

**Анатичук Л.І.,** *акад. НАН України*<sup>1,2</sup>  
**Кобилянський Р.Р.,** *канд. фіз.-мат. наук*<sup>1,2</sup>  
**Прибила А.В.,** *канд. фіз.-мат. наук*<sup>1,2</sup>  
**Константинович І.А.,** *канд. фіз.-мат. наук*<sup>1,2</sup>  
**Бойчук В.В.**<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Інститут термоелектрики НАН та МОН України,  
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

<sup>2</sup> Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,  
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна  
*e-mail: anatyach@gmail.com*

## КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО СЕНСОРА ТЕПЛОВОГО ПОТОКУ НА ПОВЕРХНІ ТІЛА ЛЮДИНИ

*У роботі представлено результати комп'ютерного моделювання циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі. Побудовано тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини з врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу. Як приклад, розглянуто випадок, коли на поверхні шкіри знаходиться робочий інструмент, температура якого змінюється циклічно за наперед заданим законом у діапазоні температур  $[-50 \div +50]$  °C. Визначено розподіли температури у різних шарах шкіри людини в режимах охолодження та нагріву. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання і прогрівання біологічної тканини при заданому температурному впливі.*

**Ключові слова:** температурний вплив, шкіра людини, динамічний режим, комп'ютерне моделювання.

### Вступ

Відомо, що за допомогою температурного впливу лікують різноманітні захворювання організму людини [1 – 2]. Проте, прилади, що використовуються для цього у більшості випадків досить громіздкі, без належних можливостей регулювання температури та відтворення температурних режимів. Для отримання низьких температур зазвичай використовуються системи з рідким азотом [3], що значно обмежує можливості їх використання у лікувальних закладах, де забезпечення рідким азотом є досить проблематичним. Крім того, використання рідкого азоту або ефекту Джоуля-Томсона при розширенні газів не дає можливості здійснити точно необхідні температурні режими, що також знижує в цілому ефективність використання холоду при лікуванні.

Термоелектричного охолодження (нагрів) дає можливість вирішити цю проблему [4 – 13]. Проведені дослідження температурного впливу на біологічну тканину, створення на їх основі термоелектричних пристроїв та використання у медицині підтверджують їх ефективність. Однак, термоелектричні медичні прилади мають також певні недоліки. Основним є відсутність можливості керування у часі процесами нагріву та охолодження. Це значно звужує можливості лікування теплом і холодом.

Проведені дослідження вказують, що темпи охолодження відіграють важливу роль при лікуванні [4 – 13]. Дуже швидке охолодження зовсім не призводять до деструкції біологічних тканин. І навпаки, помірне, але циклічне охолодження сприяє ефективній деструкції пухлин. Тому часові функції нагріву і охолодження є важливими при лікуванні різноманітних захворювань.

Таким чином, проблема полягає у тому, що необхідно розробити фундаментальні наукові основи для розробки і створення термоелектричних медичних приладів нового покоління, які дають можливість відтворювати у біологічній тканині задані функції нагріву і охолодження. Слід зазначити, що у більшості випадків контролювати циклічні процеси нагріву і охолодження біологічної тканини досить складно, тому потрібно вміти прогнозувати глибину прогрівання і промерзання шарів шкіри при заданому температурному впливі в різні моменти часу.

Отже, метою роботи є визначення за допомогою комп'ютерного моделювання розподілу температур у шарах шкіри людини у динамічному режимі при заданому циклічному температурному впливі.

## 1. Фізична модель

Згідно фізичної 2D моделі з осью симетрії (рис. 1) ділянка біологічної тканини тіла людини представляє собою структуру із трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дерміс 2, підшкірний шар 3) і внутрішньої біологічної тканини 4 та характеризується наступними теплофізичними властивостями [14 – 20]: теплопровідністю  $\kappa_i$ , питомою теплоємністю  $C_i$ , густиною  $\rho_i$ , швидкістю перфузії крові  $\omega_{bi}$ , густиною крові  $\rho_b$ , температурою крові  $T_b$ , теплоємністю крові  $C_b$  і питомим тепловиділенням  $Q_{meti}$  внаслідок процесів метаболізму та прихованою теплотою фазового переходу  $L$ .

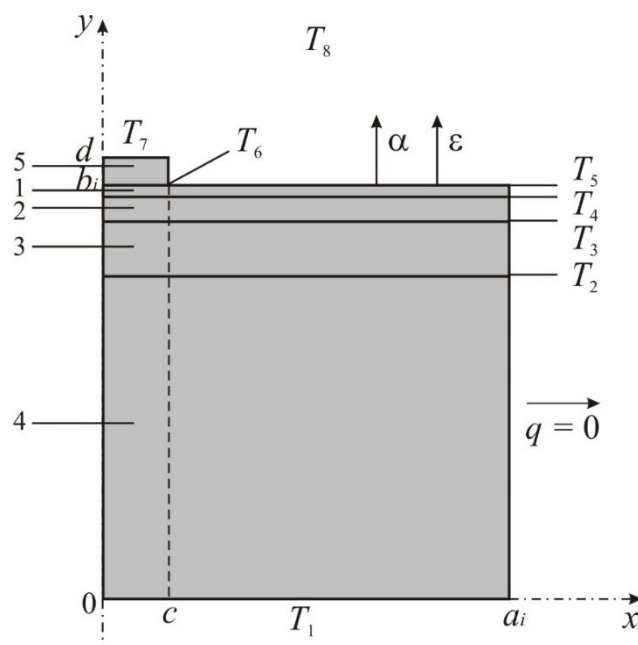


Рис. 1. Фізична 2D модель шкіри людини з осью симетрії: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня біологічна тканина, 5 – робочий інструмент.

