

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ЛОКАЛЬНОГО ТЕМПЕРАТУРНОГО ВПЛИВУ НА ШКІРУ ЛЮДИНИ У ДИНАМІЧНОМУ РЕЖИМІ

Л. І. Анатичук^{a, b}, Л. М. Вихор^a, Р. Р. Кобилянський^{a, b}, Т. Я. Каденюк^a^aІнститут термоелектрики НАН та МОН України
вул. Науки, 1, 58029, Чернівці, Україна^bЧернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича
вул. Коцюбинського, 2, 58012, Чернівці, Україна

(Отримано 10 грудня 2017 р.)

Наведено результати комп'ютерного моделювання циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі. Побудовано тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини з урахуванням кровообігу та метаболізму. Як приклад, розглянуто випадок, коли на поверхні шкіри прикріплено робочий інструмент, температура якого змінюється за законом $T(t) = A \cos \omega t$ у діапазоні температур $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$. Визначено розподіли температури у різних шарах шкіри людини в режимах охолодження та нагрівання. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини за заданого температурного впливу.

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

РАСС: 44.05.+e

УДК: 537.32

Вступ

Кріотерапію широко використовують у косметології для омолодження шкіри. Відомо, що під час косметологічних процедур за допомогою холоду стимулюється вироблення колагену й еластину, за рахунок яких посилюються процеси регенерації в шкірі, вона підтягується і тонізується, а також злущуються ороговілі клітини верхнього шару шкіри (пілінг). Проте зазначимо, що реакція організму багато в чому залежить від часу та температури кріовпливу [1–3].

У дерматологічній практиці під час кріомасажу покращуються обмінні й репаративні процеси та прискорюється регрес запальних процесів у випадках хронічних дерматозів; відбувається посилене теплоутворення і покращення трофічної функції тканини як шкіри, так і внутрішніх органів, стимулюється робота серця і судин, покращується венозний відтік, посилений теплообмін сприяє втраті маси тіла. Завдяки позитивному впливові на шкіру метод кріомасажу застосовують у комплексному лікуванні таких захворювань шкіри, як осередкова алопеція, рожеві та вульгарні вугрі, нейродерміт обмежений, шкірний свербіж, хронічна екзема, червоний плоский лишай, плоскі бородавки, кільцеподібна гранульома тощо [4–7].

У літературі описано позитивні застосування термоелектричного охолодження у дерматології та косметології, зокрема для лікування поверхневих гемангіом у дітей та інших поверхневих новоутворень [8]. У цій роботі доктор Н. Vause описує лікування гемангіом у дітей за допомогою термоелектричного охолодження. 673 ди-

тини обстежували протягом чотирьох місяців. Лікування відбувалося за температури -32°C , оптимальний час проведення терапевтичних процедур становив 20 секунд (за експозиції 40 секунд спостерігався некроз клітин). У 58 % пацієнтів лікування було успішним з першого разу, у 25 % довелося пройти повторний курс кріотерапії, у 11 % – три рази та близько 6 % – більше ніж три рази. Отже, спостерігався позитивний лікувальний ефект у більшості пацієнтів у разі кріотерапії за допомогою термоелектричного охолодження. Це показує, що для лікування деяких захворювань шкіри, особливо під час проведення кріомасажу, не обов'язково використовувати наднизькі температури (рідкий азот -196°C), достатньо помірного охолодження.

Основа кріомасажу – швидке зниження температури (охолодження) біологічної тканини під впливом холодового фактора в межах кріостійкості ($5 - 10^\circ\text{C}$) без значних порушень терморегуляції організму. Якщо біологічна тканина охолоджується нижче від порогу кріостійкості, через кристалізацію тканинної рідини настає руйнування (кріодеструкція). Це дуже складний процес, оскільки важливо повністю контролювати терапевтичний вплив, щоб не «переступити» поріг кріостійкості й не пошкодити здорові тканини. Здебільшого контролювати цей процес дуже складно [9, 10], тому необхідно навчитися прогнозувати глибину промерзання шарів шкіри за заданого температурного впливу в різні моменти часу.

Мета роботи – розробити методику комп'ютерного моделювання розподілу температури в шкірі людини у динамічному режимі.

