

DOI: 10.63527/1607-8829-2025-2-85-96

Кобилянський Р.Р.<sup>1,2</sup> (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),  
Лисько В.В.<sup>1,2</sup> (<https://orcid.org/0000-0001-7994-6795>),  
Федорів Р.В.<sup>1</sup> (<https://orcid.org/0009-0005-4487-9365>),  
Івашук О.І.<sup>3</sup> (<https://orcid.org/0000-0003-1747-2648>),  
Бодяка В.Ю.<sup>3</sup> (<https://orcid.org/0000-0003-1422-6652>),  
Малишевський І.О.<sup>4</sup> (<https://orcid.org/0009-0007-5831-8256>)

<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;

<sup>3</sup>Буковинський державний медичний університет,  
Театральна площа, 2, Чернівці, 58002, Україна;

<sup>4</sup>ОКНП «Буковинський клінічний онкологічний центр», Чернівці, Україна

Автор-кореспондент: Кобилянський Р.Р., e-mail: [romakobylianskyi@ukr.net](mailto:romakobylianskyi@ukr.net)

## Комп'ютерне моделювання циклічного температурного впливу на біологічну тканину при деструкції онкологічних новоутворень

---

*Наведено результати комп'ютерного моделювання температурного впливу на біологічну тканину з онкологічним новоутворенням у режимах охолодження, нагріву, а також їх циклічної зміни. Побудовано фізичну, математичну і комп'ютерну моделі біологічної тканини з онкологічним новоутворенням із врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу. Досліджено зміну з часом розподілів температури у біологічній тканині з онкологічним новоутворенням та робочому інструменті в залежності від геометрії робочого інструменту та його температури. Проведено комп'ютерну оптимізацію робочого інструменту та розроблено конструкцію термоелектричного приладу для деструкції онкологічних новоутворень.*

**Ключові слова:** термоелектричний прилад, кріодеструкція, гіпертермія, циклічний температурний вплив, комп'ютерне моделювання, біологічна тканина, пухлина, охолодження, нагрів.

---

**Цитування:** Кобилянський Р.Р., Лисько В.В., Федорів Р.В., Івашук О.І., Бодяка В.Ю., Малишевський І.О. (2025). Комп'ютерне моделювання циклічного температурного впливу на біологічну тканину при деструкції онкологічних новоутворень. *Термоелектрика*, (2), 85–96. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2025-2-85-96>

## Вступ

Онкологічні хвороби продовжують залишатися однією з основних причин смертності у світі, що стимулює розробку нових методів їх лікування [1, 2]. Одним із перспективних напрямів є використання термоелектричних приладів для локальної деструкції онкологічних новоутворень [3–6]. Такі прилади дозволяють здійснювати як охолодження, так і нагрів патологічної ділянки, що відкриває широкі можливості для підвищення ефективності лікування шляхом поєднання кріодеструкції та гіпертермії.

Кріодеструкція передбачає глибоке охолодження тканин, до  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$ , що спричиняє необоротні ушкодження клітинних структур [7–10]. Сучасні методи реалізуються за допомогою кріоінструментів, що переважно використовують рідкий азот [11, 12], який має низку обмежень, включаючи складність забезпечення стабільної температури, ризику небажаного пошкодження здорової біологічної тканини, а також логістичні труднощі. Термоелектричні системи дозволяють здійснювати точне керування температурою за заданою циклограмою, є простими, надійними та безпечними у використанні [13–17].

Для ефективної кріодеструкції необхідно забезпечити відповідний температурний режим [18]. При зниженні температури до  $-5\text{ }^{\circ}\text{C}$  у позаклітинному просторі розпочинається процес кристалоутворення, а при  $-15\text{ }^{\circ}\text{C}$  формується інтрацелюлярний лід, що призводить до загибелі клітин. Оптимальна швидкість охолодження становить  $(40\text{--}50)\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{хв}$ , тоді як надшвидке заморожування ( $>100\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{хв}$ ) призводить до формування аморфного льоду, що не викликає клітинної деструкції. Важливим є також режим відтавання: найкращі результати досягаються при швидкості  $(10\text{--}12)\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{хв}$ . Використання багаторазових циклів заморожування-відтавання дозволяє мінімізувати пошкодження здорових тканин та підвищити ефективність терапії.

Гіпертермія є альтернативним методом деструкції атипичних клітин шляхом контрольованого перегріву до  $(+43\text{ }^{\circ}\text{C})$ , що призводить до вибіркового пошкодження ракових клітин через нижчу ефективність їх тепловідведення [19–21]. Крім того, гіпертермія посилює дію хіміотерапевтичних агентів та променевої терапії, що робить її ефективним доповненням до комплексного лікування.

Перспективним в онкологічній терапії є поєднання цих двох варіантів температурного впливу на онкологічне новоутворення. Це дозволяє комплексно впливати на уражені клітини: кріодеструкція спричиняє їх механічне пошкодження через утворення льоду, а гіпертермія підсилює метаболічний стрес, підвищуючи чутливість до лікування. Використання для цього термоелектричних приладів забезпечує обидва режими роботи, охолодження та нагрів, з точним контролем температурних параметрів, мінімізуючи ризики пошкодження здорових тканин. Завдяки можливості гнучкого регулювання температури такі пристрої відкривають нові можливості для персоналізованої терапії онкологічних захворювань.

Тому *метою роботи* є комп'ютерне проектування та оптимізація термоелектричного приладу для циклічного температурного впливу на біологічну тканину при деструкції онкологічних новоутворень.