Теплофізичні властивості шкіри та біологічної тканини тіла людини в нормальному [21 – 25] та замороженому станах [26, 27] наведені в таблицях 1, 2. Відповідні шари біологічної

тканини 1 – 4 розглядаються як об'ємні джерела тепла  $q_i$ , де:

$$q_i = Q_{meti} + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T), \quad i = 1..4. \quad (1)$$

Геометричні розміри кожного такого шару 1 – 4 складають  $a_i$ ,  $b_i$ . На поверхні шкіри знаходиться круглої форми робочий інструмент 5, геометричні розміри якого наступні: товщина  $d = 1$  мм і діаметр  $c = 10$  мм. Згідно медичних рекомендацій та аналізу відомих криозондів, що використовуються для кріодеструкції, визначено, що діаметр таких зондів становить від 5 мм до 15 мм [28]. Тому в даній роботі, як приклад, взято середнє значення діаметру зонда, що складає  $c = 10$  мм. Температури на границях відповідних шарів 1 – 4 та робочого інструменту 5 складають  $T_1, T_2, T_3, T_4, T_5, T_6$ . Температура всередині біологічної тканини складає  $T_1 = +37^\circ\text{C}$ . Температура робочого інструменту змінюється у діапазоні –  $T_7 = [-50 \div +50]^\circ\text{C}$ . Температура оточуючого середовища становить  $T_8 = +22^\circ\text{C}$ . Поверхня шкіри людини з температурою  $T_6$  перебуває в стані теплообміну з оточуючим середовищем (коефіцієнт теплообміну  $\alpha$  та коефіцієнт випромінювання  $\varepsilon$ ) при температурі  $T_8$ . Бокова поверхня шкіри адіабатично ізолювана.

У даній моделі не враховано тепловий контактний опір між робочим інструментом і шкірою людини, оскільки за оцінками він незначний і становить  $R_c = 2 \cdot 10^{-3} \text{ м}^2 \cdot \text{К} / \text{Вт}$  [29].

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [21 – 25].

Шари біологічної тканини	Епідерміс	Дерміс	Підшкірний шар	Внутрішня тканина
Товщина, $l$ (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, $C$ ( $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ )	3590	3300	2500	4000
Теплопровідність, $\kappa$ ( $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ )	0.24	0.45	0.19	0.5
Густина, $\rho$ ( $\text{кг} \cdot \text{м}^{-3}$ )	1200	1200	1000	1000
Метаболізм, $Q_{met}$ ( $\text{Вт} / \text{м}^3$ )	368	368	368	368
Швидкість перфузії крові, $\omega_b$ (мл/с·мл)	0	0.0005	0.0005	0.0005
Густина крові, $\rho_b$ ( $\text{кг} \cdot \text{м}^{-3}$ )	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, $C_b$ ( $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ )	3770	3770	3770	3770

Таблиця 2

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини в нормальному та замороженому станах [26, 27].

Теплофізичні властивості біологічної тканини	Значення	Одиниці вимірювань
Теплоємність нормальної біологічної тканини ( $C_1$ )	3600	$\text{Дж} / \text{м}^3 \cdot ^\circ\text{C}$
Теплоємність замороженої біологічної тканини ( $C_2$ )	1800	$\text{Дж} / \text{м}^3 \cdot ^\circ\text{C}$
Теплопровідність нормальної біологічної тканини ( $\kappa_1$ )	0.5	$\text{Вт} / \text{м} \cdot ^\circ\text{C}$
Теплопровідність замороженої біологічної тканини ( $\kappa_2$ )	2	$\text{Вт} / \text{м} \cdot ^\circ\text{C}$
Прихована теплота фазового переходу ( $L$ )	$250 \cdot 10^3$	$\text{Дж} / \text{м}^3$
Верхня температура фазового переходу ( $T_1$ )	– 1	$^\circ\text{C}$
Нижня температура фазового переходу ( $T_2$ )	– 8	$^\circ\text{C}$

## 2. Математична модель

У загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [30]:

$$C_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_i \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T) + Q_{meti}, \quad i = 1..4, \quad (2)$$

де  $C_i$ ,  $\kappa_i$  – питома теплоємність і теплопровідність відповідних шарів шкіри,  $\rho_b$  – густина крові,  $C_b$  – питома теплоємність крові,  $\omega_{bi}$  – перфузія крові відповідних шарів,  $T_b$  – температура крові,  $T$  – температура біологічної тканини;  $Q_{meti}$  – тепло, що виділяється внаслідок процесів метаболізму в кожному шарі.

Доданок у лівій частині рівняння (2) 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.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (2) розв'язується з відповідними граничними умовами. Температура на поверхні робочого інструменту змінюється за заданим законом у діапазоні температур  $T_7 = [-50 \div +50]^\circ\text{C}$ . Всередині біологічної тканини температура  $T_1 = +37^\circ\text{C}$ . Бокові поверхні біологічної тканини адіабатично ізолювані ( $q = 0$ ), а верхня поверхня шкіри знаходиться у стані теплообміну (коефіцієнт теплообміну  $\alpha$  та коефіцієнт випромінювання  $\varepsilon$ ) з оточуючим середовищем при температурі  $T_8$ .

$$q_i(x, y, t) \Big|_{\substack{c \leq x \leq a \\ y = b_i}} = \alpha \cdot (T_8 - T_5) + \varepsilon \cdot \sigma \cdot (T_8^4 - T_5^4), \quad (3)$$

де  $q_i(x, y, t)$  – густина теплового потоку  $i$ -го шару шкіри людини,  $\alpha$  – коефіцієнт конвективного теплообміну поверхні шкіри з оточуючим середовищем,  $\varepsilon$  – коефіцієнт випромінювання,  $\sigma$  – стала Больцмана,  $T_5$  – температура поверхні шкіри людини,  $T_8$  – температура оточуючого середовища ( $T_8 = +22^\circ\text{C}$ ).

У початковий момент часу  $t=0$  с вважається, що температура у всьому об'ємі шкіри становить  $T = +37^\circ\text{C}$ , тобто початкові умови для розв'язання рівняння (2) наступні:

$$T_i(x, y, 0) = T_b, \quad i = 1, \dots, 4. \quad (4)$$

У результаті розв'язання початково-крайової задачі (2) – (4) визначаються розподіли температури  $T_i(x, y, t)$  і теплових потоків  $q_i(x, y, t)$  у відповідних шарах шкіри у довільний момент часу. Як приклад, у даній роботі розглянуто випадок, у якому температура робочого інструменту змінюється за заданим законом у діапазоні температур  $T_7 = [-50 \div +50]^\circ\text{C}$ . Однак, слід зазначити, що запропонована методика дозволяє розглянути випадки, коли температура робочого інструменту  $T_f(t)$  змінюється в будь-якому діапазоні температур або згідно наперед заданої функції.

У процесі заморожування клітини будуть проходити зміну фази в точці замерзання, при цьому матимуть місце втрати теплоти фазового переходу ( $L$ ) і температура в цих клітинах не змінюватиметься. Фазовий перехід в біологічних клітинах відбувається в діапазоні температур  $(-1 \div -8)^\circ\text{C}$ . Властивості шкіри та біологічної тканини в нормальному та замороженому станах наведені в таблицях 1, 2 [21 – 27]. В інтервалі температур  $(-1 \div -8)^\circ\text{C}$ , коли клітини заморожуються, поглинається теплота фазового переходу, що може бути змодельоване

додаванням відповідної величини до теплоємності [26, 27].

