
DOI: 10.63527/1607-8829-2025-1-81-100

Кобилянський Р.Р.^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),
Іващук О.І.³ (<https://orcid.org/0000-0003-1747-2648>),
Бодяка В.Ю.³ (<https://orcid.org/0000-0003-1422-6652>),
Федорів Р.В.¹ (<https://orcid.org/0009-0005-4487-9365>)

¹Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна;

²Інститут термоелектрики НАН та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

³Буковинський державний медичний університет,
Театральна площа, 2, Чернівці, 58002, Україна

Автор-кореспондент: Кобилянський Р.Р., e-mail: romakobylianskyi@ukr.net

Комп'ютерна оптимізація робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції

У роботі наведено результати комп'ютерного моделювання температурного впливу на біологічну тканину з онкологічним новоутворенням у режимі охолодження. Побудовано фізичну, математичну і комп'ютерну моделі біологічної тканини з онкологічним новоутворенням із врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу. Проведено комп'ютерну оптимізацію робочого інструменту та розрахунок системи тепловідводу термоелектричних модулів для термоелектричного приладу кріодеструкції. Визначено розподіли температури у біологічній тканині та охолоджуючому робочому інструменті. Отримані результати дають можливість визначати глибину промерзання біологічної тканини, зокрема онкологічного новоутворення, при заданому температурному впливі. Розроблено методичку комп'ютерного розрахунку температурного впливу на біологічні тканини, що дозволяє отримувати розподіли температур всередині біологічної тканини та прогнозувати глибину промерзання при проведенні кріодеструкції.

Ключові слова: термоелектрика, термоелектричний прилад, робочий інструмент, комп'ютерна оптимізація, комп'ютерне моделювання, кріодеструкція, температурний вплив, режим охолодження, розподіл температури, біологічна тканина, онкологічне новоутворення.

Цитування: Кобилянський Р.Р., Іващук О.І., Бодяка В.Ю., Федорів Р.В. (2025). Комп'ютерна оптимізація робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції. *Термоелектрика*, (1), 81–100. <https://doi.org/10.63527/1607-8829-2025-1-81-100>

Вступ

Сучасна термоелектрика є напрямком науки і техніки, який стрімко розвивається і знаходить все більш широке застосування. В основі термоелектричного перетворення енергії покладено термоелектричні явища [1–3], застосування яких дає можливість використовувати термоелектричні перетворювачі в різних галузях, зокрема у медицині. Важливе значення має підвищення якості термоелектричних матеріалів та модулів [4–8], які лежать в основі термоелектричної апаратури медичного призначення.

Згідно статистичних даних [9], щорічно у світі проводиться близько 310 мільйонів хірургічних операцій. Кожна з таких операцій є ризикованою, однак успішне її проведення дає людині шанс повернутись до нормального способу життя. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я (ВООЗ) близько 15 % усіх хірургічних операцій супроводжуються серйозними ускладненнями, крім того смертність під час операцій складає 1–4 %. Це означає, що щорічна глобальна смертність після хірургічних операцій становить близько 8 мільйонів пацієнтів та ставить великі хірургічні втручання в число основних причин смерті, поряд з серцево-судинними захворюваннями, інсультом, онкологією та травмами [10].

Відомо, що лікування за допомогою антибіотиків та інших лікарських препаратів не завжди є ефективним, оскільки організм людини має властивість звикати до деяких препаратів. Встановлено [11–19], що при дії низьких температур на уражену ділянку біологічної тканини гинуть всі патогенні мікроорганізми, а також те, що холод активізує імунну систему організму людини, мобілізує ендокринну і нейрогуморальну системи, забезпечує стійкість до стресів і перевантажень, покращує самопочуття і працездатність людини. Використання кріодеструкції дозволяє покращити результати лікування багатьох захворювань в таких областях медицини, як нейрохірургія, онкологія, гінекологія, урологія, проктологія, отоларингологія, офтальмологія, травматологія, рефлексотерапія, дерматологія, косметологія та ін. [20–31].