## 1. Фізична, математична та комп'ютерна моделі приладу

Конструктивно прилад складається з робочого інструменту, який оточений ізоляцією, двох термоелектричних модулів, на гарячій стороні яких встановлено рідинні теплообмінники, циркуляційного насосу, що прокачує воду по каналах, вентилятора та рідинно-повітряного теплообмінника, які охолоджують прокачувану рідину (рис. 1). Оскільки для деструкції необхідне досягнення якомога нижчих значень температури, то доцільно використовувати багатокаскадні термоелектричні модулі, що характеризуються підвищеним перепадом температури  $\Delta T_{\max}$ .

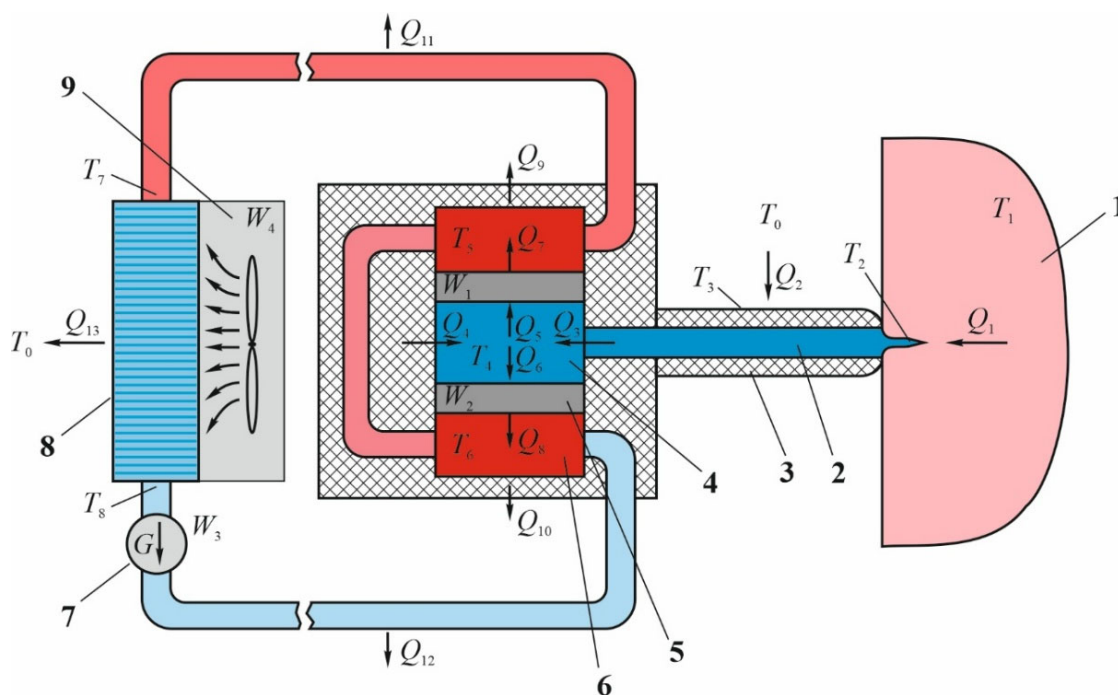


Рис. 1. Фізична модель термоелектричного приладу для деструкції онкологічних новоутворень (в режимі охолодження): 1 – біологічна тканина; 2 – робочий інструмент приладу; 3 – теплова ізоляція робочого інструменту; 4 – холодний теплообмінник; 5 – термоелектричні модулі; 6 – рідинні теплообмінники; 7 – циркуляційний насос; 8 – рідинно-повітряний теплообмінник; 9 – вентилятор

На рис. 1 наведено фізичну модель термоелектричного приладу для деструкції онкологічних новоутворень в режимі охолодження. Тут:  $Q_1$  – тепловий потік з біологічної станини;  $Q_2$  – теплообмін робочого інструменту з оточуючим середовищем через бічну поверхню;  $Q_3$  – тепловий потік від робочого інструменту приладу до холодного теплообмінника, що контактує з термоелектричними модулями;  $Q_4$  – натікання тепла до холодного теплообмінника з оточуючого середовища через теплову ізоляцію приладу;  $Q_5$ ,  $Q_6$  – теплові потоки, що відводяться термоелектричними модулями від холодного теплообмінника;  $Q_7$ ,  $Q_8$  – теплові потоки, що відводяться від термоелектричних модулів рідинною системою теплообміну;  $Q_9$ ,  $Q_{10}$  – теплообмін приладу з оточуючим середовищем через теплову ізоляцію;  $Q_{11}$ ,  $Q_{12}$  – теплообмін шлангів для прокачування рідини з оточуючим середовищем;  $Q_{13}$  – тепловий потік, що

відводиться до оточуючого середовища рідинно-повітряним теплообмінником;  $T_0$  – температура оточуючого середовища;  $T_1$  – температура всередині біологічної тканини;  $T_2$  – температура вістря робочого інструменту;  $T_3$  – температура бічної поверхні робочого інструменту;  $T_4$  – температура холодного теплообмінника;  $T_5, T_6$  – температури гарячих рідинних теплообмінників;  $T_7, T_8$  – температури на вході та виході рідинно-повітряного теплообмінника.

У випадку використання режиму нагріву, для чого необхідно змінити полярність електричного струму через термоелектричні модулі, напрями теплових потоків, наведених на рис. 1, зміняться на протилежні.