При заморожуванні шкіри людини відбувається звуження судин у капілярах до заморожування всієї крові в капілярах, і значення  $\omega_{bi}$  прямує до нуля. Крім того, клітини не зможуть генерувати метаболічне тепло при заморожуванні і  $Q_{met_i}$  буде рівним нулю при температурі нижчій нуля.

У замороженому стані властивості шкіри та біологічної тканини будуть мати наступні значення (5) – (8):

$$C_i = \begin{cases} C_1 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ \frac{L}{-1 - (-8)} + \frac{C_1 + C_2}{2} & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ C_2 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (5)$$

$$\kappa_i = \begin{cases} \kappa_1 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ \frac{\kappa_1 + \kappa_2}{2} & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ \kappa_2 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (6)$$

$$Q_{met_i} = \begin{cases} 368 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ 0 & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (7)$$

$$\omega_{bi} = \begin{cases} 0,0005 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ 0 & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (8)$$

### 3. Комп'ютерна модель

Було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини у циліндричній системі координат, на поверхні якої знаходиться медичний робочий інструмент. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [31], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу.

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у біологічній тканині здійснювався методом скінченних елементів, 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 [31].

Як приклад, на рис. 3 – 10 наведено розподіли температури та ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри людини, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, температура якого змінюється циклічно за наперед заданим законом у діапазоні температур  $[-50 \div +50]$  °C у різні моменти часу.

#### 4. Результати комп'ютерного моделювання циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі

Згідно відомих методик проведення кріодеструкції та коагуляції біологічної тканини [10, 11] швидкість охолодження повинна становити не менше  $(40 - 50) \text{ }^\circ\text{C/хв}$ , а швидкість нагріву  $(20 - 25) \text{ }^\circ\text{C/хв}$ . Тому в даній роботі, як приклад, розглянуто випадок, у якому температура робочого інструменту  $T_f(t)$  змінюється в діапазоні робочих температур  $[-50 \div +50] \text{ }^\circ\text{C}$  наступним чином: спочатку охолодженим робочим інструментом проводиться кріодеструкція шкіри при температурі  $T = -50 \text{ }^\circ\text{C}$  протягом  $t = 120 \text{ с}$ , потім температура робочого інструменту змінюється від  $-50 \text{ }^\circ\text{C}$  до  $+50 \text{ }^\circ\text{C}$  протягом наступних 240 с, після цього нагрітим робочим інструментом проводиться коагуляція шкіри при температурі  $T = +50 \text{ }^\circ\text{C}$  протягом  $t = 120 \text{ с}$ , наступне зниження температури до  $T = -50 \text{ }^\circ\text{C}$  відбувається протягом 120 с, потім такий температурний вплив повторюється циклічно для досягнення кращої деструкції шкіри людини. Вказаний циклічний температурний вплив на шкіру людини представлено на рис. 2.

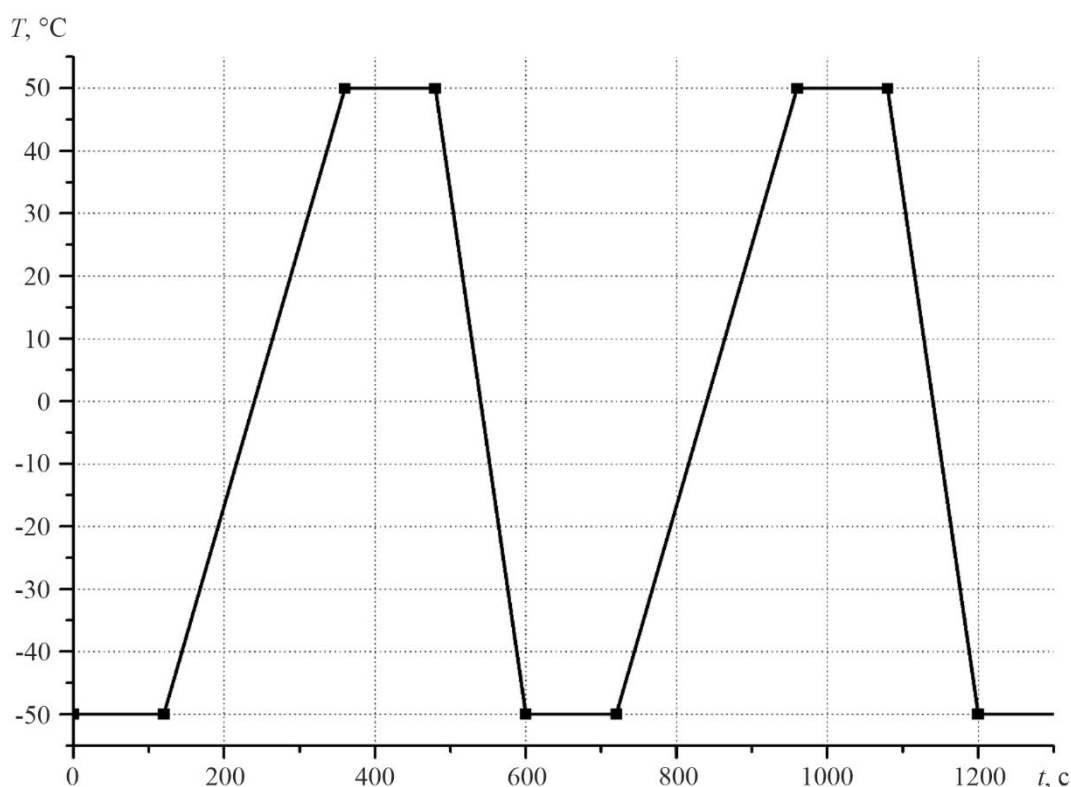


Рис. 2. Графік залежності температури робочого інструменту від часу.

На рис. 3 – 10 наведено розподіли температури та ізотермічних поверхонь в поперечному розрізі біологічної тканини, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, температура якого змінюється за вказаним вище законом у діапазоні робочих температур  $[-50 \div +50] \text{ }^\circ\text{C}$  у початковий та кінцевий моменти часу циклу охолодження-нагріву.

