

УДК 537.32

Анатичук Л.І.^{1,2}, Кобилянський Р.Р.^{1,2}, Каденюк Т.Я.¹

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 ЛОКАЛЬНОГО ТЕПЛООВОГО ВПЛИВУ НА ШКІРУ ЛЮДИНИ

У роботі побудовано фізичну, математичну та комп'ютерну моделі локального теплового впливу на шкіру людини. Визначено розподіли температури у різних шарах шкіри в режимі охолодження. Отримані результати дають можливість оптимізувати конструкцію робочого інструменту приладу для лікування захворювань шкіри з метою досягнення необхідної глибини промерзання біологічної тканини та максимального ефекту при проведенні кріомасажу.

Ключові слова: термоелектричне охолодження, кріомасаж, біологічна тканина, шкіра людини, комп'ютерне моделювання.

In this paper, the physical, mathematical and computer models of local thermal effect on human skin are constructed. Temperature distributions in different skin layers are determined for cooling mode. The results obtained allow optimization of a working tool of device for treatment of skin diseases in order to ensure the necessary depth of freezing of biological tissue and maximum effect when carrying out cryomassage.

Key words: thermoelectric cooling, cryomassage, biological tissue, human skin, computer simulation.

Вступ

Відомо [1 – 5], що температурний вплив сприяє активізації процесів людського організму та є важливим чинником лікування різноманітних захворювань, а саме дерматологічних, алергічних, гінекологічних, захворювань серцево-судинної системи, органів дихання, опорно-рухового апарату та ін. Холод активізує обмін речовин, сприяє уповільненню процесу старіння шкіри, очищає і полегшує її дихання, прискорює кровообіг, допомагає видалити з поверхневих шарів шкіри продукти життєдіяльності організму, підтримує тонус м'язів тощо. Терапевтична дія холоду місцево знижує температуру шкіри, надає протизапальну, протисвербіжну, аналгезуючу дію, відлущує епідерміс, а при тривалій експозиції дає можливість видаляти доброякісні або злоякісні новоутворення тощо [6 – 10].

Наведена вище інформація про тепловий вплив на поверхню шкіри людини засвідчує перспективність застосування термоелектричного охолодження та нагріву в дерматології [11 – 13]. Це пов'язано із його перевагами: можливістю точно задавати необхідну температуру поверхні робочого інструменту, час температурного впливу на відповідну ділянку людського організму та забезпечувати циклічну зміну режимів охолодження і нагріву [14 – 16]. Однак використання

понижених та підвищених температур у медичній практиці потребує всебічно глибокого вивчення особливостей теплового впливу на біологічну тканину, що є складною задачею, яка потребує створення точних фізичних і математичних моделей (з врахуванням кровообігу, процесів метаболізму і теплообміну) та застосування комп'ютерного моделювання.

Тому метою роботи є створення методики комп'ютерного моделювання, що даватиме можливість прогнозувати результати локального теплового впливу на шкіру людини, в тому числі при проведенні кріомасажу в дерматології.

Фізична модель біологічної тканини з охолоджуючим елементом

Біологічна тканина тіла людини (рис. 1) представляє собою структуру із трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дерміс 2, підшкірно-жирова клітковина 3) і внутрішньої тканини 4. Температури на границях відповідних шарів біологічної тканини товщиною h_1, h_2, h_3, h_4 складають T_1, T_2, T_3, T_4 , а питомі теплові потоки всередині Q_1, Q_2, Q_3, Q_4 . Вільна поверхня ділянки шкіри (епідерміс 1) перебуває в стані теплообміну з навколишнім середовищем з температурою T_7 . Питомий тепловий потік з вільної поверхні шкіри складає Q_6 , а питомий тепловий потік внутрішніх органів людини – Q_5 . Теплообмін шкіри шляхом випромінювання та потовиділення не враховується.

На поверхні біологічної тканини (епідерміс 1) з температурою T_5 розміщено охолоджений елемент 5 висотою l , температура на поверхні контакту T_6 .