Для знаходження розподілів температури в конструктивних елементах приладу для деструкції пухлин та в самій пухлині використано модуль Bioheat Transfer платформи Comsol Multiphysics, що дозволяє проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічних тканинах з врахуванням кровообігу та метаболізму [22–30]. Рівняння теплообміну в біологічній тканині в цьому випадку має вигляд:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-\kappa \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{\text{met}}, \quad (1)$$

де:  $\rho_b$  – густина крові ( $\text{кг}/\text{м}^3$ );

$C_b$  – питома теплоємність крові ( $\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$ );

$\omega_b$  – рівень перфузії крові ( $1/\text{с}$ ), що в цьому випадку означає  $(\text{м}^3/\text{с})/\text{м}^3$ , і описує об'єм крові на секунду, що протікає через одиницю об'єму тканини;

$T_b$  – температура артеріальної крові ( $\text{К}$ ), рівна  $310.15 \text{ К}$ ;

$Q_{\text{met}}$  – джерело тепла від метаболізму ( $\text{Вт}/\text{м}^3$ ).

Модель представляє собою об'єм біологічної тканини з ізотропними тепловими властивостями. Всередині тканини розміщено голку з матеріалу з високою теплопровідністю, закріплену на стержні з того ж матеріалу. Стержень оточено тепловою ізоляцією, що знаходиться в стані теплообміну з оточуючим середовищем. Температура на кінці стержня задана.

Гранична умова в області, далеко віддаленій від зонда, де температура повинна бути такою, як температура тіла –  $37 \text{ }^\circ\text{C}$ . У процесі заморожування клітини будуть проходити зміну фази в точці замерзання, при цьому матимуть місце втрати прихованої теплоти фазового переходу і температура в цих клітинах не змінюватиметься. Фазовий перехід в біологічних клітинах відбувається при температурі від  $-1$  до  $-8 \text{ }^\circ\text{C}$ . Властивості тканини, використані при комп'ютерному моделюванні, наведені в таблиці 2.

В інтервалі температур  $-1 \div -8 \text{ }^\circ\text{C}$ , коли клітини заморожуються, поглинається прихована теплота фазового переходу, що може бути змодельоване додаванням відповідної величини до теплоємності.

При заморожуванні біологічної тканини відбувається звуження судин в капілярах до заморожування всієї крові в капілярах, і значення  $\omega_b$  прямує до нуля. Крім того, клітини не зможуть генерувати метаболічне тепло при заморожуванні і  $Q_{\text{met}}$  буде рівним нулю при температурі нижчій нуля.

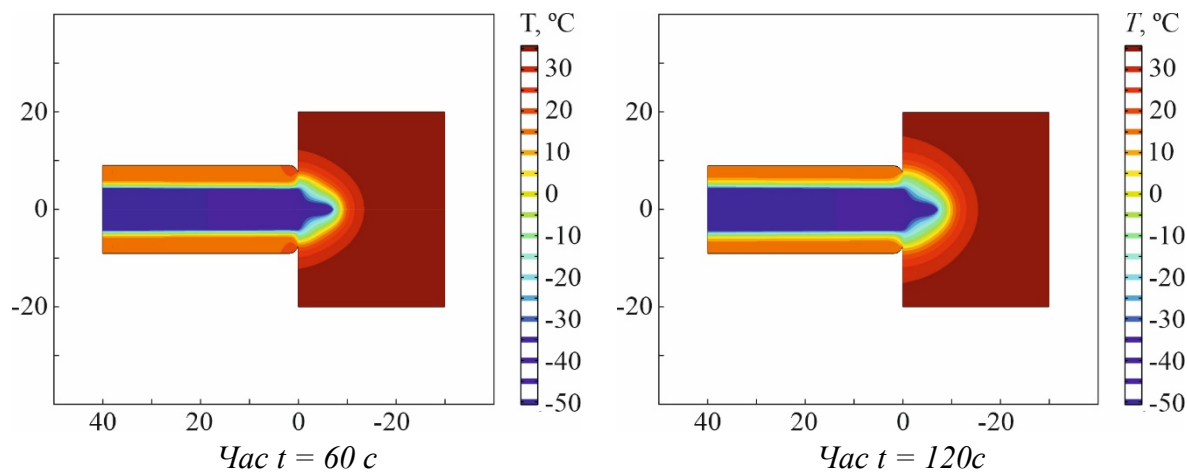
Таблиця 2

Властивості біологічної тканини [25–30]

Найменування параметру	Одиниці вимірювання	Значення параметру
Теплоємність замороженої тканини	МДж/м <sup>3</sup> °С	1.8
Теплоємність розмороженої тканини	МДж/м <sup>3</sup> °С	3.6
Теплоємність крові	МДж/м <sup>3</sup> °С	3.6
Теплопровідність розмороженої тканини	Вт/м <sup>3</sup> °С	0.5
Теплопровідність замороженої тканини	Вт/м <sup>3</sup> °С	2
Прихована теплота фазового переходу	МДж/м <sup>3</sup>	250
Температура тіла	°С	37
Нижня температура фазового переходу	°С	-8
Верхня температура фазового переходу	°С	-1
Перфузія крові в здоровій тканині	мл/с/мл	0.0005
Перфузія крові в пухлині	мл/с/мл	0.002
Метаболізм в нормальній тканині	Вт/м <sup>3</sup>	4200
Метаболізм в пухлині	Вт/м <sup>3</sup>	42000

## 2. Результати комп'ютерного моделювання

Для дослідження виходу системи в стаціонарний режим, а також циклічної зміни температури робочого інструменту проведено комп'ютерне моделювання нестационарного режиму роботи приладу. На рис. 2–4 представлено зміну розподілів температури в робочому інструменті та біологічній тканині з часом для режимів охолодження та нагріву. Показані розподіли отримані для випадку робочого інструменту з наступними геометричними розмірами: діаметр стержня 8 мм, довжина стержня 40 мм, товщина ізоляції 5 мм, довжина голки 7 мм, діаметр голки 2 мм.