I. Комп'ютерна модель циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі

У роботі використано фізичну модель біологічної тканини, наведену в роботах [11–14], на поверхні якої встановлено медичний робочий інструмент, температура якого змінюється з часом за наперед заданим законом. У цих роботах показано, що біологічна тканина тіла людини – це структура із трьох шарів шкіри (епідерміс, дерміс, підшкірно-жирова клітковина) і внутрішньої тканини. Вказані шари шкіри мають різні фізичні властивості, а саме теплопровідність κ , густину ρ , питому теплоємність C_p та перфузію крові ω_b , значення яких наведено у роботі [12].

Для такої моделі біологічної тканини процеси теплообміну описуються системою нестационарних рівнянь теплопровідності у вигляді [15]:

$$\rho_i C_{pi} \frac{\partial T_i}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_i \nabla T_i) + (\rho_b C_{pb}) \omega_b (T_b - T_i) + q_m, \quad i=1, \dots, 4, \quad (1)$$

де ρ_i , C_{pi} , κ_i – густина, питома теплоємність, теплопровідність i -го шару шкіри людини; ρ_b – густина крові людини; C_{pb} – питома теплоємність крові людини; ω_b – перфузія крові людини; T_b – температура артеріальної крові ($T_b = 37^\circ\text{C}$); T_i – температура i -го шару біологічної тканини; q_m – тепло, що виділяється внаслідок метаболізму.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (1) розв'язують з такими граничними умовами на поверхнях вибраного об'єму біологічної тканини для довільного моменту часу:

$$\begin{aligned} T_4(x, y, z, t) \Big|_{\substack{z=b \\ 0 \leq x \leq a \\ 0 \leq y \leq a}} = T_b, \quad T_1(x, y, z, t) \Big|_{\substack{z=0 \\ 0 \leq x \leq c \\ 0 \leq y \leq c}} = T_f(t), \\ q_1(x, y, z, t) \Big|_{\substack{z=0 \\ c \leq x \leq a \\ c \leq y \leq a}} = \alpha \cdot (T_0 - T_1(x, y, 0, t)), \\ q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ x=0 \\ 0 \leq y \leq a}} = 0, \quad q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ x=a \\ 0 \leq y \leq a}} = 0, \\ q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ 0 \leq x \leq a \\ y=0}} = 0, \quad q_i(x, y, z, t) \Big|_{\substack{0 \leq z \leq b \\ 0 \leq x \leq a \\ y=a}} = 0, \quad (2) \end{aligned}$$

де $q_i(x, y, z, t)$ – густина теплового потоку i -го шару шкіри людини; $T_i(x, y, z, t)$ – температура всередині біологічної тканини; T_0 – температура навколишнього середовища ($T_0 = 22^\circ\text{C}$); α – коефіцієнт конвективного теплообміну поверхні шкіри з навколишнім середовищем; $a = 10$ мм; $y = 10$ мм; $z = 43$ мм; $c = 2$ мм.

Граничні умови між шарами шкіри людини зводяться до рівності температур і теплових потоків. У початковий момент часу $t = 0$ с вважають, що температура у всьому об'ємі біологічної тканини становить $T = 37^\circ\text{C}$, тобто початкові умови для розв'язання рівняння (1) такі:

$$T_i(x, y, z, 0) = T_b, \quad i = 1, \dots, 4. \quad (3)$$

У результаті розв'язання початково-крайової задачі (1)–(2) визначають розподіли температури $T_i(x, y, z, t)$ і теплових потоків у довільний момент часу в усіх чотирьох шарах біологічної тканини.

Як приклад, у цій роботі розглянуто випадок, у якому температура робочого інструменту $T_f(t)$ змінюється в діапазоні робочих температур $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$ за таким законом:

$$T_f(t) = A \cos \omega t, \quad (4)$$

де $A = 303$ К – амплітуда, $\omega = 2\pi/p$ – частота, $p = 60$ с – період, $t = 240$ с – тривалість температурного впливу.

II. Результати комп'ютерного моделювання

Створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої встановлено охолоджувальний елемент, у циліндричній системі координат. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [16], що дає змогу здійснювати моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з урахуванням кровообігу та метаболізму.

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у біологічній тканині здійснено методом скінченних елементів, суть якого полягає у тому, що досліджуваний об'єкт розділяють на велику кількість скінченних елементів і в кожному з них шукають значення функції, яка задовольняє задані диференціальні рівняння другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується використанням великої кількості скінченних елементів [16].

