DOI: 10.63527/1607-8829-2026-2-91-102

Кобилянський Р.Р.[1,2] (https://orcid.org/0000-0002-4664-3162),
Лисько В.В.[1,2] (https://orcid.org/0000-0001-7994-6795),
Канут Ю.М.[1,2] (https://orcid.org/0009-0003-1964-4324),
Іващук О.І.[3] (https://orcid.org/0000-0003-1747-2648),
Бодяка В.Ю.[3] (https://orcid.org/0000-0003-1422-6652),
Малишевський І.О.[4] (https://orcid.org/0009-0007-5831-8256),
Говорнян С.Л.[3] (https://orcid.org/0000-0003-2766-2218)

[1]Інститут термоелектрики НАН та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
[2]Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна;
[3]Буковинський державний медичний університет,
Театральна площа, 2, Чернівці, 58002, Україна;
[4]ОКНП «Буковинський клінічний онкологічний центр», Чернівці, Україна

Corresponding author: Кобилянський Р.Р., e-mail: *romakobylianskyi@ukr.net*

Комп'ютерне моделювання температурного впливу на біологічну тканину людини при лікуванні ожиріння

У роботі побудовано фізичну, математичну та комп'ютерну моделі температурного впливу на біологічну тканину людини при лікуванні ожиріння. Визначено розподіли температури у різних шарах біологічної тканини в режимі охолодження. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини та максимальний ефект охолодження при проведенні кріомасажу та кріодеструкції.

Ключові слова: термоелектричне охолодження, комп'ютерне моделювання, біологічна тканина, температурний вплив, ожиріння, кріодеструкція.

Вступ

Відомо, що температурний вплив сприяє активізації процесів людського організму та є важливим чинником лікування різноманітних захворювань, а саме дерматологічних,

Цитування: Кобилянський Р.Р., Лисько В.В., Канут Ю.М., Іващук О.І., Бодяка В.Ю., Малишевський І.О., Говорнян С.Л. (2026). Комп'ютерне моделювання температурного впливу на біологічну тканину людини при лікуванні ожиріння. *Термоелектрика*, (2), 91–102. https://doi.org/10.63527/1607-8829-2026-2-91-102

Отримано: 24.05.2026; Переглянуто: 11.06.2026; Опубліковано: 30.06.2026

© 2026 Автори. Це стаття з відкритим доступом, що розповсюджується відповідно до умов ліцензії Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

онкологічних, 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 [1–15].

Наведена вище інформація про температурний вплив на біологічну тканину людини засвідчує перспективність застосування термоелектричного охолодження та нагріву в дерматології та онкології [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. 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, а також ожиріння) та застосування комп'ютерного моделювання [14–16].

Дослідження температурних полів є фундаментальним теоретичним і практичним завданням для сучасної промисловості, мікроелектроніки, медицини та матеріалознавства [17, 18]. Точний контроль теплових процесів дозволяє забезпечити надійність роботи обладнання, підвищити ефективність лікування та забезпечити відповідну якість продукції [19, 20]. Однак прямі експериментальні дослідження в цій галузі часто мають обмежене застосування через високу складність вимірювання розподілу температур, тривалість та коштовність безпосереднього вимірювання температури всередині закритих об'єктів або в агресивних середовищах.

Для подолання цих обмежень часто використовують методи математичного й комп'ютерного моделювання [21–23]. Є кілька основних підходів: використання аналітичних методів, які дають змогу отримати точні функціональні залежності для обчислення розподілу температури, проте їх застосування звужується до геометрій простої форми [23]; поєднання аналітичних та чисельних методів, що дозволяє знайти компроміс між точністю розрахунків та швидкістю обчислень для складніших випадків; чисельні методи, зокрема і реалізовані за допомогою розробленого програмного забезпечення [20, 22–23] чи спеціалізованих прикладних програмних пакетів (таких як ANSYS, COMSOL Multiphysics або SOLIDWORKS). Вони дозволяють з високою точністю симулювати складні теплові поля, включно із динамікою, врахувати неоднорідність матеріалів та граничні умови. Таке віртуальне комп'ютерне моделювання дає змогу оптимізувати конструкції ще на етапі проектування, значно скорочуючи потребу в реальних фізичних випробуваннях, а також визначити критичні режими, які потребують підвищеної уваги та можливих експериментальних досліджень [24–30].