Як відомо, структури клітин різних біологічних об'єктів відрізняються один від одного вмістом води, співвідношенням біологічних елементів і електролітичним складом. Ці фізико-хімічні показники і визначають, головним чином, різні критичні температури. Як показує ряд експериментальних досліджень по визначенню життєдіяльності пухлинних клітин, при впливі $T_x = -15 \div -20$ °C рецидиви бувають у половини випадків, при $T_x = -30$ °C – у 20 %, а при $T_x = -45 \div -50$ °C спостерігається повна зупинка пухлинного росту [11–19]. Авторами [11] були проведені дослідження залежності коефіцієнта теплопровідності різних пухлин (гемангіома, меланома тощо) від температури. Встановлено, що в діапазоні температур від -20 до -18 °C цілком припиняються фазові переходи і відбувається зменшення значень теплопровідності біологічної тканини. Це обумовлено появою при заморожуванні в тканинах мікротріщин, що у свою чергу, приводить до збільшення теплового опору і зменшенню теплопровідності. У роботі [11] наведено залежності теплопровідності гемангіоми і меланоми різної морфологічної структури і локалізації від температури. Як видно, при рівній кількості води (76 %) значення теплопровідності різних типів гемангіом

неоднакові. Це говорить про те, що теплопровідність залежить від типу біологічної тканини, її локалізації та кількості вільної води.

Було показано, що криві теплопровідності в процесі заморожування і розмороження не збігаються (явище гістерезису), що пояснюється, імовірно, зміною теплового контакту "частка-лід" на контакт "лід-вода". Розбіжності в значеннях теплопровідності у процесі заморожування і розмороження в діапазоні температур від -20°C до 0°C складають близько 25 %. Тому можна вважати, що найбільш ефективними, щодо руйнування пухлинної тканини, є температури в інтервалі від -5°C до -50°C [11–19], що відповідає діапазону температур, у якому ефективні термоелектричні прилади.

Застосування кріодеструкції для лікування онкологічних захворювань дозволяє уникнути поширення метастазів при проведенні хірургічних операцій, зменшити крововтрати та забезпечити анестезуючий ефект. Однак, не дивлячись на очевидні успіхи, процес впровадження термоелектричних принципів одержання холоду в медицину ще надто далекий до завершення. Дослідження використання понижених температур при проведенні хірургічних операцій потребує всебічно глибокого вивчення особливостей протікання фізико-хімічних процесів в області кріодії у здорових і вражених біологічних тканинах, що є складною задачею, яка потребує створення точних фізичних і математичних моделей та застосування комп'ютерного моделювання.

Метою даної роботи є комп'ютерна оптимізація робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції та створення методики комп'ютерного моделювання, що дозволить прогнозувати результати локального температурного впливу на біологічну тканину при кріодеструкції онкологічних новоутворень.

1. Фізична, математична та комп'ютерна модель термоелектричного приладу для кріодеструкції

Прогнозування наслідків кріовпливу є багатофакторною задачею, яка з розвитком кріохірургічного методу лікування потребує простого і доступного способу прогнозування, заснованого на взаємозв'язку змінних параметрів, таких як температура, геометрія кріоінструменту, швидкості охолодження і часу його впливу та обсягу і структури біологічних тканин, які підлягають кріодеструкції.

Для вирішення таких задач використовують, як правило, метод аналітичного моделювання замороженої тканини.

Існує достатня кількість моделей, що описують процеси заморожування навколо кріоінструмента, які відрізняються різним ступенем складності [32–34]. Аналітичне моделювання оцінки розмірів зон заморожування має значення як спосіб аналізу й оптимізації ефективності кріодеструкції і як основа для розрахунку конструкцій кріоінструментів і систем глибокого охолодження кріохірургічної апаратури. Широта впровадження методів математичного прогнозування результатів кріовпливу буде залежати, насамперед, від вірогідності опису теплових процесів, що відбуваються при заморожуванні біологічних тканин і супроводжуваних фазових переходів.