Як приклад, на рис. 1–4 наведено розподіли температури та ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри людини, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, температура якого змінюється за косинусоїдальним законом у діапазоні робочих температур $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$ у початковий та кінцевий моменти часу циклу нагрівання–охолодження.

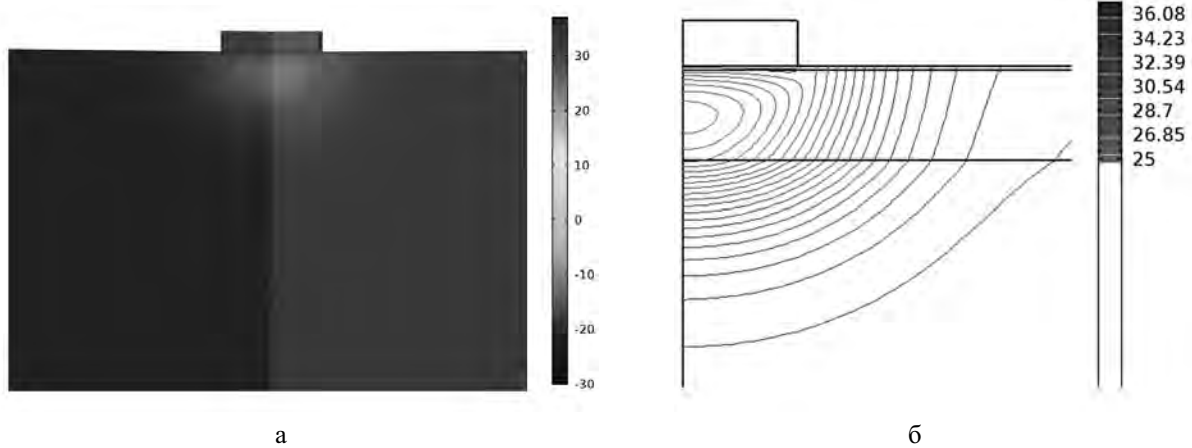


Рис. 1. Розподіл температури (а) та ізотермічних поверхонь (б) в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, за температури $T = +30^{\circ}\text{C}$ у момент часу $t = 30\text{ с}$

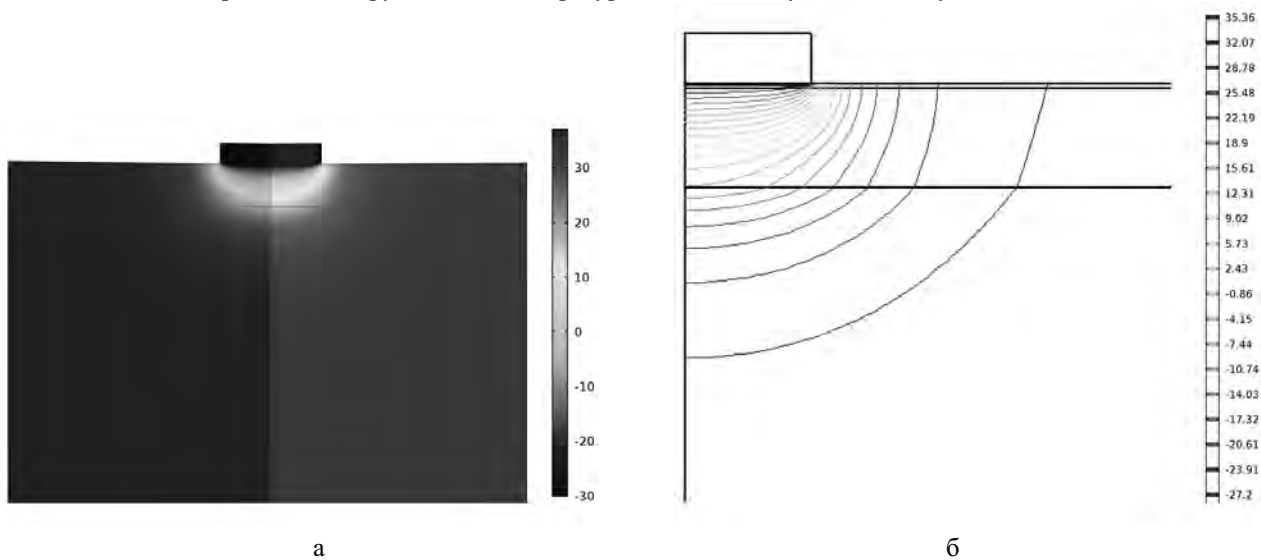


Рис. 2. Розподіл температури (а) та ізотермічних поверхонь (б) в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, за температури $T = -30^{\circ}\text{C}$ у момент часу $t = 60\text{ с}$

