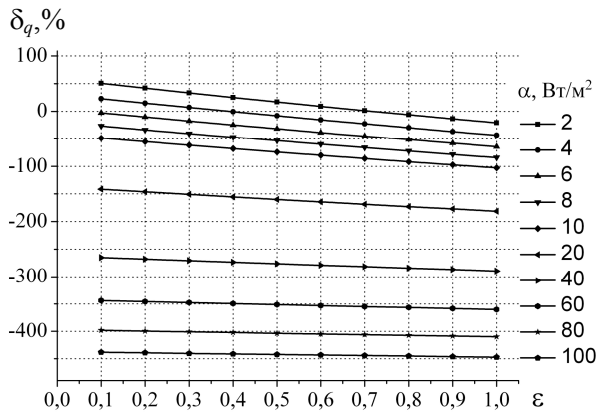


Рис.7. Залежність похибки у визначенні теплового потоку тіла людини від коефіцієнта випромінювання тепломіра ϵ_2 при різних значеннях коефіцієнта теплообміну тепломіра α_2 для випадку фіксованих теплофізичних параметрів шкіри $\alpha_1 = 5,6 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$, $\epsilon_1 = 0,5$.

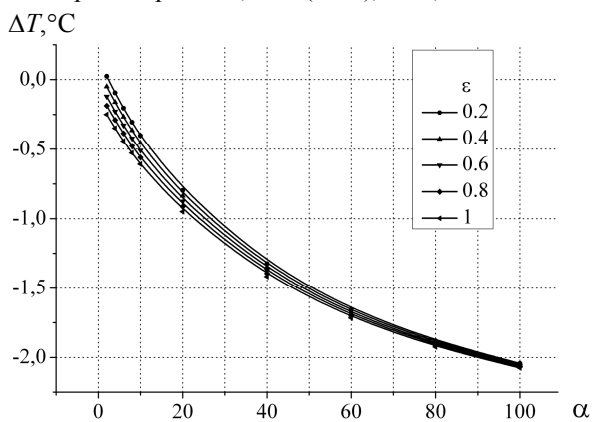


Рис.8. Залежність перепаду температур на краях термоелектричного тепломіра від коефіцієнта випромінювання при різних значеннях коефіцієнта теплообміну.

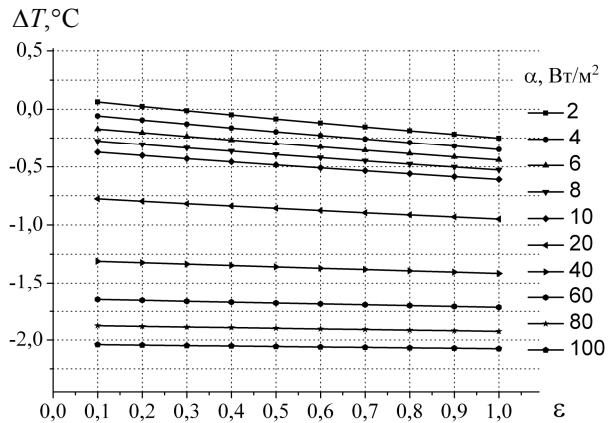


Рис.9. Залежність перепаду температур на краях термоелектричного тепломіра від коефіцієнта теплообміну при різних значеннях коефіцієнта випромінювання.

Нами проведено порівняння результатів моделювання, отриманих за допомогою спрощеної двовимірної [6] та вдосконаленої тривимірної комп'ютерних моделей. Встановлено, що використання більш точної тривимірної моделі для дослідження впливу термоелектричного тепломіра на точність визначення тепловиділення людини приводить до покращення у визначенні теплового потоку тіла людини у 1,3-1,5 разів (рис.10).

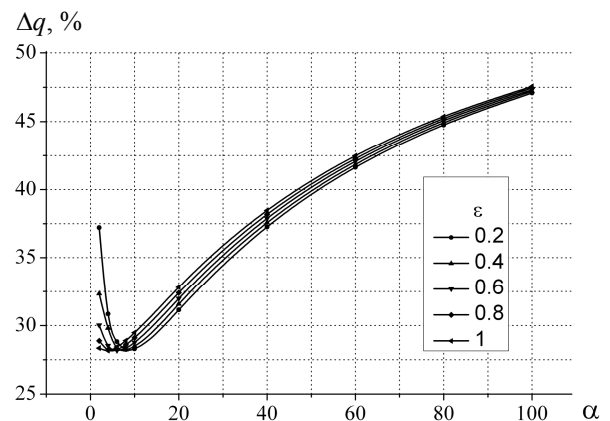


Рис.10. Порівняльна характеристика результатів моделювання, отриманих за допомогою спрощеної двовимірної [6] та вдосконаленої тривимірної моделей біологічної тканини з термоелектричним тепломіром.

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 400%.

2. Встановлено, що використання більш точної тривимірної моделі для дослідження впливу термоелектричного тепломіра на точність визначення тепловиділення людини приводить до покращення у 1,3-1,5 рази при визначенні теплового потоку тіла людини.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. *Анатичук Л.І.* Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. – К.: Наукова думка, 1979. – 766 с.
2. *Анатичук Л.І., Лозинский Н.Г., Микитюк П.Д., Розвер Ю.Ю.* Термоэлектрический полупроводниковый тепломер // Приборы и техника эксперимента. – 1983. – №5. – С. 236.
3. *Анатичук Л.І., Булат Л.П., Гуцал Д.Д., Мягкота А.П.* Термоэлектрический тепломер // Приборы и техника эксперимента. – 1989. – №4. – С. 248.
4. *Ащеулов А.А., Кушнерик Л.Я.* Термоэлектрический прибор для медико-биологической экспресс диагностики // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. – 2004. – №4. – С. 38-39.
5. *Геращенко О.А.* Основы теплотрии. – К.: Наукова думка, 1971. – 192 с.
6. *Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р.* Дослідження впливу термоелектричного тепломіра на точність визначення тепловиділення людини // Термоелектрика. – 2012. – №4.
7. *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.
8. *Cetingul M.P., Herman C.* Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique // IEEE. – 2008. – P. 1219-1222.
9. *Ciesielski M., Mochnicki 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.
10. *Filipoiu F., Bogdan A.I., Carstea I.M.* 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.
11. *Carstea D., Carstea I., Carstea I.M.* Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies // WSEAS Transactions on Systems and Control. – 2011. – 6 (4). – P. 115-124.