З метою попереднього прогнозування результатів локального кріовпливу розроблено фізичну (рис. 1), математичну та комп'ютерну моделі (рис. 2) приладу для кріодеструкції злоякісних онкологічних новоутворень.

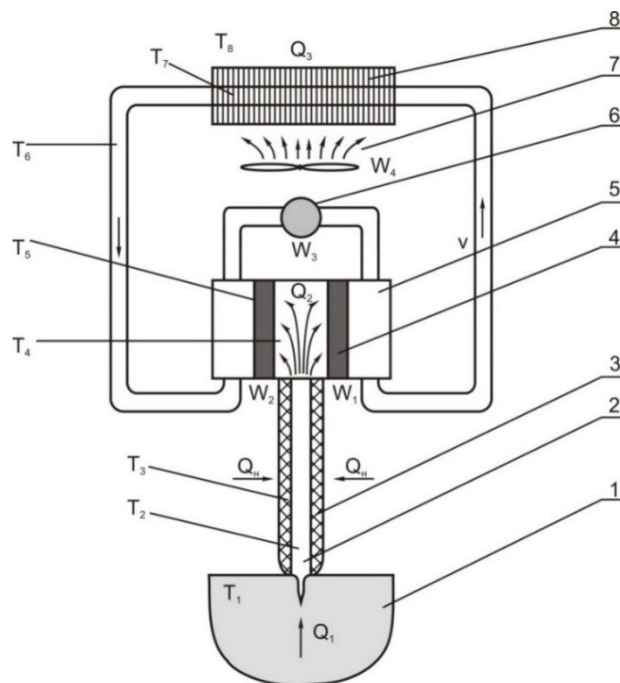


Рис. 1. Фізична модель термоелектричного приладу для деструкції онкологічних новоутворень: 1 – пухлина, 2 – робочий інструмент, 3 – ізоляція, 4 – двокаскадний термоелектричний модуль, 5 – рідинний теплообмінник, 6 – насос, 7 – вентилятор, 8 – рідинно-повітряний теплообмінник

Конструктивно прилад складається із робочого інструменту, який оточений ізоляцією, двох двокаскадних термоелектричних модулів, на гарячій стороні яких встановлено рідинні теплообмінники, насоса, який прокачує воду по каналах, вентилятора та рідинно-повітряного теплообмінника, який охолоджує прокачувану рідину. Оскільки для кріодеструкції необхідне досягнення якомога нижчих значень температури, то використовуються двокаскадні термоелектричні модулі АЛТЕК-011, що характеризуються підвищеним перепадом температури ΔT_{\max} .

Тепловий потік до термоелектричних модулів:

$$Q_2 = Q_1 + Q_H, \quad (1)$$

де Q_1 – тепловий потік з печінки, Q_H – натікання тепла через бічну поверхню робочого інструменту.

Тепловий потік після термоелектричних модулів:

$$Q_3 = Q_2 + W, \quad (2)$$

де W – потужність модулів.

Тепловий потік, що передається рідині з гарячої сторони термоелектричних модулів:

$$Q_4 = \alpha_4 S_4 (T_5 - T_6). \quad (3)$$

Тепловий потік, що передається рідинно-повітряному теплообміннику від рідини:

$$Q_5 = \alpha_5 S_5 (T_6 - T_7). \quad (4)$$

Тепловий потік, що передається від рідинно-повітряного теплообмінника в оточуюче середовище:

$$Q_6 = \alpha_6 S_6 (T_7 - T_8). \quad (5)$$

де $\alpha_4, \alpha_5, \alpha_6$ – коефіцієнти теплообміну, S_4, S_5, S_6 – площі поверхонь теплообміну.