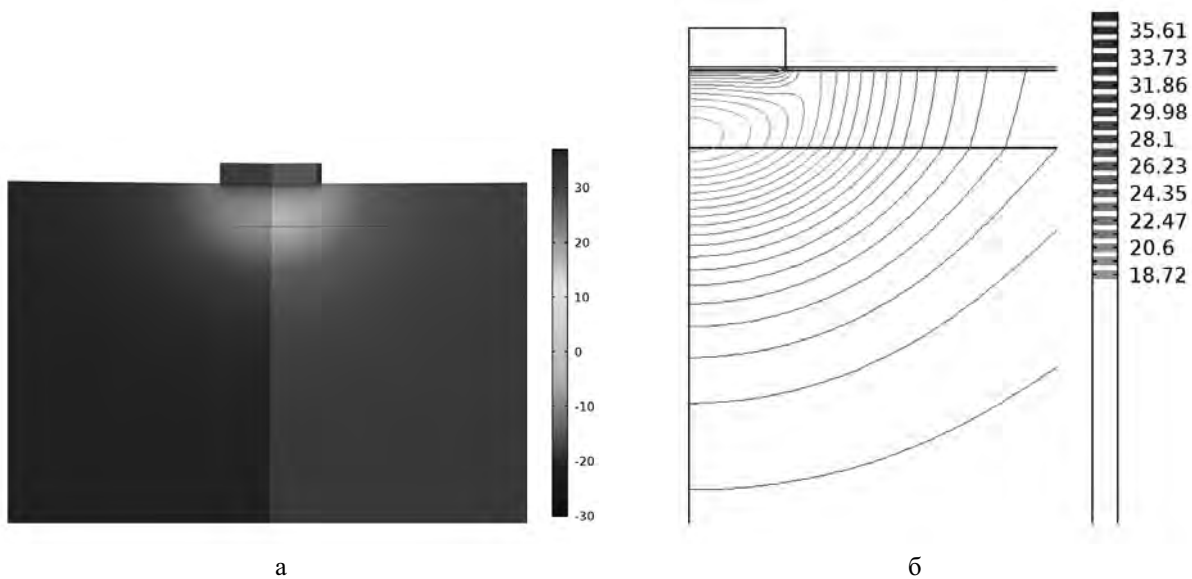


Рис. 3. Розподіл температури (а) та ізотермічних поверхонь (б) в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, за температури $T = +30^{\circ}\text{C}$ у момент часу $t = 210\text{ с}$