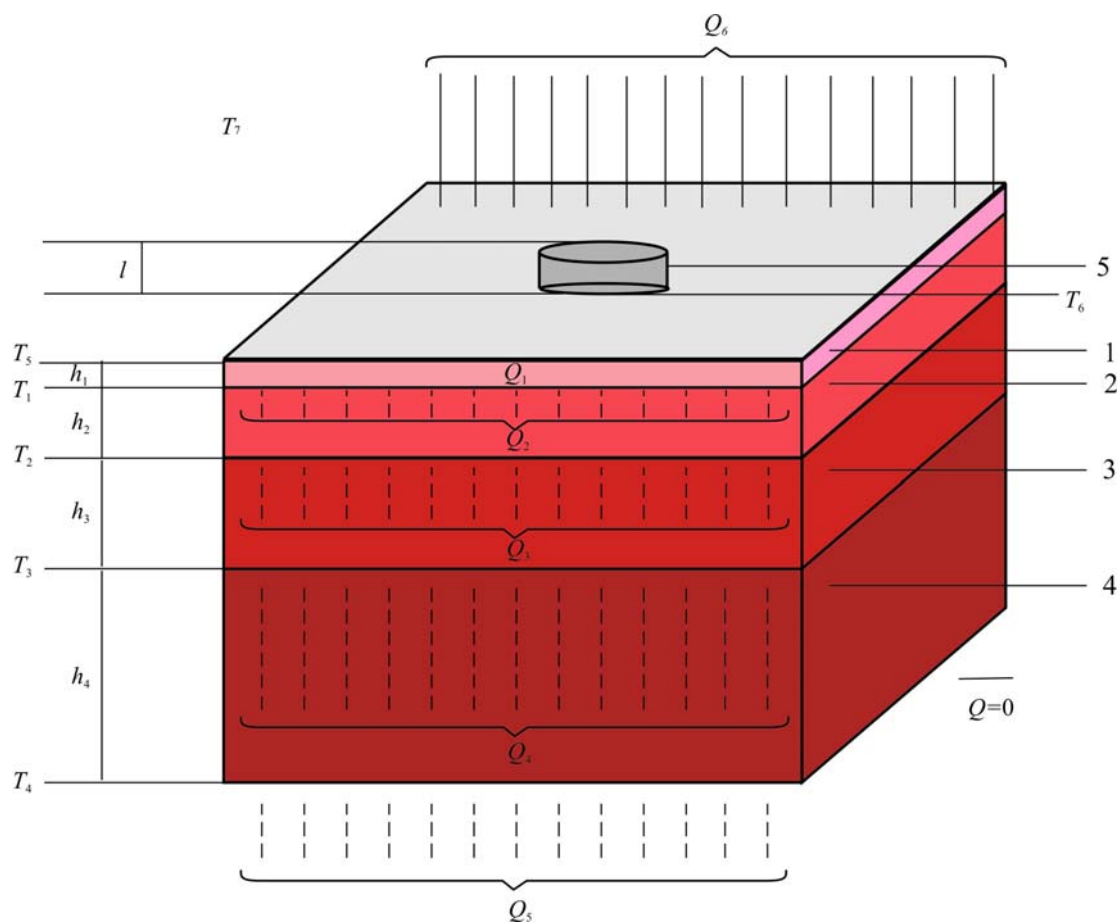


Рис.1. Фізична модель біологічної тканини з охолоджуючим елементом: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірно-жирова клітковина, 4 – внутрішня тканина, 5 – охолоджуючий елемент.

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 через бічні поверхні біологічної тканини не відбувається ($Q=0$).

Математичний опис моделі

Для опису процесу теплообміну у «живих» біологічних тканинах використовують модель Пеннеса [17]. Модель базується на чотирьох припущеннях:

1) теплообміном між кров'ю і біологічною тканиною в преартеріолах і поственулах нехтують;

2) потік крові в дрібних капілярах вважають ізотропним, напрямком кровотоку нехтують;

3) великі кровоносні судини в безпосередній близькості від капілярних судин не вносять вклад в обмін енергією між біологічною тканиною і капілярною кров'ю (тобто модель Пеннеса не враховує локальну геометрію судин);

4) температура крові в артеріолах рівна температурі тіла. Обмін енергією відбувається миттєво: температура крові вирівнюється з локальною температурою біологічної тканини.