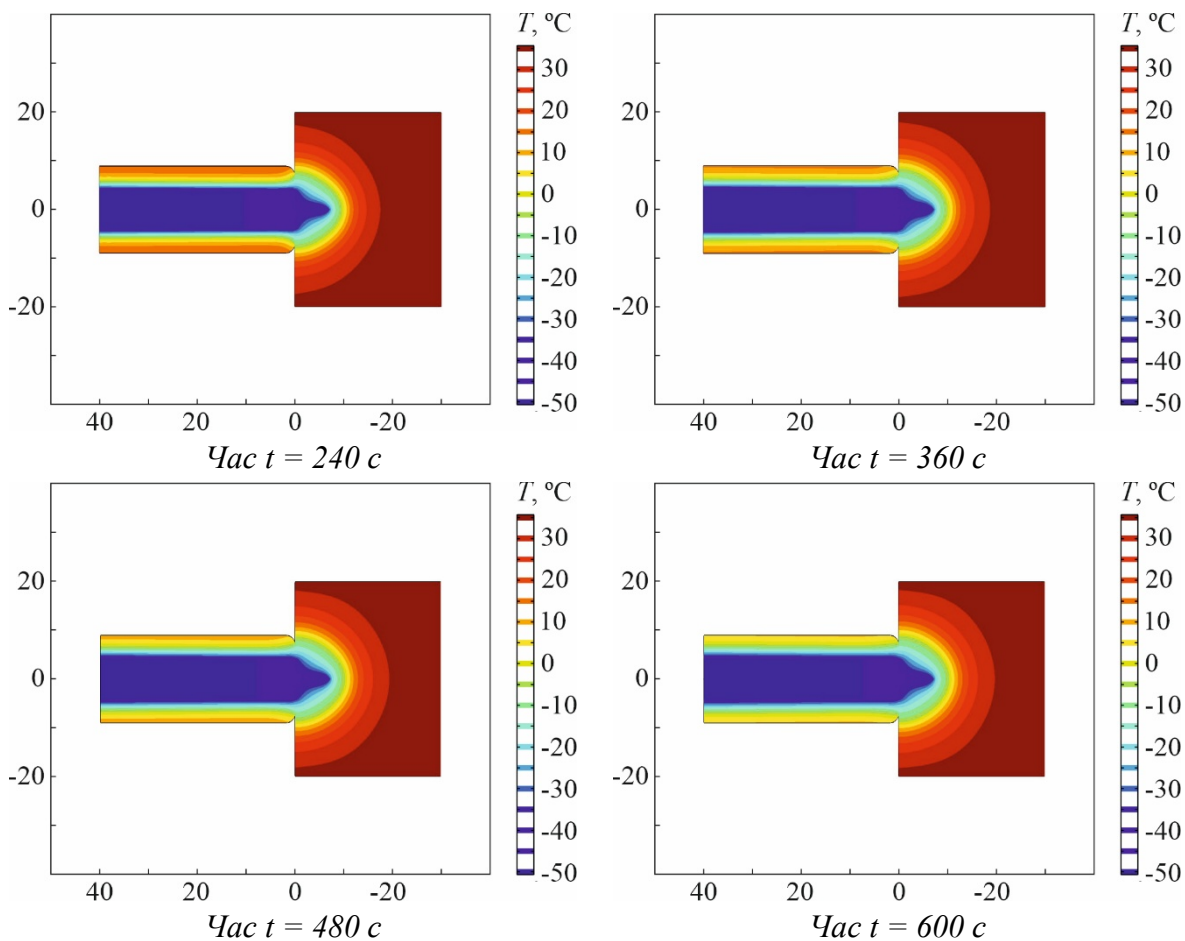


Рис. 2. Динаміка зміни розподілу температур біологічної тканини під дією приладу для деструкції онкологічних новоутворень у режимі охолодження