Тому *метою роботи* є створення методики комп'ютерного моделювання, що надасть можливість прогнозувати результати локального температурного впливу на біологічну тканину людини, в тому числі при проведенні кріодеструкції в дерматології та онкології.

1. 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 (жир) 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.

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 ($Q = 0$).

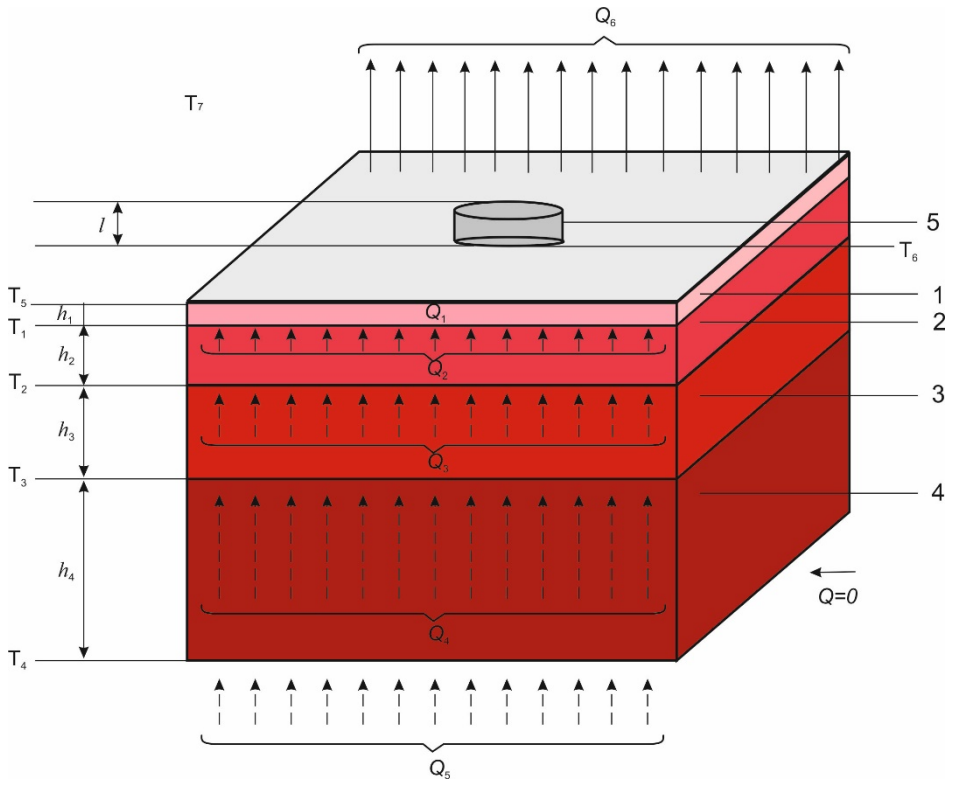

Рис. 1. Фізична модель біологічної тканини з охолоджуючим елементом: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірно-жирова клітковина, 4 – внутрішня тканина (жир), 5 – охолоджуючий елемент

2. Математичний опис моделі

Для опису процесу теплообміну у «живих» біологічних тканинах людини використовують модель Пеннеса [31]. 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 змоделював вплив крові як ізотропного джерела тепла, пропорційного швидкості потоку крові та різниці між температурою тіла і локальною температурою тканини [32-34]:

$$\rho_{skin} Cp_{skin} \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_{skin} \nabla T) + (\rho Cp)_{blood} \omega_b (T_a - T) + q_m , \qquad (1)$$

де ρ_{skin} – густина шкіри людини;

Cp_{skin} – питома теплоємність шкіри людини;

k_{skin} – теплопровідність шкіри людини;

ρ_{blood} – густина крові людини;

Cp_{blood} – питома теплоємність крові людини;

ω_b – перфузія крові людини;

T_a – температура артеріальної крові (T_a = 37 °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 біологічній тканині, 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 $\frac{\partial T}{\partial t} = 0$, тому рівняння (1) спрощується до вигляду:

$$\nabla \cdot (\kappa_{skin} \nabla T) + (\rho Cp)_{blood}\, \omega_b (T_a - T) + q_m = 0\,. \qquad (2)$$