Ґрунтуючись на вказаних вище припущеннях, Пеннес змоделивав вплив крові як ізотропного джерела тепла, пропорційного швидкості потоку крові та різниці між температурою тіла і локальною температурою тканини [18 – 20]:

$$\rho_{шкіра} C_{ршкіра} \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_{шкіра} \nabla T) + (\rho C_p)_{кров} \omega_b (T_a - T) + q_m, \quad (1)$$

де $\rho_{шкіра}$ – густина шкіри людини;

$C_{ршкіра}$ – питома теплоємність шкіри людини;

$\kappa_{шкіра}$ – теплопровідність шкіри людини;

$\rho_{кров}$ – густина крові людини;

$C_{ркров}$ – питома теплоємність крові людини;

ω_b – перфузія крові людини;

T_a – температура артеріальної крові ($T_a = 37^\circ\text{C}$);

T – температура біологічної тканини;

q_m – тепло, що виділяється внаслідок метаболізму.

Генерація метаболічного тепла, що розглядається в цій моделі, передбачається однорідно розподіленою по всій тканини, перфузія крові також вважається однорідною та ізотропною. Згідно з моделлю Пеннеса теплова рівновага виникає безпосередньо в капілярному колі мікроциркуляторного русла (кров при температурі T_a надходить у капіляри, де відбувається теплообмін і температура знижується до температури біологічної тканини T).

Доданок у лівій частині рівняння (1) представляє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього рівняння представляють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та тепла метаболізму.

Для стаціонарного випадку $\partial T/\partial t = 0$, тому рівняння (1) спрощується до вигляду:

$$\nabla \cdot (\kappa_{\text{шкіри}} \nabla T) + (\rho C_p)_{\text{кров}} \omega_b (T_a - T) + q_m = 0. \quad (2)$$

Стаціонарне рівняння теплообміну в біологічній тканині (2) розв'язується з наступними граничними умовами (3), в результаті чого визначають розподіл $T(x,y,z)$.

$$\begin{cases} Q|_{x=0} = 0, \\ Q|_{x=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} Q|_{y=0} = 0, \\ Q|_{y=a} = 0, \end{cases} \quad \begin{cases} T|_{z=0} = 37^\circ\text{C}, \\ q|_{z=b} = \alpha \cdot (T_0 - T), \end{cases} \quad (3)$$

де Q – густина теплового потоку, T – абсолютна температура, T_0 – температура оточуючого середовища, α – коефіцієнт теплообміну.

Теплофізичні властивості шарів шкіри людини наведено в табл. 1.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості шарів шкіри людини [21 – 24]

Шари шкіри	Властивість	Значення	Одиниці вимірювання
Епідерміс	Теплопровідність, $k_{\text{шкіри}}$	0.24	Вт/(м·К)
	Густина, $\rho_{\text{шкіри}}$	1200	кг/м ³
	Питома теплоємність, $C_{\text{ршкіри}}$	3590	Дж/(кг·К)
	Товщина, h	8×10^{-5}	м
	Перфузія, ω_b	0	с ⁻¹
Дерміс	Теплопровідність, $k_{\text{шкіри}}$	0.45	Вт/(м·К)
	Густина, $\rho_{\text{шкіри}}$	1200	кг/м ³
	Питома теплоємність, $C_{\text{ршкіри}}$	3300	Дж/(кг·К)
	Товщина, h	2×10^{-3}	м
	Перфузія, ω_b	0.00125	с ⁻¹
Підшкірно-жирова клітковина	Теплопровідність, $k_{\text{шкіри}}$	0.19	Вт/(м·К)
	Густина, $\rho_{\text{шкіри}}$	1000	кг/м ³
	Питома теплоємність, $C_{\text{ршкіри}}$	2500	Дж/(кг·К)
	Товщина, h	1×10^{-2}	м
	Перфузія, ω_b	0.00125	с ⁻¹
Внутрішня тканина	Теплопровідність, $k_{\text{шкіри}}$	0.5	Вт/(м·К)
	Густина, $\rho_{\text{шкіри}}$	1000	кг/м ³
	Питома теплоємність, $C_{\text{ршкіри}}$	4000	Дж/(кг·К)
	Товщина, h	3×10^{-2}	м
	Перфузія, ω_b	0.00125	с ⁻¹

Результати комп'ютерного моделювання

В циліндричній системі координат було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [25], 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 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 [25].

На рис. 2 та рис. 3 наведено розподіли температури в об'ємі та поперечному розрізі біологічної тканини тіла людини, на поверхні якого розміщено охолоджуючий елемент при температурі $T = 30^{\circ}\text{C}$.