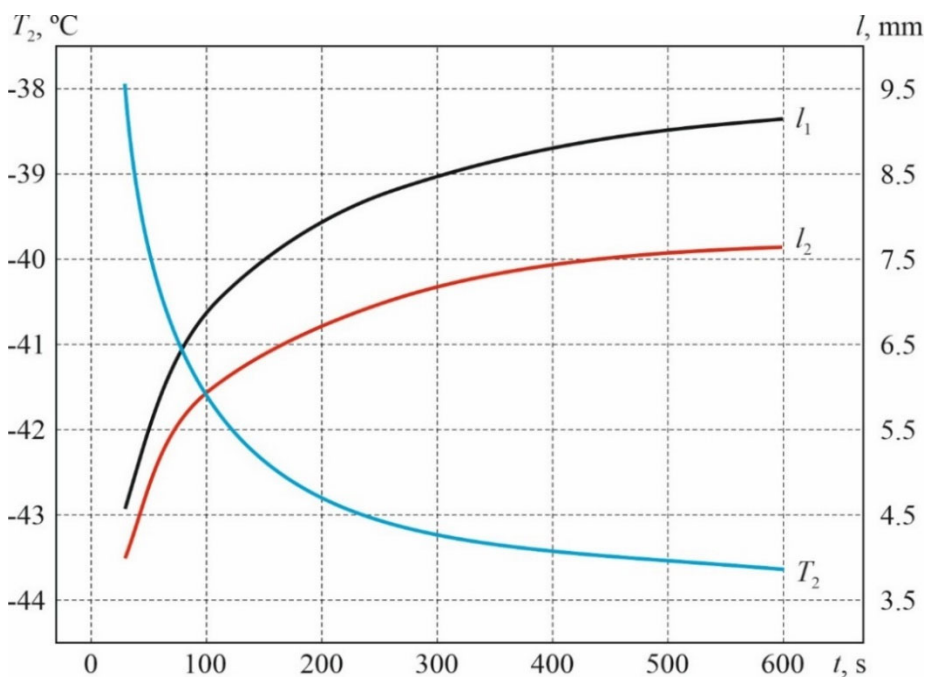


Рис. 3. Залежності температури голки ( $T_2$ ) та глибини промерзання ( $l_1$  – відстань до ізотерми з температурою  $-1^\circ\text{C}$ ,  $l_2$  – відстань до ізотерми з температурою  $-8^\circ\text{C}$ ) від часу

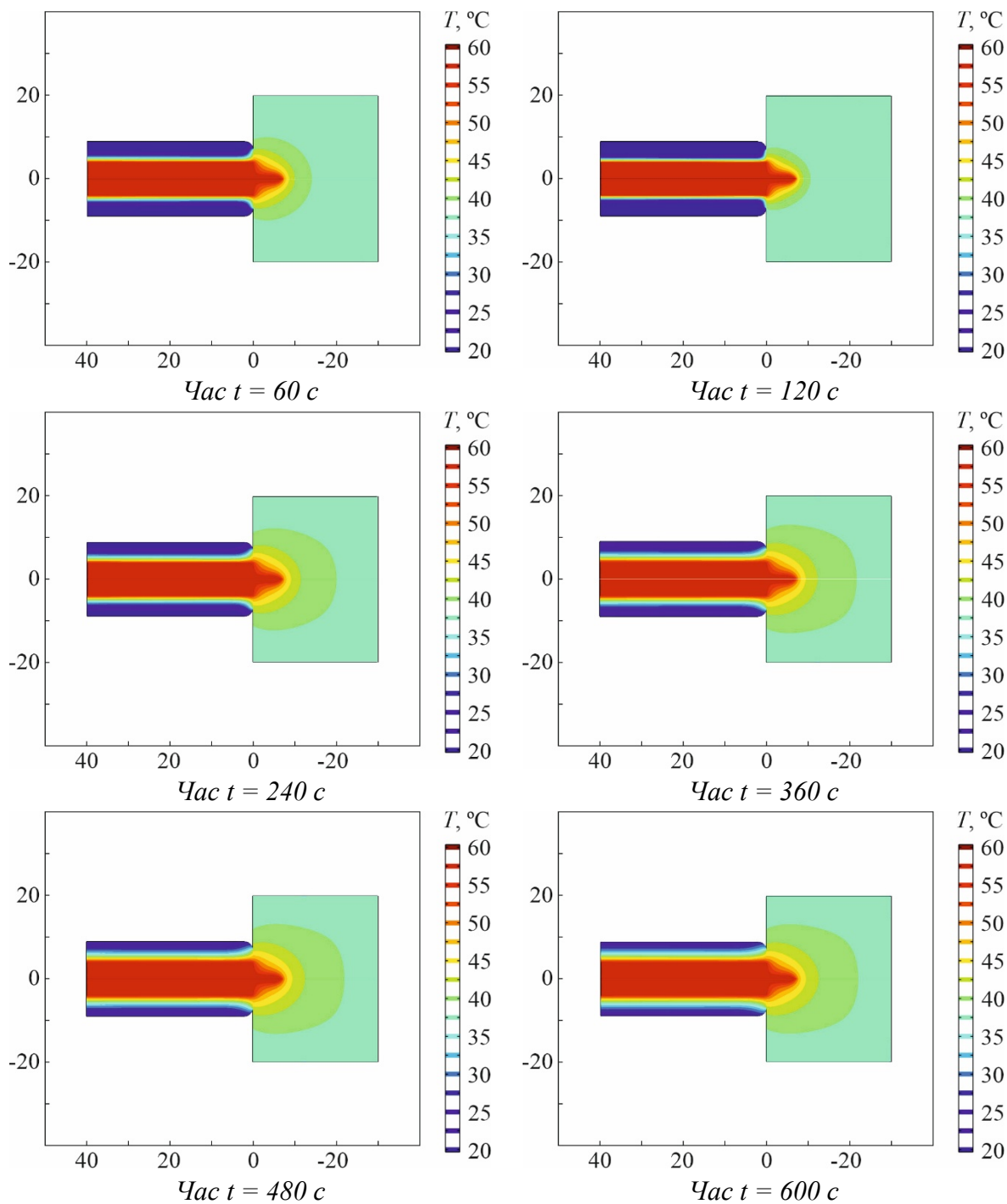


Рис. 4. Динаміка зміни розподілу температур біологічної тканини під дією приладу для деструкції онкологічних новоутворень у режимі нагріву

На рис. 5 показано зміну з часом температури в точці у біологічній тканині, віддаленій від центра голки на відстань 5 мм. Показані залежності отримані для випадку робочого інструменту з наступними геометричними розмірами: діаметр стержня 8 мм, довжина стержня 40 мм, товщина ізоляції 5 мм, довжина голки 7 мм, діаметр голки 2 мм.