Для знаходження розподілів температури в конструктивних елементах приладу для кріодеструкції пухлин та в самій пухлині використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [35], що дозволяє проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічних тканинах з врахуванням кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині в цьому випадку матиме вигляд [36]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-\kappa \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met}, \quad (6)$$

де: ρ_b – густина крові ($\text{кг}/\text{м}^3$), що рівна масі крові розділений на її об'єм;

C_b – питома теплоємність ($\text{Дж}/\text{кг}\cdot\text{К}$), що рівна величині теплової енергії, необхідної для створення одиничного перепаду температури в одиниці маси крові;

ω_b – швидкість кровообігу ($1/\text{с}$), 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 (К), рівна 310.15 К.

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

Сітка методу скінченних елементів, що використовується в комп'ютерній програмі Comsol Multiphysics зображена на рис. 2.

Комп'ютерна модель (рис. 2) представляє собою об'єм біологічної тканини з ізотропними тепловими властивостями. В середині біологічної 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, і рівна -50°C . Гранична умова в області, далеко віддаленій від зонда, де температура повинна бути такою як температура тіла 37°C . У процесі заморожування біологічна тканина буде проходити зміну фази в точці замерзання, при цьому матимуть місце втрати прихованої теплоти фазового переходу

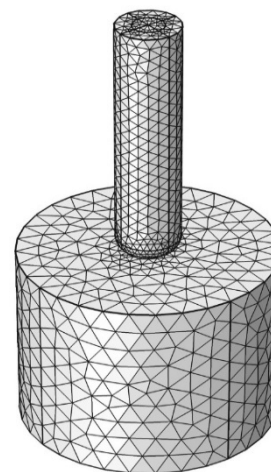


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів

і температура в біологічній тканині не змінюватиметься. Фазовий перехід у біологічних тканинах відбувається при температурі від -1 до -8°C . Властивості біологічної тканини в замороженому та розмороженому станах приведені в таблиці 1. В інтервалі температур $-1 \div -8^\circ\text{C}$, коли біологічна тканина заморожується, поглинається прихована теплота

фазового переходу, що може бути змодельоване додаванням відповідної величини до теплоємності [37–39]. Комп'ютерна модель біологічної тканини з онкологічним новоутворенням та робочого інструменту враховує теплофізичні процеси, кровообіг, теплообмін, процеси метаболізму та фазового переходу.

Таблиця 1

Властивості біологічної тканини в замороженому та розмороженому станах [40–46]

	Одиниці вимірювань	Значення
Теплоємність замороженої тканини	МДж/м ³ °С	1.8
Теплоємність розмороженої тканини	МДж/м ³ °С	3.6
Теплоємність крові	МДж/м ³ °С	3.6
Теплопровідність розмороженої тканини	Вт/м °С	0.5
Теплопровідність замороженої тканини	Вт/м °С	2
Прихована теплота	МДж/м ³	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 ³	4200
Метаболізм в пухлині	Вт/м ³	42000

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

2. Оптимізація робочого інструменту та розрахунок системи тепловідводу термоелектричних модулів

2.1. Розрахунок системи охолодження термоелектричних модулів

Важливою задачею при конструюванні термоелектричних пристроїв є вибір необхідного типу теплообмінника. За основний показник, який визначає область доцільного використання способу охолодження, приймається величина густини теплового потоку, що проходить через поверхню теплообмінника.

Другим показником, необхідним для вибору способу охолодження, є максимально допустимий перегрів елементів ΔT_c .

Ефективність того чи іншого типу теплообмінника визначається коефіцієнтом тепловіддачі, який приводиться для різних видів теплообміну та типу теплоносія:

- 1) вільна конвекція і випаровування 2 – 19 Вт/м² К
- 2) вимушена конвекція в газах 10 – 100 Вт/м² К
- 3) вільна конвекція у в'язких рідинах 200 – 300 Вт/м² К

Розглянемо розрахунок теплообмінника типу «тверде тіло-рідина».