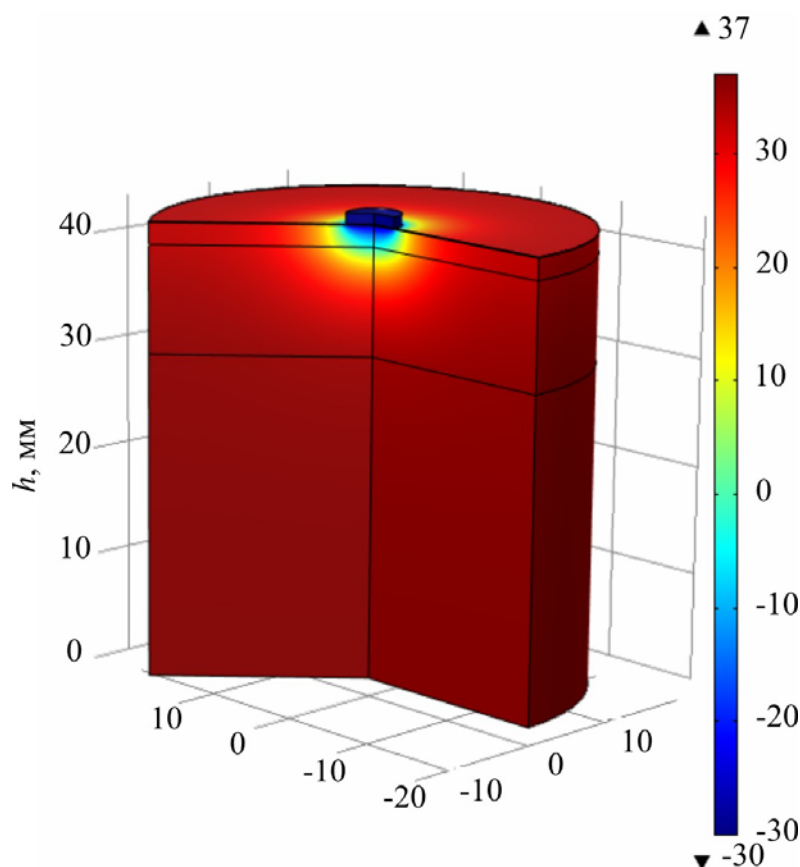


Рис. 2. Розподіл температури в об'ємі біологічної тканини, на поверхні якої розміщено охолоджуючий елемент при температурі $T = -30^{\circ}\text{C}$.

Комп'ютерним моделюванням також було отримано розподіл ізотермічних поверхонь в біологічній тканині (рис. 4) з врахуванням крайових ефектів у вдосконаленій тривимірній комп'ютерній моделі.

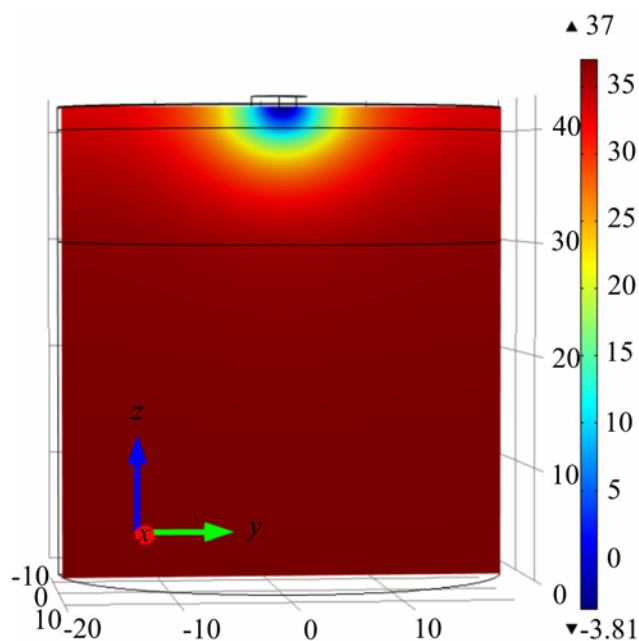


Рис. 3. Розподіл температури в поперечному розрізі біологічної тканини, на поверхні якої розміщено охолоджуючий елемент при температурі $T = -30\text{ }^{\circ}\text{C}$.