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

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

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

Теплофізичні властивості шарів біологічної тканини людини наведено в таблиці 1.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості шарів шкіри людини [35–43]

Шари біологічної тканини людини	*Властивість*	*Значення*	*Одиниці вимірювання*
Епідерміс	Теплопровідність, k_{skin}	0.24	Вт/м°К
	Густина, ρ_{skin}	1200	кг/м^3
	Питома теплоємність, Cp_{skin}	3590	Дж/кг°К
	Товщина, h	8×10^{-5}	м
	Перфузія, ω_b	0	с$^{-1}$
Дерміс	Теплопровідність, k_{skin}	0.45	Вт/м°К
	Густина, ρ_{skin}	1200	кг/м^3
	Питома теплоємність, Cp_{skin}	3300	Дж/кг°К
	Товщина, h	2×10^{-3}	м
	Перфузія, ω_b	0.00125	с$^{-1}$
Підшкірно-жирова клітковина	Теплопровідність, k_{skin}	0.19	Вт/м°К
	Густина, ρ_{skin}	1000	кг/м^3
	Питома теплоємність, Cp_{skin}	2500	Дж/кг°К
	Товщина, h	1×10^{-2}	м
	Перфузія, ω_b	0.00125	с$^{-1}$
Внутрішня тканина (жир)	Теплопровідність, k_{skin}	0.5	Вт/м°К
	Густина, ρ_{skin}	1000	кг/м^3
	Питома теплоємність, Cp_{skin}	3800	Дж/кг°К
	Товщина, h	3×10^{-2}	м
	Перфузія, ω_b	0.00125	с$^{-1}$

3. Результати комп'ютерного моделювання

У циліндричній системі координат було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини людини, на поверхні якої знаходиться охолоджуючий елемент. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [44], 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 людини 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 диференційним рівнянням другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується використанням великої кількості скінченних елементів [44].

На рис. 2 наведено розподіл температури в об'ємі біологічної тканини тіла людини, на поверхні якого розміщено охолоджуючий елемент при температурі T = -25°C.

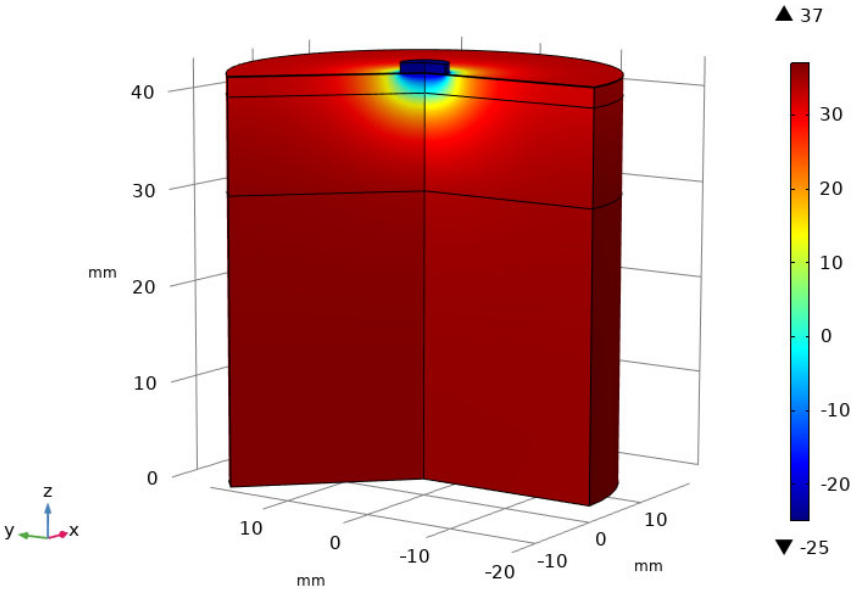

Рис. 2. Розподіл температури в об'ємі біологічної тканини людини, на поверхні якої розміщено охолоджуючий елемент при температурі T = –25 °C

За допомогою комп'ютерного моделювання також було отримано розподіл ізотермічних поверхонь в біологічній тканині людини (рис. 3) з врахуванням крайових ефектів у вдосконаленій тривимірній комп'ютерній моделі.

За допомогою комп'ютерного моделювання було отримано розподіл температури в біологічній тканині людини. Як приклад, на рис. 4 наведено вказаний розподіл температури в біологічній тканині при температурах охолоджуючого елементу в діапазоні T = +20 ÷ –25 °C.