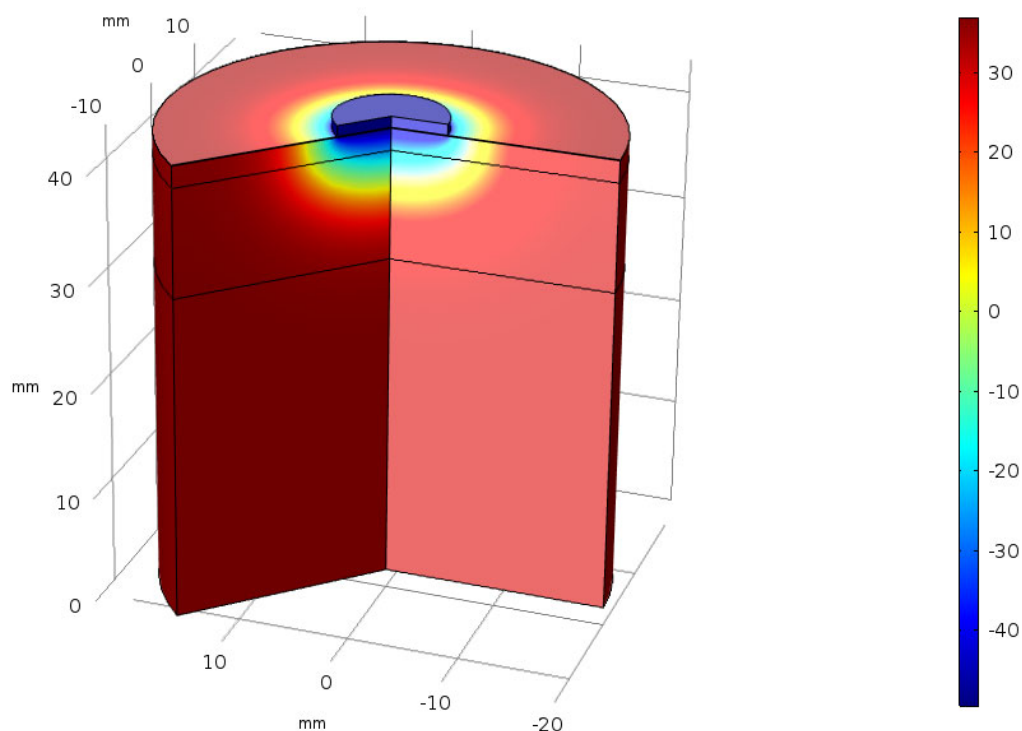


Рис. 3. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 120\text{ с}$ .

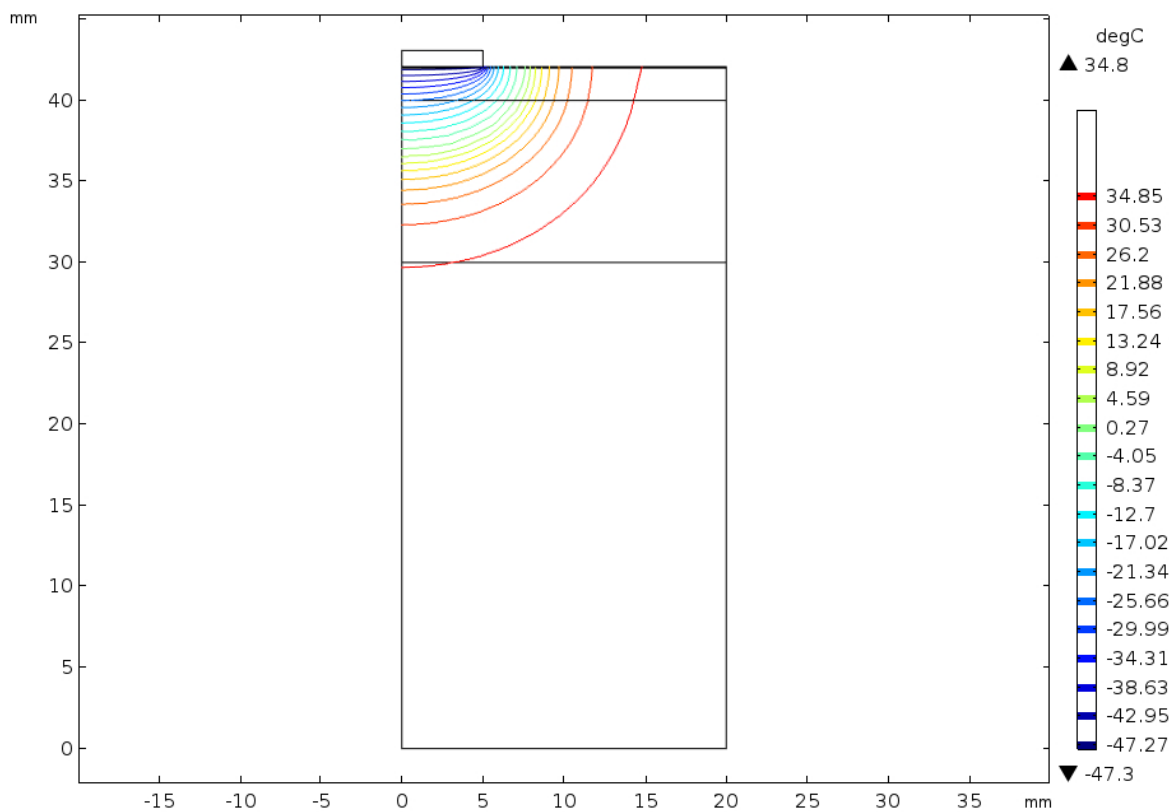


Рис. 4. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 120\text{ с}$ .