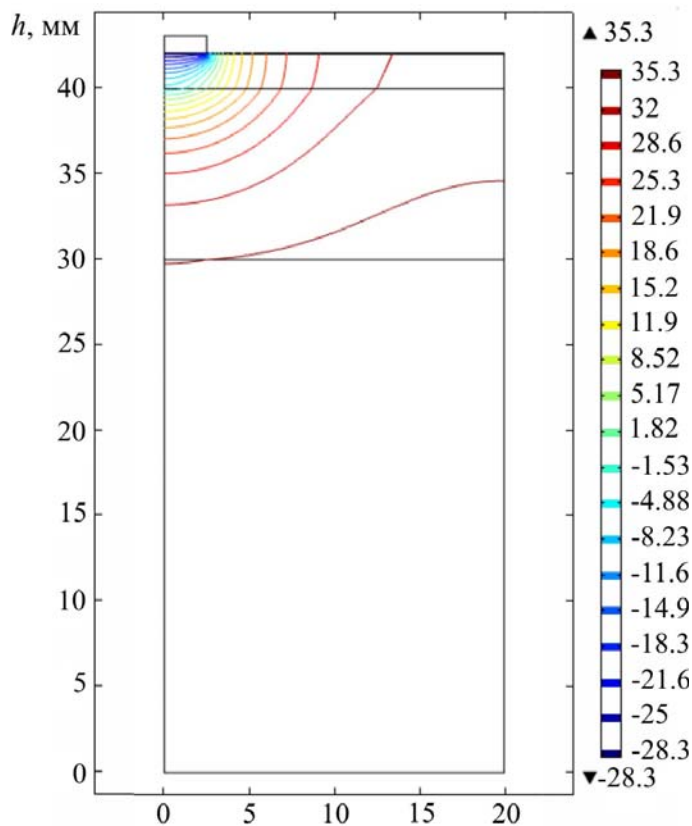


Рис. 4. Розподіл ізотермічних поверхонь в біологічній тканині, на поверхні якої розміщено охолоджуючий елемент при температурі $T = -30\text{ }^{\circ}\text{C}$.

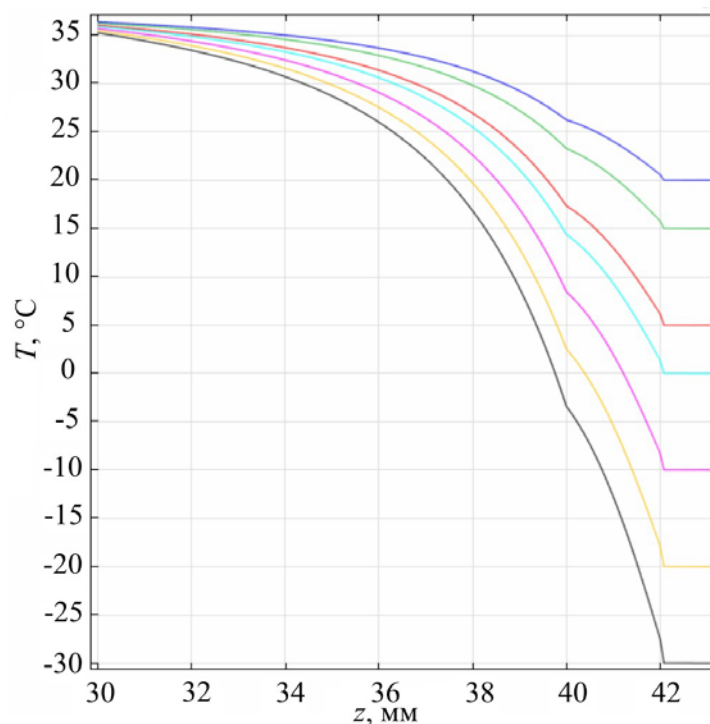


Рис. 5. Розподіл температури в біологічній тканині при температурах охолоджуючого елемента в діапазоні $T = +25 \div -30$ °C.

За допомогою комп'ютерного моделювання було отримано розподіл температури в біологічній тканині. Як приклад, на рис. 5 наведено вказаний розподіл температури в біологічній тканині при температурах охолоджуючого елемента в діапазоні $T = +25 \div -30$ °C.