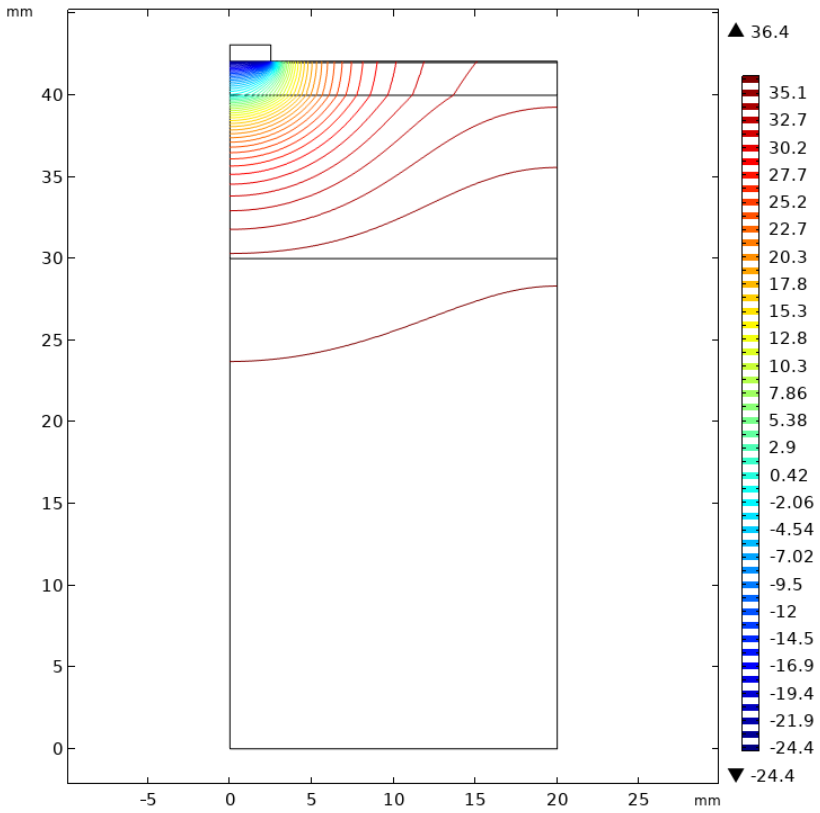

Рис. 3. Розподіл ізотермічних поверхонь в біологічній тканині людини, на поверхні якої розміщено охолоджуючий елемент при температурі T = –25 °C

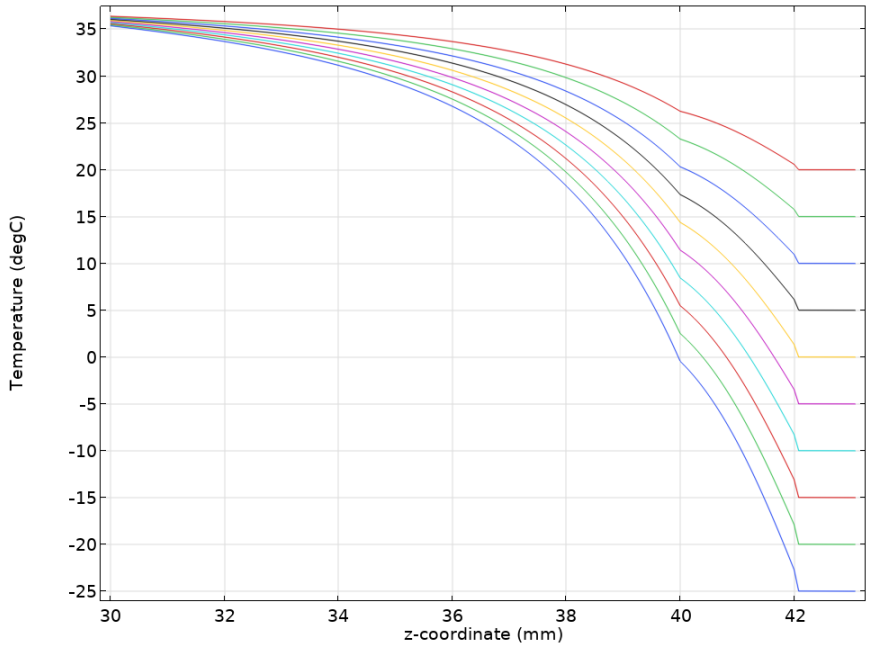

Рис. 4. Розподіл температури в біологічній тканині при температурах охолоджуючого елементу в діапазоні T = +20 ÷ –25 °C