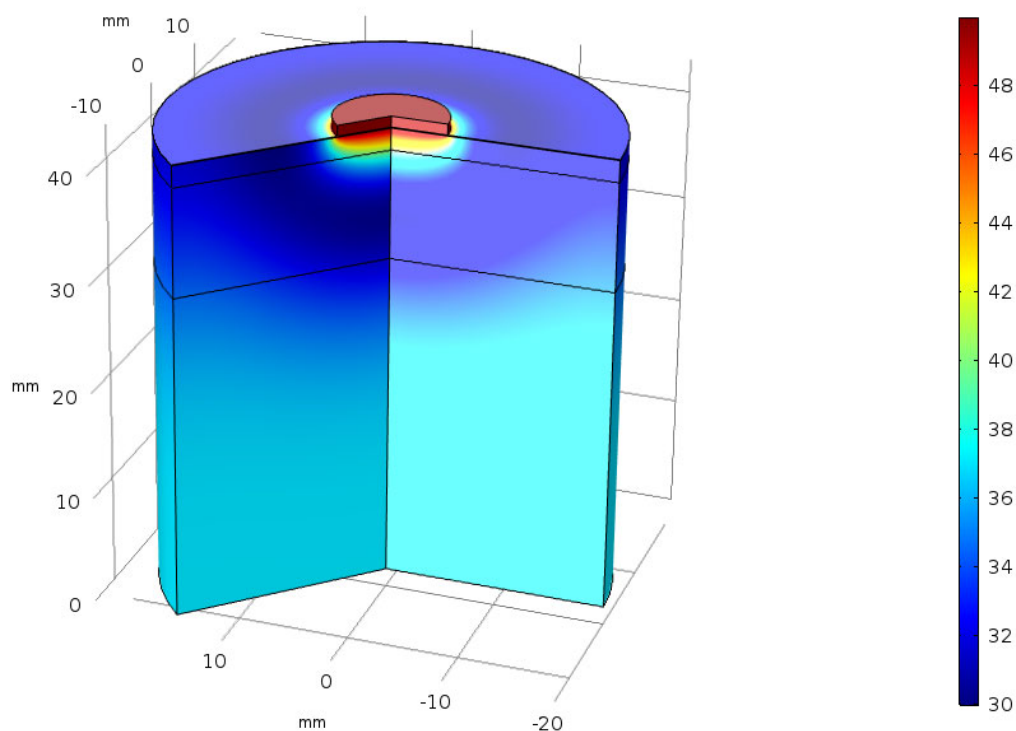


Рис. 5. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 480\text{ с}$ .

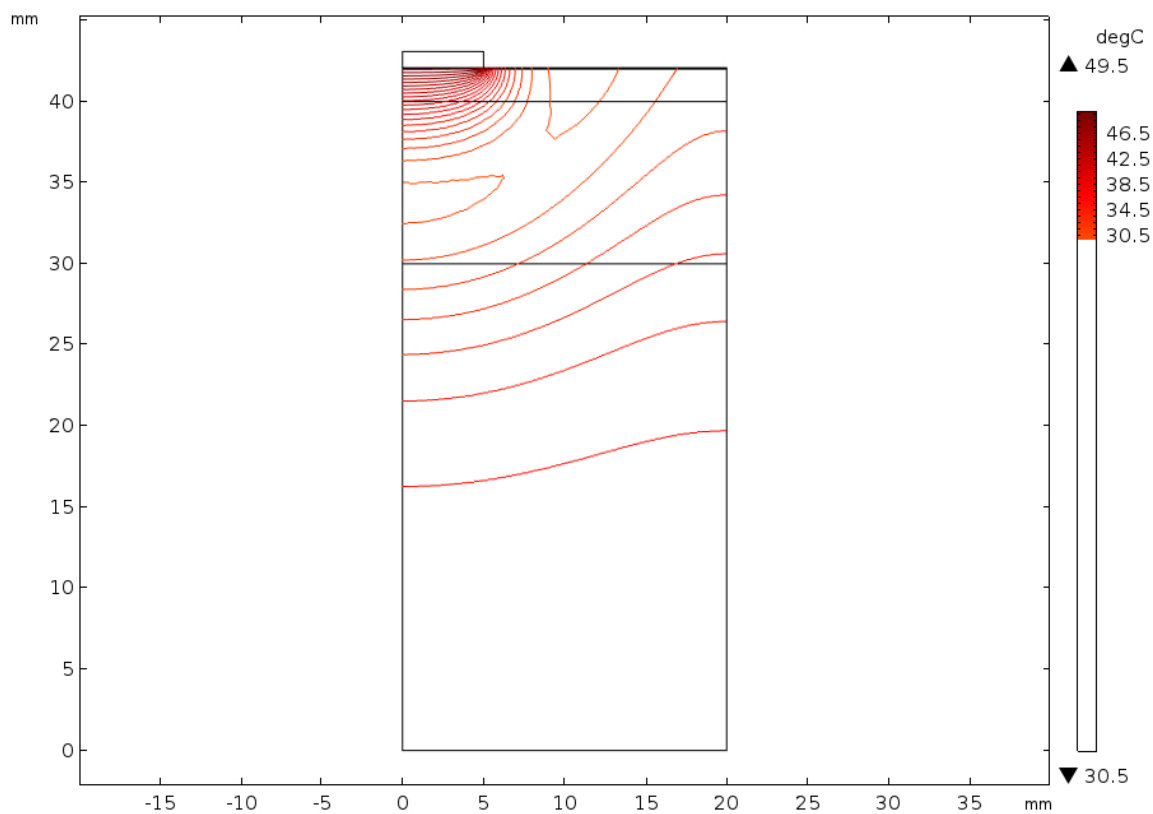


Рис. 6. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 480\text{ с}$ .



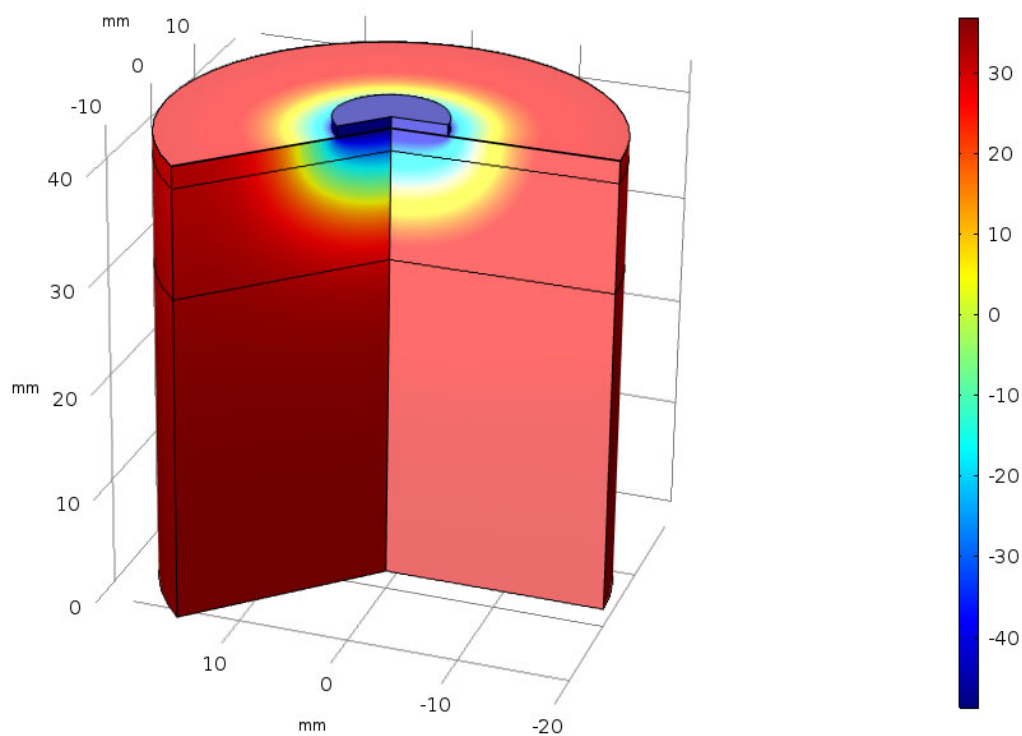


Рис. 7. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 720\text{ с}$ .