Процес тепловіддачі при русі теплоносія в трубі (каналі) залежить від багатьох факторів. Ламінарний або турбулентний режим течії визначається числом Рейнольдса Re :

$$Re = \frac{ud}{\nu} \quad (7)$$

де u – середня (по перетину труби) швидкість рідини, d – внутрішній діаметр труби.

При $Re < Re_{rh1}=2300$ – течія є ламінарною (Re_{rh1} – нижнє критичне число Рейнольдса). При $Re < Re_{rh2} = 10000$ спостерігається розвинена турбулентна течія (Re_{rh2} – верхнє критичне число Рейнольдса). Числа Рейнольдса, що лежать в інтервалі $Re_{rh1} < Re < Re_{rh2}$, відповідають перехідному режиму течії, а також перехідному режимові тепловіддачі [47].

Навантажувальні характеристики термоелектричних модулів АЛТЕК-11, розроблених в Інституті термоелектрики НАН та МОН України, які характеризуються підвищеними значеннями максимального перепаду температур, показані на рис. 3 [48].

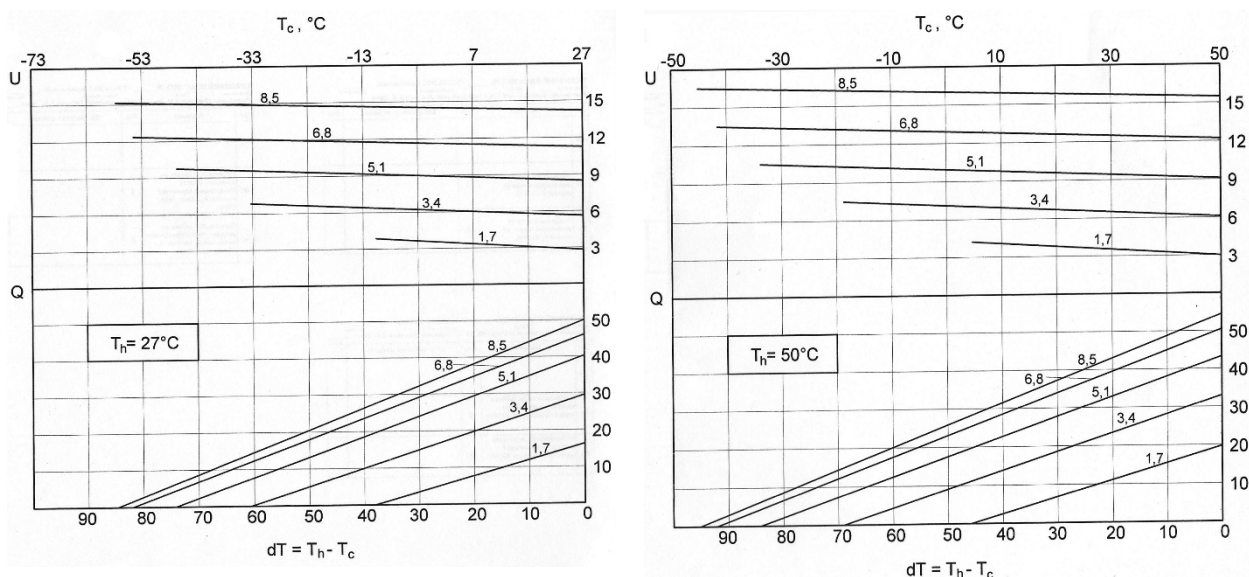


Рис. 3. Навантажувальні характеристики термоелектричних модулів АЛТЕК – 011

У випадку, коли температура навколишнього середовища становить $25\text{ }^{\circ}\text{C}$ і, користуючись радіатором з двома вентиляторами $120 \times 120 \text{ мм}^2$, можна очікувати перепад температури між радіатором та рідиною в $5 \div 10\text{ }^{\circ}\text{C}$ при потужності розсіювання в $200 \div 300 \text{ Вт}$. Таким чином, для двох термоелектричних модулів достатньо одного радіатора. Температура рідини складатиме $30\text{--}35\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Втрати температури на теплових контактах між термоелектричними модулями та рідинним теплообмінником, а також між термоелектричними модулями та мідною пластиною при використанні теплопровідної пасти КПТ-8 зі щільною $h = 0.5 \text{ мм}$ будуть:

$$\Delta T = \frac{140 \text{ W} \cdot 5 \cdot 10^{-5} \text{ м}}{0.5 \text{ W / mK} (40 \cdot 10^{-3})^2 \text{ м}^2} = 8.75\text{ }^{\circ}\text{C} \quad (8)$$