Також було визначено залежність між температурою охолоджуючого елементу на поверхні шкіри і глибиною промерзання біологічної тканини (рис. 5). Встановлено, що

для досягнення промерзання біологічної тканини на глибину 2.0 мм необхідно забезпечити температуру на поверхні шкіри $T = -25$ °C.

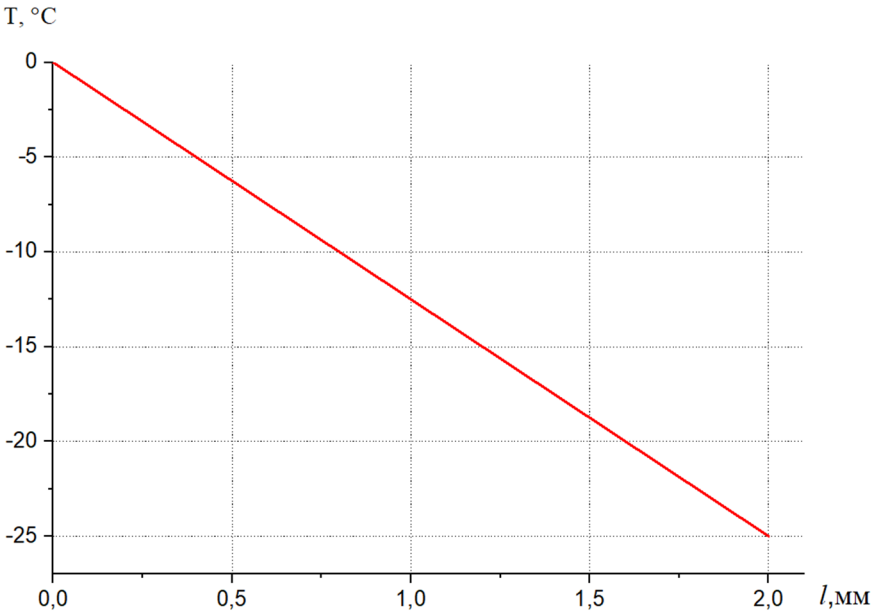

Рис. 5. Залежність температури охолоджуючого елементу на поверхні біологічної тканини від глибини промерзання

Отримані результати дають можливість визначити необхідну глибину промерзання біологічної тканини людини та досягнення максимального ефекту охолодження при проведенні кріодеструкції в дерматології та онкології.

Висновки

1. Розроблено фізичну, математичну та комп'ютерну моделі температурного впливу на біологічну тканину людини з врахуванням ожиріння. Визначено розподіли температури та ізотермічні поверхні у різних шарах біологічної тканини в режимі охолодження. Встановлено, що для досягнення промерзання біологічної тканини на глибину 2.0 мм необхідно забезпечити температуру на поверхні біологічної тканини $T = -25$ °C.
2. Розроблено методику комп'ютерного моделювання, що дає можливість прогнозувати результати локального температурного впливу на біологічну тканину людини, в тому числі при проведенні кріодеструкції в дерматології та онкології.

Інформація про авторів:

Кобилянський Р.Р. – Кандидат фізико-математичних наук, завідувач кафедри термоелектрики та медичної фізики.
Лисько В.В. – Кандидат фізико-математичних наук, виконувач обов'язків директора Інституту термоелектрики.
Канут Ю.М. – Лаборант Інституту термоелектрики.

Іващук О.І. – Доктор медичних наук, професор.
Бодяка В.Ю. – Доктор медичних наук, професор.
Малишевський І.О. – Генеральний директор Буковинського клінічного онкологічного центру.
Говорнян С.Л. – Аспірант кафедри онкології та радіології, БДМУ, доктор філософії.