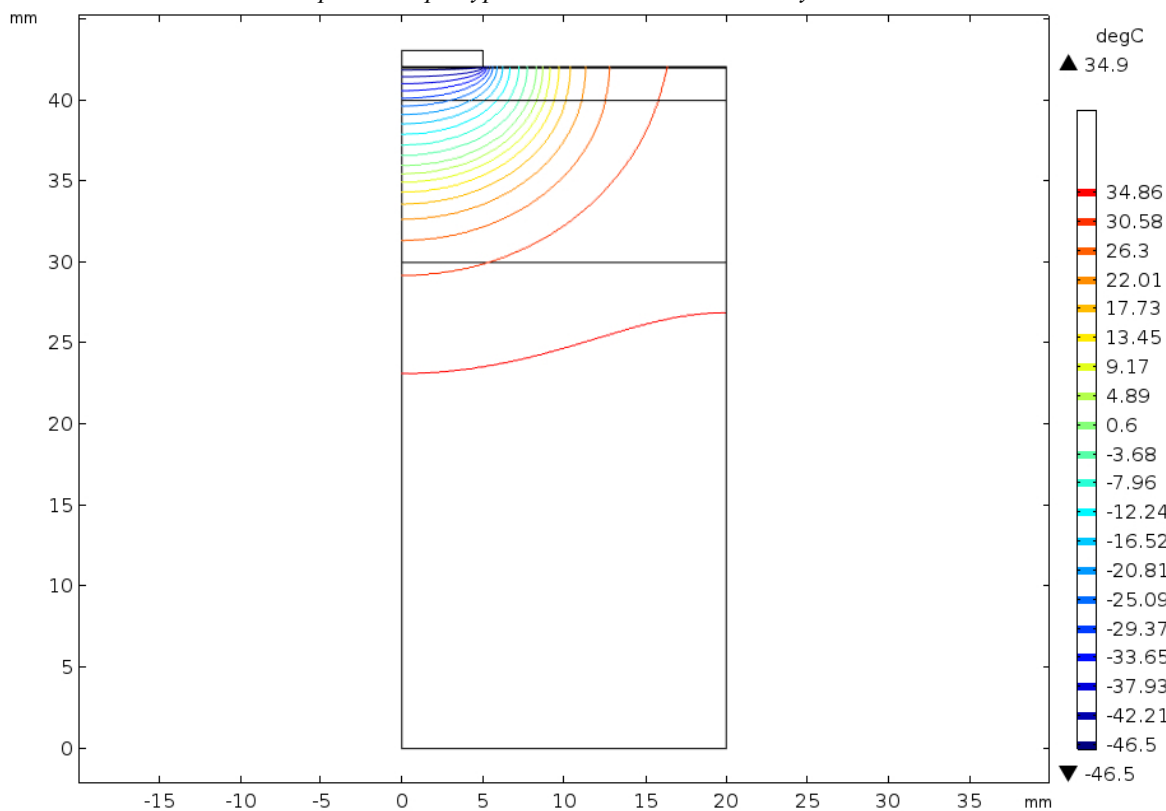


Рис. 8. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 720\text{ с}$ .

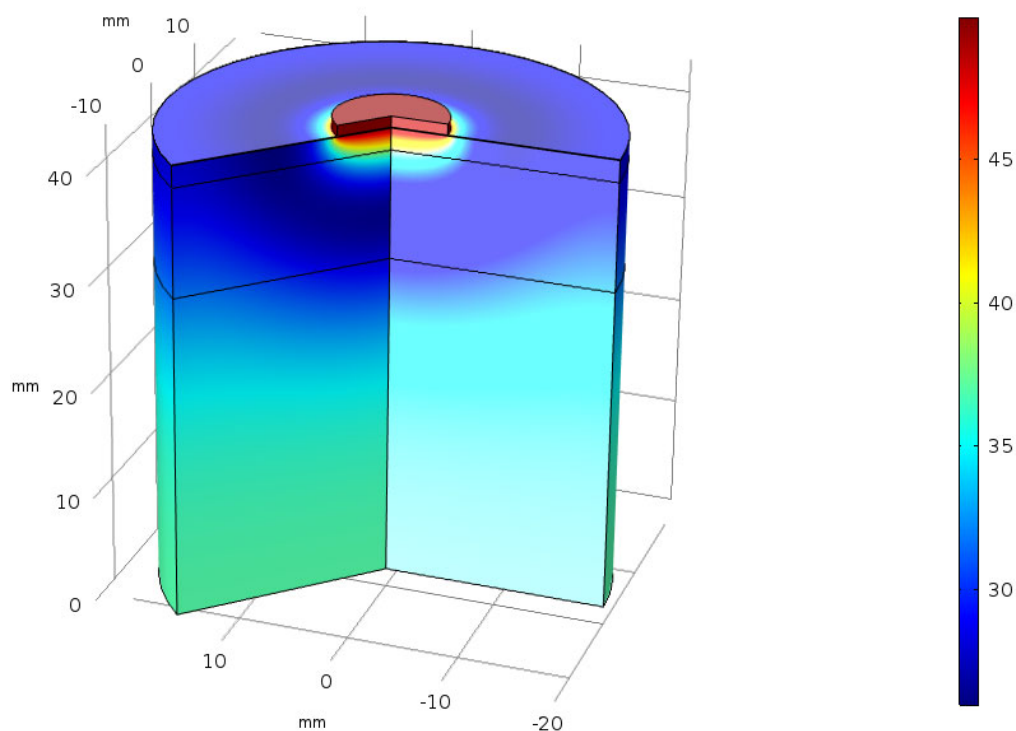


Рис. 9. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 1080\text{ с}$ .