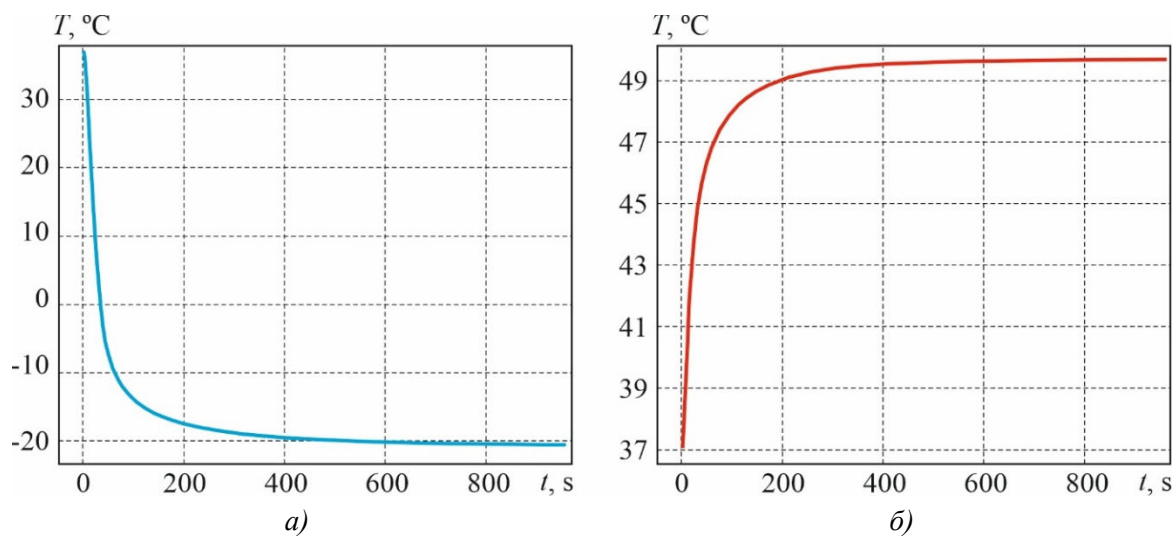


Рис. 5. Часова залежність температури пухлини в точці на відстані 5 мм від центра голки: а – режим охолодження; б – режим нагріву

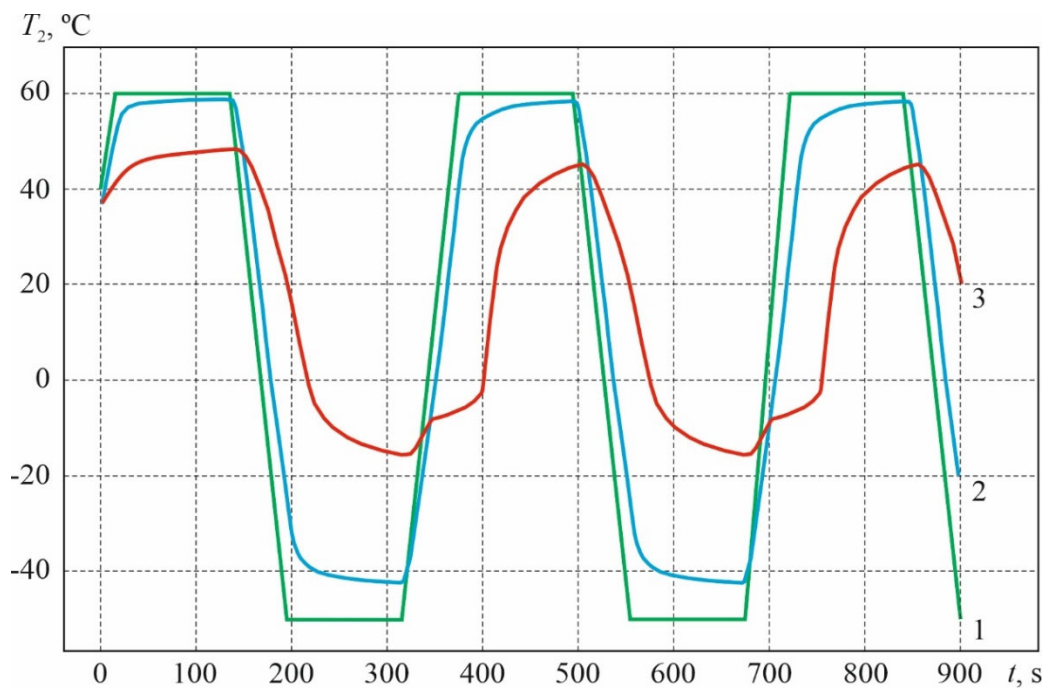


Рис. 6. Циклічна дія охолодження та нагріву на пухлину. 1, 2, 3 – часові залежності температури на холодних сторонах термоелектричних модулів, голці та в пухлині на відстані 5 мм від центра голки

На рис. 6 показано приклад часових залежностей температури на холодних сторонах термоелектричних модулів (крива 1), голці (крива 2) та в пухлині на відстані 5 мм від центра голки (крива 3) при циклічній дії охолодження та нагріву.

Таким чином, можна зробити висновок, що за допомогою запропонованої конструкції приладу для деструкції онкологічних новоутворень можна реалізувати циклічний вплив температури, а створена комп'ютерна модель дозволяє прогнозувати

результати температурного впливу на біологічну тканину і підбирати конструкцію під конкретну методику лікування.