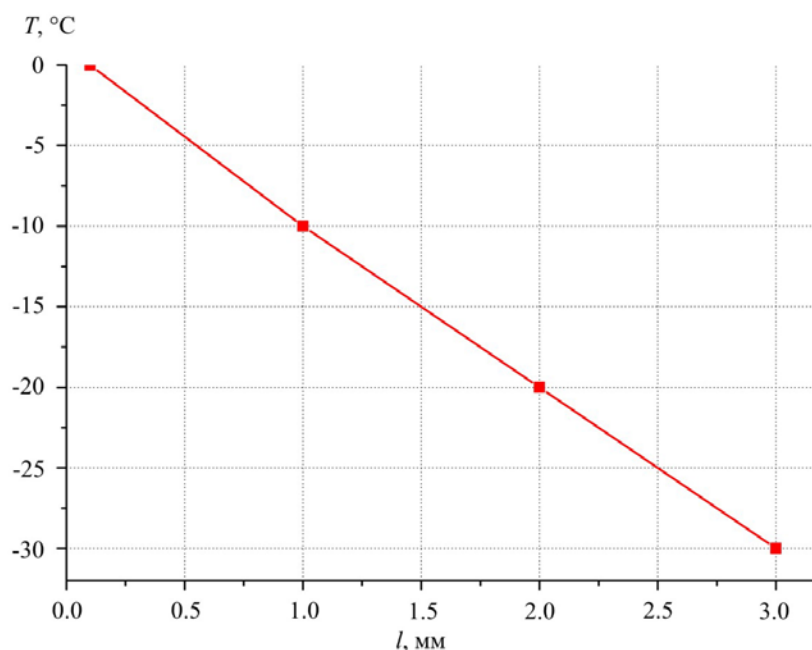


Рис. 6. Залежність температури охолоджуючого елемента на поверхні шкіри від глибини промерзання біологічної тканини.

Також було визначено залежність між температурою охолоджуючого елемента на поверхні шкіри і глибиною промерзання біологічної тканини (рис. 6). Встановлено, що для досягнення промерзання біологічної тканини на глибину 3 мм необхідно забезпечити температуру на поверхні шкіри $T = -30^{\circ}\text{C}$.

Шляхом комп'ютерного моделювання було визначено залежність температури охолоджуючого елемента від теплової потужності, що відводиться від нього в оточуюче середовище (рис. 7).

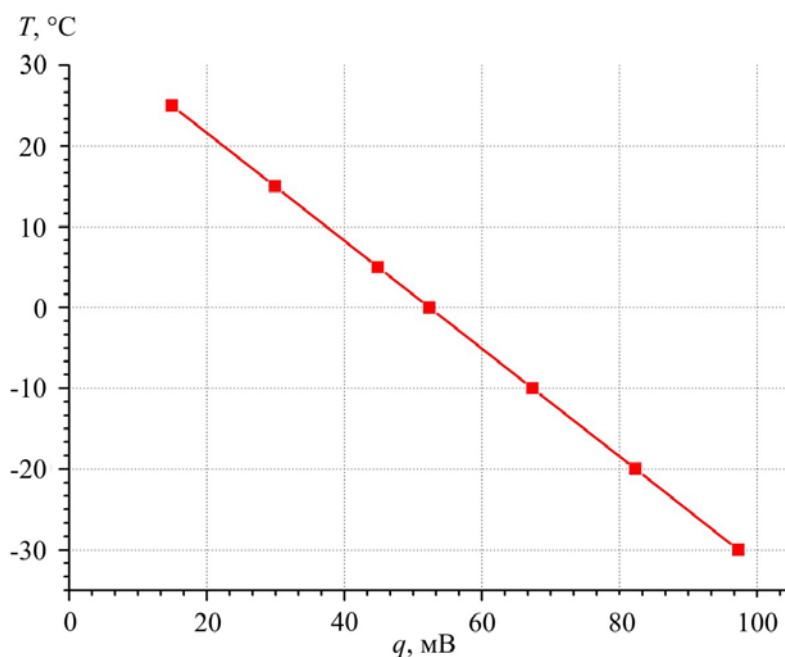


Рис. 7. Залежність температури охолоджуючого елемента від теплової потужності, що відводиться від нього в оточуюче середовище.