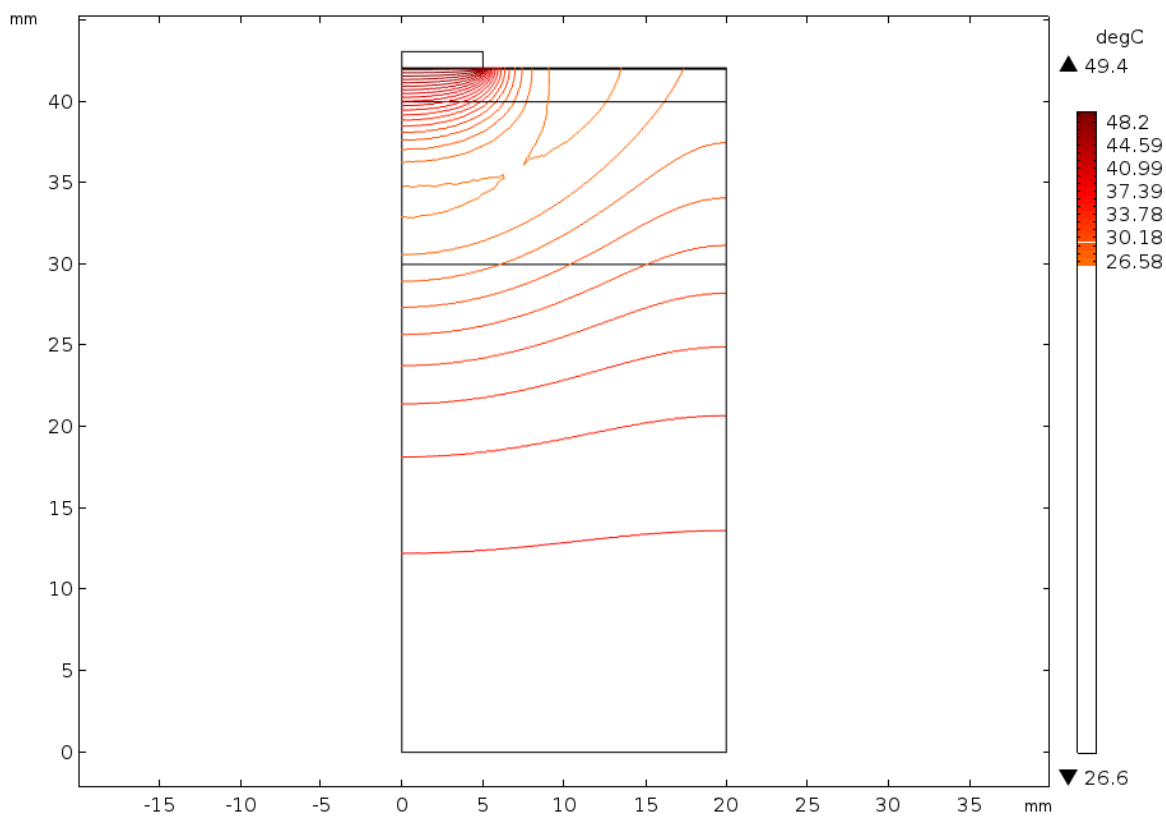


Рис. 10. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі  $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$  в момент часу  $t = 1080\text{ с}$ .

З рис. 3 – 6 видно, що при  $t = 120$  с епідерміс охолоджується до температури  $-48,9^{\circ}\text{C}$ , на границі епідерміс-дерміс температура рівна  $-48,3^{\circ}\text{C}$ , на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина температура складає  $-25,5^{\circ}\text{C}$ . А при  $t=480$  с температура у епідермісі підвищується до  $+49,8^{\circ}\text{C}$ , на границі епідерміс-дерміс температура рівна  $+49,5^{\circ}\text{C}$ , на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина температура складає  $+40,3^{\circ}\text{C}$ . Оскільки, верхній шар шкіри (епідерміс) має найменшу товщину і перфузія крові у ньому  $\omega_b = 0$ , то температура всередині цього шару близька до температури робочого інструменту. У подальшому при повторному циклічному температурному впливі (рис. 7-10) спостерігається, що при  $t=720$  с після охолодження температура всередині шкіри, до прикладу, на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина температура досягає  $-28^{\circ}\text{C}$ , а при  $t=1080$  с після повторного нагрівання температура на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина складає  $+38^{\circ}\text{C}$ .

З допомогою комп'ютерного моделювання встановлено, що при збільшенні експозиції (кількості циклів) температурного впливу досягається глибше охолодження шарів шкіри та приблизно однаковий прогрів шкіри. Тобто, при тривалому температурному впливі у діапазоні температур  $[-50 \div +50]^{\circ}\text{C}$  можна досягти деструкції та коагуляції приповерхневих новоутворень шкіри.

Таким чином, отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання та прогрівання шарів шкіри людини при заданому циклічному температурному впливі для досягнення максимального ефекту при проведенні кріодеструкції або коагуляції. Розроблена методика комп'ютерного моделювання у динамічному режимі дозволяє визначати розподіли температури в різних шарах шкіри людини при наперед заданій довільній функції зміни температури робочого інструменту з часом  $T_f(t)$ .

## Висновки

1. Розроблено методику комп'ютерного моделювання розподілу температур в шкірі людини у динамічному режимі, що дозволяє прогнозувати результати локального температурного впливу на шкіру та визначати в будь-який момент часу розподіли температури в шарах шкіри при наперед заданій часовій функції зміни температури робочого інструменту  $T_f(t)$ .
2. За допомогою комп'ютерного моделювання було визначено розподіли температури у шарах шкіри в режимах нагріву та охолодження при зміні температури робочого інструменту у діапазоні температур  $[-50 \div +50]^{\circ}\text{C}$  за наперед заданим законом. Отримані результати дозволяють прогнозувати глибину прогрівання та промерзання біологічної тканини при заданому циклічному температурному впливі.