Література:

1. Moskalyk I.A., Manyk O.M. (2013). On the use of thermoelectric cooling in cryodestruction practice. *Journal of Thermoelectricity*, 6, 84-92.
2. Moskalyk I.A. (2015). On the use of thermoelectric instruments in cryosurgery. *Physics and Chemistry of the Solid State,* 4, 742-746.
3. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck. *Trns. Am.Ophthalmol. Otolaringol. Soc*., 73 (2), 300-309.
4. D'Hont G. (1974). La cryotherapie en ORL - *Acta. Otorhinolaringol. Belg*., 28(2), 274-278.
5. 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.p. 32–51.
6. Boxuan Hu, Xiao-Lei Shi, Jin Zou, Zhi-Gang Chen (2022). Thermoelectrics for medical applications: Progress, challenges, and perspectives. *Chemical Engineering Journal*, 437, Part 2.
7. Shuai Yang, Yumei Li, Ling Deng, Song Tian, Ye Yao, Fan Yang, Changlei Feng, Jun Dai, Ping Wang, Mingyuan Gao (2023). Flexible thermoelectric generator and energy management electronics powered by body heat. *Microsystems & Nanoengineering*, 9, 106.
8. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (32°C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd*, 152:16–22.
9. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. *Scot. Med*, I., 13, 268-273.
10. Van Venrjy G. (1975). Freeze-Etching: Freezing velocity and Cristal size at different size locations in Samples. *Cryobiology*, 12(1), 46–61.
11. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Y. (2017). Computer simulation of local thermal effect on human skin. *Journal of Thermoelectricity*, 1, 62–70.
12. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Y. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for treatment of skin diseases. *Journal of Thermoelectricity*, 2, 46–59.
13. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Y., Zvarych O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. *Journal of Thermoelectricity*, 3, 65–74.
14. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V.(2022). Computer simulation of the working tool of a thermoelectric device for cryodestruction with account of the phase transition. *Journal of Thermoelectricity*, 3–4, 18–30.
15. Kobylianskyi R.R., Kobylianska A.K., Fedoriv R.V. (2024). Computer simulation of temperature distributions in the human heart during cryoablation. *Journal of Thermoelectricity*, 3, 23–35.

16. Havryliuk M.V., Kobylianskyi R. R., Konstantynovych I. A. (2026). Thermoelectric device for iontophoresis. *Journal of Thermoelectricity*, 1, 84–92.
17. Kochan O. V., Kochan R. V., Boyko O. V., & Chyrka, M. (2007). Temperature measurement system based on thermocouple with controlled temperature field. *2007 4th IEEE Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS),* 47–50.
18. Havrysh V., & Kochan V. D. (2023). Mathematical models to determine temperature fields in heterogeneous elements of digital devices with thermal sensitivity taken into account. *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS),* 983–991.
19. Kochan O. V., Kochan R. V., Boyko O. V., & Chyrka M. (2007). Temperature measurement system based on thermocouple with controlled temperature field. *2007 4th IEEE Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS),* 47–50.
20. Su J., Kochan O. V., & Jotsov V. S. (2015). Methods of reducing the effect of the acquired thermoelectric inhomogeneity of thermocouples on temperature measurement error. *Measurement Techniques*, 58(3), 327–331.
21. Su J., Kochan O. V., Chunzhi W., & Kochan R. V. (2015). Theoretical and experimental research of error of method of thermocouple with controlled profile of temperature field. *Measurement Science Review*, 15(6), 304–312.
22. Havrysh V., Pelekh Y. M., Kolyasa L. I., Ivasyk H. V., & Bilas O. (2017). Examining the temperature fields in flat piecewise-uniform structures. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 2(5-86), 23–32.
23. Kochan O. V., Sapojnyk H., & Kochan R. V. (2013). Temperature field control method based on neural network. *Proceedings of the 2013 IEEE 7th International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems (IDAACS 2013)*, 1, 21–24.
24. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantinovich I.A., Lys'ko V.V., Puhantseva O.V., Rozver Yu. Yu., Tiumentsev V.A. (2016). Calibration bench for thermoelectric converters of heat flux. *Journal of Thermoelectricity*, 5, 65–72.
25. Kobylianskyi R.R., Lysko V.V., Prybyla A.V., Konstantynovych I.A., Kobylianska A.K., Bukharayeva N.R., Boychuk V.V. (2023). Technological modes of manufacturing medical purpose thermoelectric sensors. *Journal of Thermoelectricity*, 4, 49–63.
26. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Lysko V.V., Prybyla A.V., Konstantynovych I.A., Kobylianska A.K., Havryliuk M.V., Boychuk V.V. (2023). Method of calibration of thermoelectric sensors for medical purposes. *Journal of Thermoelectricity*, 3, 37–49.
27. Anatychuk L.I., Pasyechnikova N.V., Naumenko V.A., Zadorozhnyy O.S., Kobylianskyi R.R., Gavrilyuk N.V. (2019). A thermoelectric device for ophthalmic heat flux density measurements: Results of piloting in healthy individuals. *Oftalmologicheskii Zhurnal*, 3, 45–51.
28. Anatychuk L., Kochan O., Pasechnikova N., Naumenko V., Zadorozhnyi O., Vikhor L., Havryliuk M., Kobylianskyi R., Levkiv M. (2021). Thermoelectric medical device for measuring heat flux from ocular surface. *Proceedings of the 13th International Conference on*