Якщо ж покращити щільність і розмір щілини довести до $h = 0.005 \text{ мм}$, то $\Delta T = 0.9\text{ }^{\circ}\text{C}$, тобто близько $2\text{ }^{\circ}\text{C}$ для двох таких теплопереходів.

До цих втрат необхідно додати також перепад температури між рідинним теплообмінником та рідиною, що залежатимуть від швидкості прокачування рідини.

Розраховано залежність температури холодної сторони термоелектричних модулів від натікання тепла з робочого інструменту та швидкості прокачування рідини в системі рідинних теплообмінників, виходячи з перепаду температури термоелектричних модулів АЛТЕК-011 для заданого натікання тепла (рис. 4, 5).

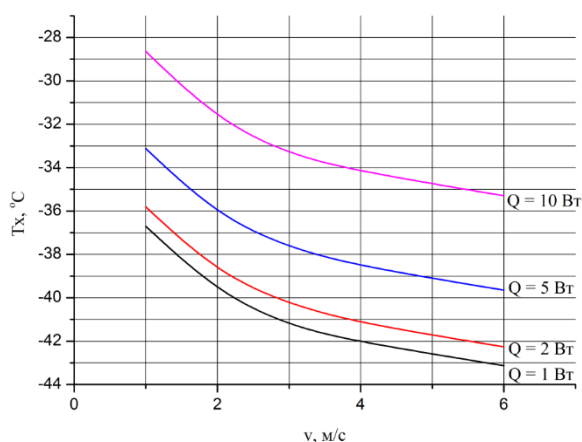


Рис. 4. Залежності температури холодної сторони термоелектричних модулів від натікання тепла з робочого інструменту

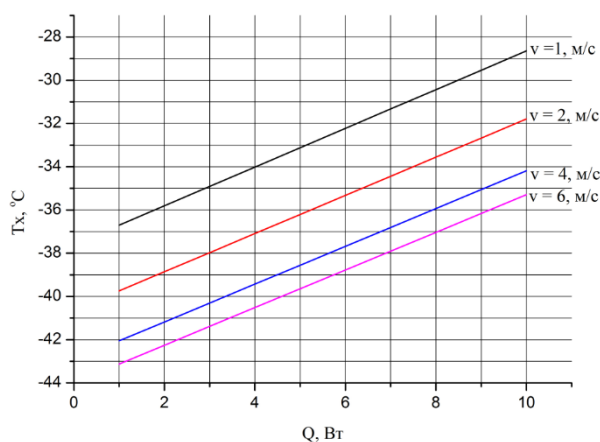


Рис. 5. Залежності температури холодної сторони термоелектричних модулів від швидкості прокачування рідини

Як показали дослідження, величина натікання складає 2 Вт, що дозволяє забезпечити температуру пластини порядку $-43 ^\circ\text{C}$.

2.2. Розрахунок конструкції робочого інструменту

Досліджено розподіли температури в робочому інструменті та пухлині для режимів нагріву та охолодження, що дало можливість провести оптимізацію робочого інструменту.

На рис. 6–7 показано типові розподіли температури та ізотермічні поверхні в режимі охолодження.

У режимі охолодження розподіли температури та ізотермічні поверхні отримані, виходячи з максимально можливих на практиці холодопродуктивності та перепадів температури, що дозволяє отримати двокаскадний термоелектричний модуль АЛТЕК-011.