На основі проведених розрахунків розроблено конструкцію термоелектричного приладу, зовнішній вигляд якої показано на рис. 7. Прилад містить: мідний стержень 2, мідну пластину 6, яка розміщена між двома термоелектричними модулями охолодження 5, 7 та двома рідинними теплообмінниками 4, 8.

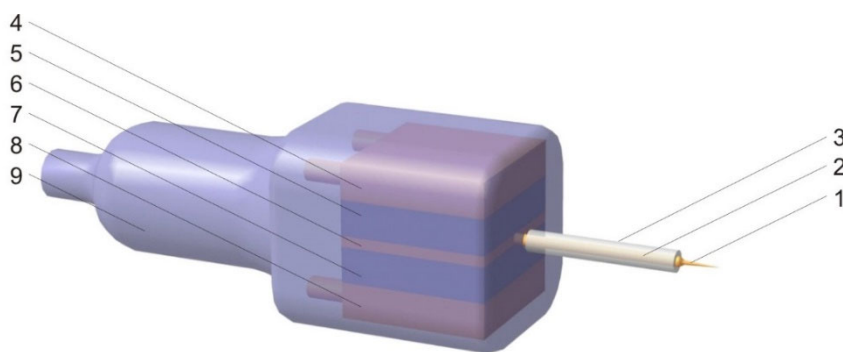


Рис. 7. Конструкція термоелектричного приладу для деструкції онкологічних новоутворень:  
1 – охолоджуюча голка; 2 – мідний стержень; 3 – термоізоляція;  
4, 8 – рідинні теплообмінники, 5, 7 – двокаскадні термоелектричні модулі охолодження;  
6 – холодний теплообмінник – мідна пластина; 9 – корпус приладу

## Висновки

1. Побудовано фізичну модель термоелектричного приладу для локального циклічного температурного впливу на біологічну тканину при деструкції онкологічних новоутворень. Розроблено методику комп'ютерного розрахунку такого температурного впливу, що дозволяє отримувати часові залежності розподілів температур всередині біологічної тканини та прогнозувати межу деструкції у певний момент часу.
2. Досліджено зміну з часом розподілів температури у біологічній тканині з онкологічним новоутворенням та робочому інструменті у режимах охолодження та нагріву, проведено комп'ютерну оптимізацію робочого інструменту.
3. Показано, що за допомогою запропонованої конструкції робочого інструменту для деструкції онкологічних новоутворень можна реалізувати циклічний вплив температури на пухлину в інтервалі температур робочого інструменту від +50 до -40 °С.

## Інформація про авторів

Кобилянський Р.Р. – Кандидат фізико-математичних наук, завідувач кафедри термоелектрики та медичної фізики.

Лисько В.В. – Кандидат фізико-математичних наук, виконував обов'язків директора Інституту термоелектрики.

Федорів Р.В. – Аспірант.

Іващук О.І. – Доктор медичних наук, професор.

Бодяка В.Ю. – Доктор медичних наук, професор.

Малишевський І.О. – Генеральний директор Буковинського клінічного онкологічного центру.

## Література

1. Wu Z., Xia F. & Lin R. (2024). Global burden of cancer and associated risk factors in 204 countries and territories, 1980–2021: a systematic analysis for the GBD 2021. *J Hematol Oncol* 17, 119. <https://doi.org/10.1186/s13045-024-01640-8>
2. Bray F., et al. (2018). Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 394–424.
3. Kobylanskyi R., Ivashchuk O., Bodiaka V. & Fedoriv R. (2025). Computer Optimization of the Working Tool for a Thermoelectric Cryodestruction Device. *Journal of Thermoelectricity*, 1, 81–100. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2025-1-81-100>
4. Kobylanskyi R., Vikhor L., Fedoriv R. & Izvak Y. (2024). Design of a multi-stage thermoelectric cooler for a human heart ablation device. *Journal of Thermoelectricity*, 4, 5–13. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2024-4-5-13>
5. Kobylanskyi R., Kobylanska A. & Fedoriv R. (2024). Computer simulation of temperature distributions in the human heart during cryoablation. *Journal of Thermoelectricity*, 3, 25–35. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2024-3-25-35>
6. Anatyshchuk L., Kobylanskyi R., Fedoriv R. & Konstantynovych I. (2023). On the prospects of using thermoelectric cooling for the treatment of cardiac arrhythmia. *Journal of Thermoelectricity*, 2, 5–17. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2023-2-5-17>
7. Shrestha S., et al. (2020). Cryosurgery for cancer: Current status and future perspectives. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 1–10.
8. Gage A.A. (1992). Cryosurgery in the treatment of cancer. *Surgery, gynecology & obstetrics*, 174(1), 73–92.
9. Gage A.A., & Baust J.G. (2004). Cryosurgery for tumors - a clinical overview. *Technology in cancer research & treatment*, 3(2), 187–199. <https://doi.org/10.1177/153303460400300212>
10. Kwak K., Yu, B., Lewandowski R. J., & Kim D. H. (2022). Recent progress in cryoablation cancer therapy and nanoparticles mediated cryoablation. *Theranostics*, 12(5), 2175–2204. <https://doi.org/10.7150/thno.67530>
11. Chang D., Mohan P., Amin A., Garcia-Buitrago M., Rodriguez J., & Peadar R. (2020). Liquid Nitrogen-Based Cryoablation in In Vivo Porcine Tissue: A Pilot Study. *Asian Pacific journal of cancer prevention: APJCP*, 21(10), 3069–3075. <https://doi.org/10.31557/APJCP.2020.21.10.3069>
12. Moulin B., Kammoun T., Audoual R., Droupy S., Servois V., Meria P., Beregi J. & Frandon J. (2023). Single-Probe Percutaneous Cryoablation with Liquid Nitrogen for the Treatment of T1a Renal Tumors. *Cancers*, 15(21), 5192. <https://doi.org/10.3390/cancers15215192>