Measurement, 178–181. IEEE, Paper No. 9446775.

29. Anatychuk L., Zadorozhnyy O., Naumenko V., Maltsev E., Kobylianskyi R., Nazaretyan R., Umanets M., Kustryn T., Nasinnyk I., Korol A., Pasyechnikova N. (2023). Vitreoretinal surgery with temperature management: A preliminary study in rabbits. *Therapeutic Hypothermia and Temperature Management,* 13(3), 126–133.
30. Kobylianskyi R.R, Prybyla A.V., Konstantynovych I.A., Boychuk V.V. (2022). Results of experimental research on thermoelectric medical heat flow sensors. *Journal of Thermoelectricity*, 3-4, 68–81.
31. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.* 1(2), 93-122.
32. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran. (2011). Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery. https://isn.ucsd.edu/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf
33. Myers RS, Hammond WG, Ketcham AS. (1970). *Ann Surg*. Cryosurgical necrosis of the head of the pancreas Mar;171(3):413-8.
34. Deng ZS, Liu J. (2005). *Cryobiology 50* Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties 183–192.
35. 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.
36. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the ransient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE,* 1219-1222.
37. 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.
38. Florin Filipoiu, Andrei Ioan Bogdan, Iulia Maria Carstea. Computer-aided analysis of the heat transfers in skin tissue (2010). *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements*, 53-59.
39. Daniela Carstea, Ion Carstea, Iulia Maria Carstea (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6(4), 115-124.
40. Z.S. Deng, J. Liu. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183-192.
41. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery. https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf.
42. Vishal N. Shah, Oleg I. Orlov, Cinthia Orlov, Manabu Takebe, Matthew Thomas, and Konstadinos Plestis (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. Multimed Man Cardiothorac Surg. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
43. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6(1), 85-95.
44. *COMSOL Multiphysics User's Guide*. COMSOLAB. 2018. 710 p.

R.R. Kobylianskyi[1,2] (https://orcid.org/0000-0002-4664-3162),
V.V. Lysko[1,2] (https://orcid.org/0000-0001-7994-6795),
Yu.M. Kanut[1,2] (https://orcid.org/0009-0003-1964-4324),
O.I. Ivaschuk[3] (https://orcid.org/0000-0003-1747-2648),
V.Yu. Bodiaka[3] (https://orcid.org/0000-0003-1422-6652),
I.O. Malyshevskyi[4] (https://orcid.org/0009-0007-5831-8256),
S.L. Hovornian[3] (https://orcid.org/0000-0003-2766-2218)

[1]Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES
of Ukraine, 1 Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;
[2]Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,
2 Kotsiubynsky str., Chernivtsi, 58012, Ukraine;
[3]Bukovinian State Medical University,
2 Theater Square, Chernivtsi, 58002, Ukraine;
[4]Municipal Enterprise "Bukovinian Clinical Oncology Center", Chernivtsi, Ukraine

Computer Simulation of Temperature Effect on Human Biological Tissue in the Treatment of Obesity

This study developed a physical, mathematical, and computational model of temperature effect on human biological tissue in the treatment of obesity. Temperature distributions in different layers of biological tissue during cooling were determined. The obtained results allow us to predict the depth of biological tissue freezing and the maximum cooling effect during cryomassage and cryodestruction.

Keywords: thermoelectric cooling, computer simulation, biological tissue, temperature effect, obesity, cryodestruction.