Проведено оптимізацію робочого інструменту приладу. Визначено залежності глибини промерзання від діаметра та довжини робочого інструменту, залежності глибини промерзання і температури голки від товщини ізоляції робочого інструменту та залежності глибини промерзання і температури голки від діаметра голки.

На рис. 8 показано типовий розподіл температури в робочому інструменті та біологічній тканині в режимі охолодження. Для даного випадку: діаметр стержня – 8 мм, довжина стержня – 40 мм, товщина ізоляції – 5 мм, довжина голки – 7 мм, діаметр голки – 2 мм. Криві 1, 2 – ізотерми -1 та $-8 ^\circ\text{C}$ відповідно. Розподіл температури вздовж радіуса півсфери теплового впливу робочого інструменту приладу – лінії R, яку показано на рис. 8, приведено на рис. 9.

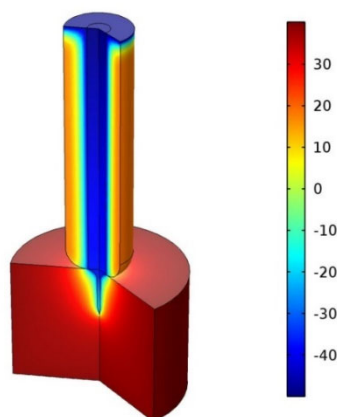


Рис. 6. Розподіл температури в робочому інструменті та пухлині в режимі охолодження

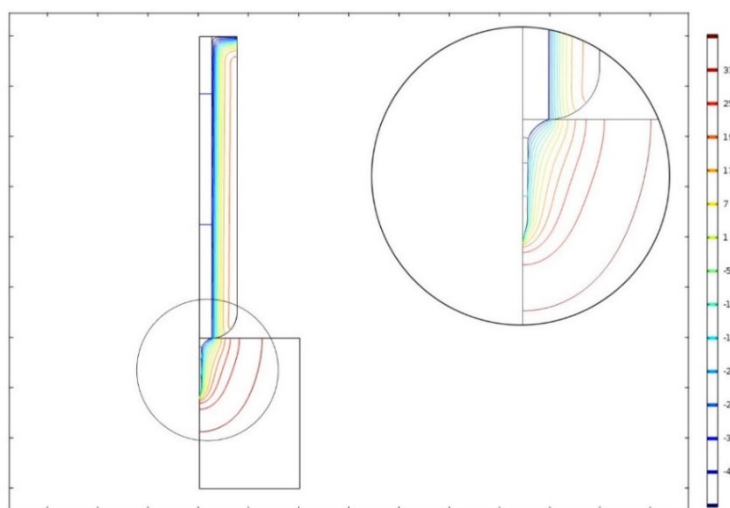


Рис. 7. Ізотермічні поверхні в робочому інструменті та пухлині в режимі охолодження

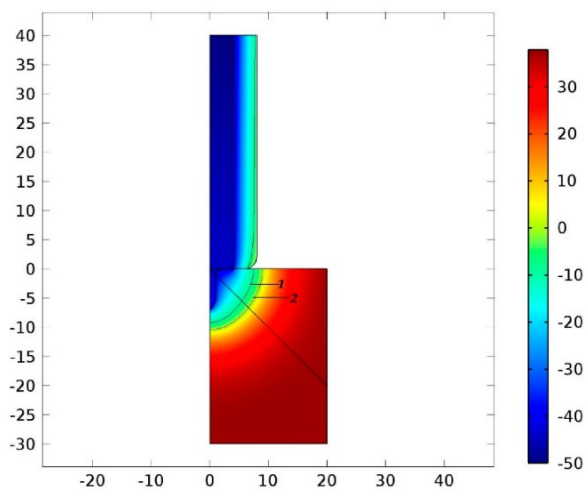


Рис. 8. Типовий розподіл температури в робочому інструменті та біологічній тканині в режимі охолодження