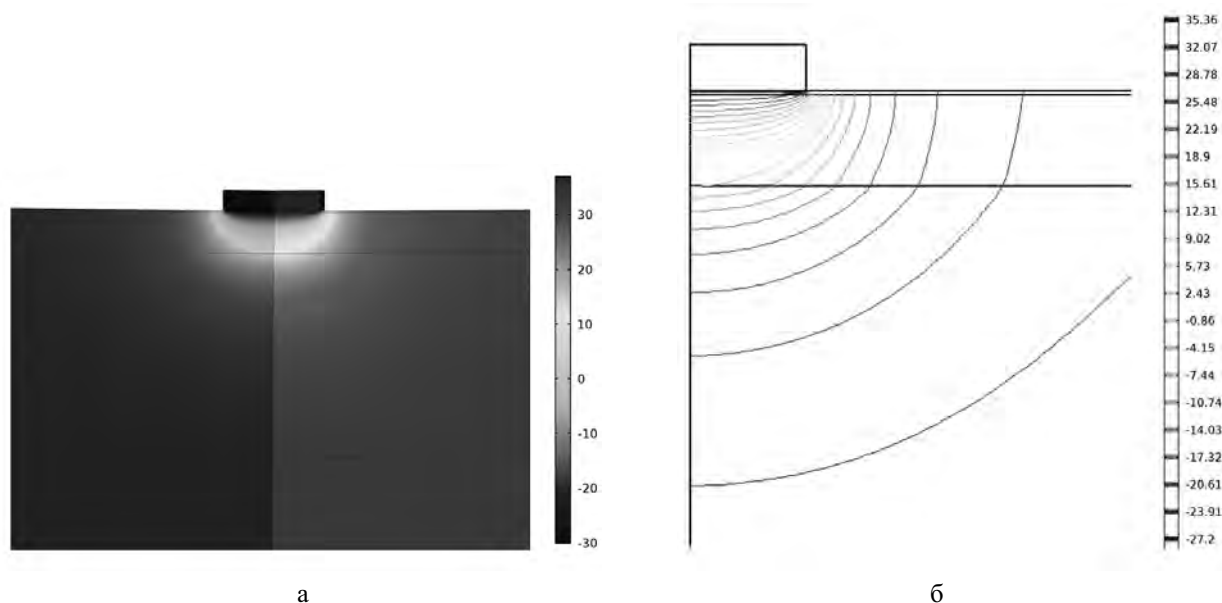


Рис. 4. Розподіл температури (а) та ізотермічних поверхонь (б) в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, за температури $T = -30^{\circ}\text{C}$ у момент часу $t = 240$ с

З рис. 1, 2 видно, що за $t = 30$ с епідерміс прогрівається до температури $28,7^{\circ}\text{C}$, а за $t = 60$ с температура в епідермісі знижується до $-28,8^{\circ}\text{C}$. 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. На межі епідерміс–дерміс температура дорівнює $-23,9^{\circ}\text{C}$, на межі дерміс–підшкірно-жирова клітковина температура $-15,6^{\circ}\text{C}$. Надалі за повторного циклічного температурного впливу бачимо, що за $t = 210$ с після охолодження температура всередині шкіри (наприклад, на межі дерміс–підшкірно-жирова клітковина) досягає 18°C , що сприяє швидкому розширенню судин, припливу крові до поверхневих шарів шкіри та покращує метаболізм (рис. 3, 4). Якщо $t = 240$ с, охолодження шкіри краще: на межі епідерміс–дерміс температура дорівнює $-24,2^{\circ}\text{C}$, на межі дерміс–підшкірно-жирова клітковина температура $-8,8^{\circ}\text{C}$. Встановлено, що у разі збільшення експозиції температурного впливу досягається глибше охолодження шарів шкіри. Тобто за тривалого температурного впливу ($T = -30^{\circ}\text{C}$) можна досягти деструкції приповерхневих новоутворень шкіри [8].

Зазначимо, що розглянутий у цій роботі циклічний температурний вплив на шкіру людини дуже ефективний для лікування деяких захворювань шкіри та видалення косметологічних дефектів [17, 18]. Під впливом низьких температур спочатку відбувається короточасне різке звуження судин шкіри, яке згодом швидко змінюється їх розширенням за рахунок активації адренергічних волокон. Це, своєю чергою, сприяє збільшенню швидкості обмінних процесів всередині тканин. Відбувається регенерація клітин, збільшується приплив крові, що постачає кисень і поживні речовини до клітин. Активний метаболізм всередині тканин сприяє оновленню організму на клітинному рівні, насиченню клітинних струк-

тур поживними речовинами, киснем, стимулює перебіг обмінних процесів на клітинному рівні. Контрастні циклічні зміни температури стимулюють тонус судин дерми, підвищують легеневу вентиляцію і утилізацію кисню, підсилюють тканинне дихання.

Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання шарів шкіри людини за заданого циклічного температурного впливу для досягнення максимального ефекту під час кріомасажу або кріодеструкції. Розроблена методика комп'ютерного моделювання у динамічному режимі дає змогу визначити розподіли температури в різних шарах шкіри людини за наперед заданої довільної функції зміни температури робочого інструменту з часом $T_f(t)$.