## Література

1. Анатичук Л.І. Термоелектрика. Т.2. Термоелектричні перетворювачі енергії. Київ, Чернівці: Інститут термоелектрики, 2003. – 376 с.
2. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Перепічка М.П. Сучасні методи кріотерапії в дерматологічній практиці // Клінічна та експериментальна патологія. – Том XVI. – №1 (59). – 2017. – С. 150 – 156.
3. Maruyama S., Nakagawa K., Takeda H. (2008). The flexible cryoprobe using Peltier effect for heat transfer control. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 138 – 150.
4. Москалик І.А., Маник О.М. Про використання термоелектричного охолодження у

- практиці кріодеструкції // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – С. 84 – 92.
5. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології // Термоелектрика. – №3. – 2015. – С. 57 – 71.
  6. Москалик І.А. Про використання термоелектричних приладів у кріохірургії // Фізика і хімія твердого тіла. – №4. – 2015. – С. 742 – 746.
  7. Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про перспективи використання термоелектрики для лікування захворювань шкіри холодом // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 5, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2016. – С. 67 – 72.
  8. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck – *Trns. Am.Ophthalmol. Otolaringol. Soc.*, 73 (2), 300 – 309.
  9. D'Hont G. (1974). La cryotherapie en ORL – *Acta. Otorhinolaringol. Belg.*, 28 (2), 274 – 278.
  10. Mazur P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In: *Cryosurgery* ed. by R. W. Rand, A. P. Rinfret, H. Leden – Springfield, Illinois, U.S.A. 32 – 51.
  11. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. – *Scot, Med, I.*, 13, 268– 273.
  12. Van Venrjy G. (1975). Freeze-etching: freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 2 (1), 46 – 61.
  13. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (– 32 °C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd*, 152, 16 – 22.
  14. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Коцур М.П., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Оптимальне керування часовою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С. 5 – 11.
  15. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // Термоелектрика. – № 1. – 2017. – С.69 – 79.
  16. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри // Термоелектрика. – № 2. – 2017. – С.44 – 57.
  17. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Зварич О.В. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для рефлексотерапії // Термоелектрика. – № 3. – 2017. – С. 68 – 78.
  18. Anatychuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobyljanskyi R., Kadenuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
  19. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Методика врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції // Термоелектрика. – № 1. – 2019. – С. 46-58.
  20. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Комп'ютерне моделювання процесу кріодеструкції шкіри людини при термоелектричному охолодженні // Термоелектрика. – № 2. – 2019. – С. 21-35.
  21. 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.
  22. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
  23. 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.
24. 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.
  25. 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.
  26. Deng Z.S., Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183 - 192.
  27. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
  28. Shah Vishal N., Orlov Oleg I, Orlov Cinthia, Takebe Manabu, Thomas Matthew, and Plestis Konstadinos (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimed Man Cardiothorac Surg*. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
  29. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.
  30. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm. *J. Appl. Physiol.* 1 (2), 93 – 122.
  31. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.

Надійшла до редакції: 24.02.2024.

**Anatychuk L.I.**, *Acad. NAS Ukraine*<sup>1,2</sup>  
**Kobylanskyi R.R.**, *Cand. Sc (Phys & Math)*<sup>1,2</sup>  
**Prybyla A.V.**, *Cand. Sc (Phys & Math)*<sup>1,2</sup>  
**Konstantynovych I.A.**, *Cand. Sc (Phys & Math)*<sup>1,2</sup>  
**Boyчук V.V.**<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup>Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,  
Chernivtsi, 58000, Ukraine  
*e-mail: anatych@gmail.com*

## COMPUTER SIMULATION OF THE THERMOELECTRIC HEAT FLOW SENSOR ON THE SURFACE OF THE HUMAN BODY

*This paper presents the results of computer simulation of cyclic temperature effect on the human skin in dynamic mode. A three-dimensional computer model of the biological tissue has been built with regard to thermophysical processes, blood circulation, heat exchange, metabolic processes and the phase transition. As an example, the case is considered when on the skin surface there is a working tool the temperature of which changes cyclically according to a predetermined law in the temperature range  $[-50 \div +50]$  °C. Temperature distributions in different human skin layers in heating and cooling modes have been determined. The results obtained make it possible to predict the depth of the biological tissue freezing and heating under a given temperature effect.*

**Key words:** temperature effect, human skin, dynamic mode, computer simulation.

## References

1. Anatyshuk L.I. (2003). *Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric power converters*. Kyiv, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
2. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Perepichka M.P. (2017). Modern cryotherapy methods in dermatological practice. *Clinical and Experimental Pathology*, XVI, (59), 150 – 156.
3. Maruyama S., Nakagawa K., Takeda H. (2008). The flexible cryoprobe using Peltier effect for heat transfer control. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 138 – 150.
4. Moskalyk I.A., Manyk O.M. (2013). On the use of thermoelectric cooling in the practice of cryodestruction. *J. Thermoelectricity*, 6, 84 – 92.
5. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2015). On the use of thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology. *J. Thermoelectricity*, 3, 57 – 71.
6. Moskalyk I.A. (2015). On the use of thermoelectric devices in cryosurgery. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 4, 742 – 746.
7. Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). On the prospects of using thermoelectricity for treatment of skin diseases with cold. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics*. 5 (1). – Chernivtsi: Chernivtsi National University, 67 – 72.
8. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck – *Trns. Am. Ophthalmol. Otolaryngol. Soc.*, 73 (2), 300 – 309.
9. D'Hont G. (1974). La cryotherapie en ORL – *Acta. Otorhinolaryngol. Belg.*, 28 (2), 274 – 278.
10. Mazur P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In: *Cryosurgery* ed. by R. W. Rand, A. P. Rinfret, H. Leden – Springfield, Illinois, U.S.A. 32 – 51.
11. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. – *Scot, Med, I.*, 13, 268– 273.
12. Van Venryj G. (1975). Freeze-etching: freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 2 (1), 46 – 61.
13. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (– 32 °C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd*, 152, 16 – 22.
14. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). Optimal control of the time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J. Thermoelectricity*, 5, 5 – 11.
15. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effect on the human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 69 – 79.
16. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of a thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J. Thermoelectricity*, 2, 44 – 57.
17. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Zvarich O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of a thermoelectric device for reflexotherapy. *J. Thermoelectricity*, 3, 68 – 78.
18. Anatyshuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylanskyi R., Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
19. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Methodology for taking into account the phase transition in the biological tissue during computer simulation of cryodestruction process. *J. Thermoelectricity*, 1, 46 – 58.
20. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Computer simulation of cryodestruction

- process of the human skin with thermoelectric cooling. *J. Thermoelectricity*, 2, 21 – 35.
21. 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.
  22. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
  23. 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.
  24. 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.
  25. 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.
  26. Deng Z.S., Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183 - 192.
  27. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
  28. Shah Vishal N., Orlov Oleg I, Orlov Cinthia, Takebe Manabu, Thomas Matthew, and Plestis Konstadinos (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimed Man Cardiothorac Surg*. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
  29. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.
  30. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.* 1 (2), 93 – 122.
  31. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.

Submitted:24.02.2024.