13. Anatyshuk L.I. *Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric power converters*. Kyiv, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity. 2003.
14. Anatyshuk L.I. *Thermoelectricity. Vol. 1. Physics of Thermoelectricity*. Kyiv-Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity. 1998. – 376 p.
15. Riffat S.B., & Ma X. (2003). Thermoelectrics: A review of present and potential applications. *Applied Thermal Engineering*, 23(8), 913–935.  
[https://doi.org/10.1016/S1359-4311\(03\)00012-7](https://doi.org/10.1016/S1359-4311(03)00012-7)
16. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Zvarych O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. *Journal of Thermoelectricity*, 3, 65 – 74.
17. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Konstantinovich I.A., Lys'ko V.V., Puhantseva O.V., Rozver Y.Y., Tiumentsev V.A. (2016). Calibration bench for thermoelectric converters of heat flux. *Journal of Thermoelectricity*, 5, 65 – 72.
18. Yiu W.K., Basco M.T., Aruny J.E., Cheng S.W., & Sumpio B.E. (2007). Cryosurgery: A review. *The International journal of angiology: official publication of the International College of Angiology, Inc*, 16(1), 1–6. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1278235>
19. Crezee J., Franken N.A.P., & Oei A.L. (2021). Hyperthermia-Based Anti-Cancer Treatments. *Cancers*, 13(6), 1240. <https://doi.org/10.3390/cancers13061240>
20. Kok H.P., Cressman E.N.K., Ceelen W., Brace C.L., Ivkov R., Grüll H., ter Haar, G., & Crezee J. (2020). Heating technology for malignant tumors: a review. *International Journal of Hyperthermia*, 37(1), 711–741. <https://doi.org/10.1080/02656736.2020.1779357>
21. Oei A.L., Kok H.P., Oei S.B., Horsman M.R., Stalpers L.J.A., Franken N.A.P., & Crezee J. (2020). Molecular and biological rationale of hyperthermia as radio- and chemosensitizer. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 163–164, 84–97.  
<https://doi.org/10.1016/j.addr.2020.01.003>
22. COMSOL Multiphysics, v. 6.0. [www.comsol.com](http://www.comsol.com). COMSOL AB, Stockholm, Sweden. 2021.
23. Pennes H.H. (1998). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. 1948. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 85(1), 5–34.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.1.5>
24. Incropera F.P., DeWitt D.P. (2007). *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*. Wiley, 1–997.
25. Xu F., Lu T. J., & Seffen K. A. (2008). Biothermomechanics of skin tissues. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 56 (5), 1852–1884.  
<https://doi.org/10.1016/j.jmps.2007.11.011>
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 (2), 183-192. <https://doi.org/10.1016/j.cryobiol.2004.12.007>
27. 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(8), 713–717.  
[https://doi.org/10.1016/S0305-4179\(02\)00104-3](https://doi.org/10.1016/S0305-4179(02)00104-3)

28. Cetingul M.P., & Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219–1222.
29. 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.
30. Filipoiu F., Bogdan A. I., & Carstea I.M. (2010). Computer-aided analysis of the heat transfers in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS International Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53–59.

Submitted: 30.05.2025

**R.R. Kobylanskyi**<sup>1,2</sup> (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),  
**V.V. Lysko**<sup>1,2</sup> (<https://orcid.org/0000-0001-7994-6795>),  
**R.V. Fedoriv**<sup>1</sup> (<https://orcid.org/0009-0005-4487-9365>),  
**O.I. Ivaschuk**<sup>3</sup> (<https://orcid.org/0000-0003-1747-2648>),  
**V.Yu. Bodiaka**<sup>3</sup> (<https://orcid.org/0000-0003-1422-6652>),  
**I.O. Malyshevskiy**<sup>4</sup> (<https://orcid.org/0009-0007-5831-8256>)

<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 Kotsiubynsky str., Chernivtsi, 58012, Ukraine;

<sup>3</sup>Bukovinian State Medical University,

2 Theater Square, Chernivtsi, 58002, Ukraine;

<sup>4</sup>Municipal Enterprise “Bukovinian Clinical Oncology Centre”, Chernivtsi, Ukraine

### **Computer Simulation of Cyclic Temperature Effect on Biological Tissue During the Destruction of Oncologic Tumors**

*The results of computer simulation of the temperature effect on biological tissue with oncologic neoplasms in cooling, heating modes, as well as their cyclic change are presented. A physical, mathematical, and computer model of biological tissue with oncologic neoplasms is constructed, with regard to thermophysical processes, blood circulation, heat exchange, metabolic processes, and phase transition. The change in temperature distributions over time in biological tissue with an oncologic neoplasm and a working tool depending on the geometry of the working tool and its temperature is studied. Computer optimization of the working tool is carried out and the design of a thermoelectric device for the destruction of oncologic neoplasms is developed.*

**Key words:** thermoelectric device, cryodestruction, hyperthermia, cyclic temperature effect, computer simulation, biological tissue, tumor, cooling, heating.

Submitted: 30.05.2025