Висновки

1. Розроблено методику комп'ютерного моделювання розподілу температур у шкірі людини у динамічному режимі, що дає можливість прогнозувати результати локального температурного впливу на шкіру та визначити розподіли температури в різних шарах шкіри за наперед заданої довільної часової функції зміни температури робочого інструменту $T_f(t)$.
2. Як приклад, за допомогою комп'ютерного моделювання визначено розподіли температури у різних шарах шкіри в режимах охолодження та нагрівання у разі зміни температури робочого інструменту за законом $T_f(t) = A \cos \omega t$ у діапазоні температур $[-30 \div +30]^{\circ}\text{C}$. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини за заданого циклічного температурного впливу.

Література

- [1] Дерматология, венерология: учебник / под ред. В. Й. Степаненко. – Киев, 2012. – 904 с.
- [2] Ахтямов С. Н., Бутов Ю. С. Практическая дерматокосметология: учеб. пособ. – Москва, 2003. – 394 с.
- [3] Буренина И. А. Современные методики криотерапии в клинической практике // Вестник современной клинической медицины. – 2014. Том 7, прилож. 1. – С. 57–61.
- [4] Deonizio J., Werner B., Fabiane A. Mulinari-Brenner. Histological Comparison of Two Cryopeeling Methods for Photodamaged Skin // Hindawi Publishing Corporation. – 2014. – P. 1–5.
- [5] Mourot L., Cluzeau C. Jacques regnard hyperbaric gaseous cryotherapy: effects on skin temperature and systemic vasoconstriction // Archives of physical medicine and rehabilitation, November 2007. – P 1339–1343.
- [6] Земсков В. С. Гасанов Л. И. Низкие температуры в медицине. – К.: Наукова думка, 1988. – 278 с.
- [7] Грищенко В. И., Сандомирский Б. П., Колонтай Ю. Ю. Практическая криомедицина. – К.: Здоровье, 1987. – 248 с.
- [8] Bause H. Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (–32 °C) Erfahrungsbericht Hamangiome. Monatsschr Kinderheilkd. – 2004. 152:16–22.
- [9] Пономаренко Г. Н. Физиотерапия в косметологии. – СПб.: ВМедА, 2002. – 356 с.
- [10] Задорожный Б. А. Криотерапия в дерматологии. – К.: Здоров'я, 1985. – 72 с.
- [11] Анатичук Л. І., Вихор Л. М., Коцур М. П., Кобилянський Р. Р., Каденюк Т. Я. Оптимальне керування часоною залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях // Термоелектрика. – 2016. – № 5. – С. 5–11.
- [12] Анатичук Л. І., Кобилянський Р. Р., Каденюк Т. Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // Термоелектрика. – 2017. – № 1. – С. 66–75.
- [13] 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. – 2017. – № 2. – С. 55–68.
- [14] 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. – 2017. – № 3.
- [15] Pennes H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm // J. Appl. Physiol. – 1948. Vol. 1. no. 2. – P. 93–122.
- [16] COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. – 2010. – 804 p.
- [17] Анатичук Л. І., Денисенко О. І., Кобилянський Р. Р., Каденюк Т. Я. Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології // Термоелектрика. – 2015. – № 3. – С. 57–71.
- [18] Анатичук Л. І., Денисенко О. І., Кобилянський Р. Р., Каденюк Т. Я., Перепічка М. П. Сучасні методи криотерапії в дерматологічній практиці // Клінічна та експериментальна патологія. – 2017. – Т. XVI. – № 1 (59). – С. 150–156.

COMPUTER SIMULATION OF LOCAL TEMPERATURE EFFECT ON HUMAN SKIN IN DYNAMIC MODE

L. I. Anatychuk^{a, b}, L. M. Vykhov^a, R. R. Kobylansky^{a, b}, T. Ya. Kadenyuk^a

^aInstitute of Thermoelectricity

1, Nauky Str., Chernivtsi, 58029, Ukraine

^bYuriy Fedkovych Chernivtsi National University

2, Kotsyubynsky Str., Chernivtsi, 58012, Ukraine

This paper presents the results of computer simulation of cyclic temperature effect on human skin in dynamic mode. A three-dimensional computer model of biological tissue with regard to blood circulation and metabolism has been built. As an example, the case is considered when on the skin surface there is a working tool whose temperature varies by the law $T(t) = A \cos \omega t$ in the temperature range $[-30 \div +30]^\circ\text{C}$. 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 biological tissue freezing with a given temperature effect.

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

PACS: 44.05.+e

UDK: 537.32