З рис. 7 видно, що для забезпечення температури на поверхні шкіри $T = -30^{\circ}\text{C}$ необхідно відводити $W = 0.1$ Вт тепла. Отримані результати дають можливість визначити холодопродуктивність робочого інструменту приладу для лікування захворювань шкіри для забезпечення необхідного температурного режиму кріомасажу ($0 \div +5$) $^{\circ}\text{C}$ в приповерхневому шарі біологічної тканини. Це, в свою чергу, дозволяє оптимізувати конструкцію робочого інструменту приладу для лікування захворювань шкіри з метою забезпечення необхідної глибини промерзання біологічної тканини та досягнення максимального ефекту при проведенні кріомасажу.

Висновки

1. Розроблено методику комп'ютерного моделювання, що дає можливість прогнозувати результати локального теплового впливу на шкіру людини, в тому числі при проведенні кріомасажу в дерматології.
2. Шляхом комп'ютерного моделювання визначено розподіли температури у різних шарах шкіри в режимі охолодження. Встановлено, що температура робочого інструменту має становити $T = -30^{\circ}\text{C}$ і холодопродуктивність $q = 0.1$ Вт для забезпечення необхідного температурного режиму ($0 \div +5$) $^{\circ}\text{C}$ в приповерхневому шарі біологічної тканини при проведенні кріомасажу.

Література

1. Машкиллейсон А.Л. Лечение кожных болезней. Москва. 2000. 250 с.
2. Грищенко В.И., Сандомирський Б.П., Колонтай Ю.Ю. Практическая криомедицина. Киев. 1987. 248 с
3. Дерматология, венерология. Учебник / Под редакцией. Степаненко В.И. Киев. 2012. 904 с.
4. Ахтямов С.Н., Бутов Ю.С. Практическая дерматокосметология. Учебное пособие. Москва. 2003. 394 с.
5. Буренина И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике. Вестник современной клинической медицины. 2014 Том 7. приложение 1. 57 – 61 с.
6. Mourot L., Cluzeau C.. Jacques regnard hyperbaric gaseous cryotherapy: effects on skin temperature and systemic vasoconstriction. archives of physical medicine and rehabilitation, November 2007. 1339 – 1343 p.
7. Deonizio J., Werner B., Fabiane A. Mulinari-Brenner. Histological Comparison of Two Cryopeeling Methods for Photodamaged Skin. *Hindawi Publishing Corporation*. 2014. p. 1 – 5.
8. Mourot L., Cluzeau C. Jacques regnard hyperbaric gaseous cryotherapy: effects on skin temperature and systemic vasoconstriction. archives of physical medicine and rehabilitation. 2007 November. 1339 – 1343 p.
9. Задорожний Б.А. Криотерапия в дерматологии (Библиотека практического врача) Киев. 1985. 72 с.
10. Земсков В.С., Гасанов Л.И. Низкие температуры в медицине Киев. 1988. 278 с.
11. Анатичук Л.І., Динисенко О.І., Кобилчнський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології. *Термоелектрика*. 2015. № 3. С. 57 – 71.
12. 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.
13. Анатичук Л.І., Динисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Перепічка М.П. Сучасні методи кріовпливу у дерматологічній практиці *Клінічна та експериментальна патологія*. 2017. Том XVI. №1(59). С. 150 –156.
14. Анатичук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Киев. 1979. 768 с.
15. Анатичук Л.И. Термоэлектричество. Т.2. Термоэлектрические преобразователи энергии. Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества. 2003. 376 с.
16. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. – Л.: Наука, 1967. 283с.
17. 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.
18. Fan L.T., Hsu F.T., Hwang C.L. A review on mathematical models of the human thermal system *IEEE Trans on Bio-Med. Eng.* 1971. 18. № 3. P. 218 – 234.
19. Zanchini E., Mariotti M., Salvini S. Heat transfer in circulatory system *Ras-segna di Bioingegneria*. 1979. № 8. P. 33 – 44.
20. Chato J.C. Heat transfer to blood vessels *Trasns. ASME. J. Biomech. Eng.* 1980. Vol. 102. №2. P. 110 – 118.
21. Gordon G R., Roemer R.B., Horvath S.M. Mathematical model of the human temperature regulatory system. *Transient cold expoasure response. IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1976. Vol. 23. №5. P. 434 – 444.

22. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries *Burns*. 28. 2002. p. 713 – 717.
23. Cetingul M.P., Herman C. Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique *IEEE*. 2008. p. 1219 – 1222.
24. 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.
25. COMSOL Multiphysics User's Guide // COMSOLAB. 2010. 804 p.

Надійшла до редакції 20.03.2017