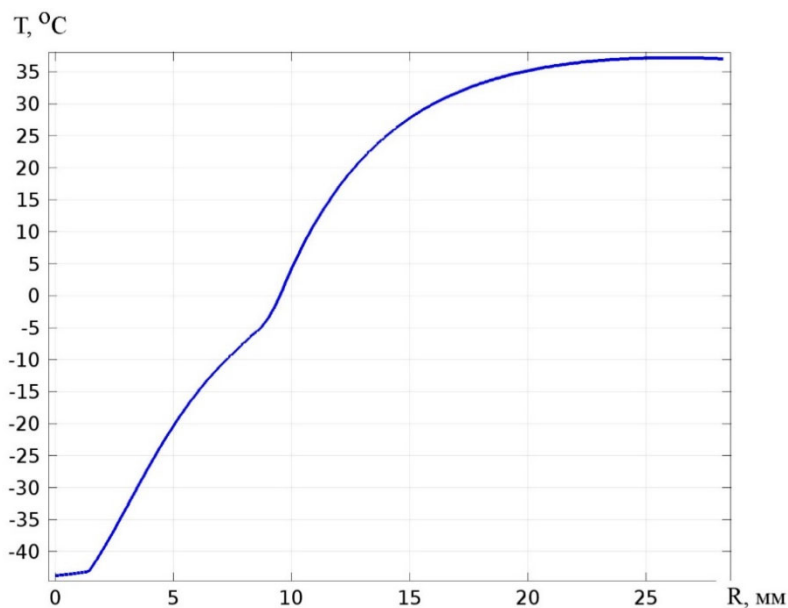


Рис. 9. Розподіл температури вздовж радіуса півсфери теплового впливу приладу для режиму охолодження

На рис. 10–14 показано залежності температури голки та глибини промерзання біологічної тканини від діаметра стержня при різних довжинах стержня. У таблиці 2 наведено величини температури голки, глибини промерзання, температури на відстані 5 мм від центру голки та теплового потоку з стержня для різних значень геометричних розмірів стержня. Товщина ізоляції $h_{iz} = 5$ мм, діаметр голки $d_2 = 2$ мм, довжина голки $h_2 = 7$ мм.

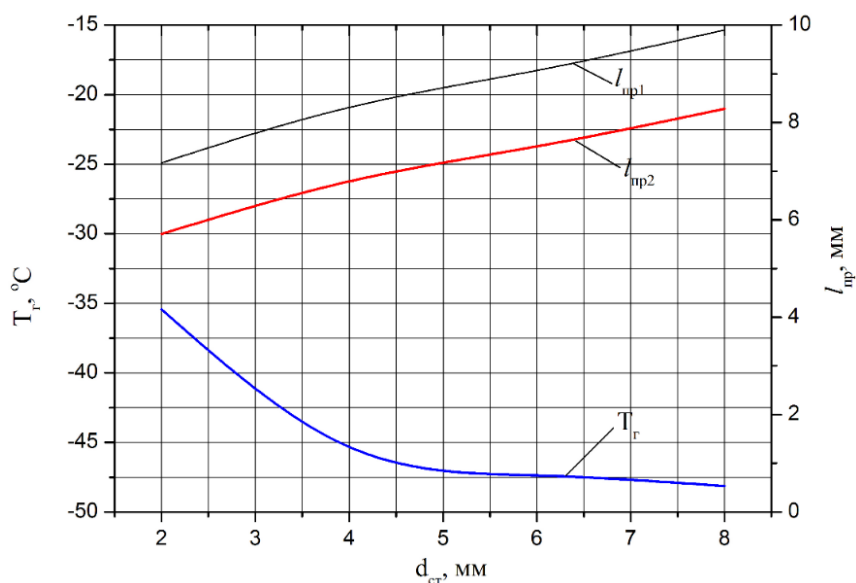


Рис. 10. Залежності температури голки (T_r) та глибини промерзання ($l_{пр1}$ – відстань до ізотерми з температурою -1°C , $l_{пр2}$ – відстань до ізотерми з температурою -8°C) від діаметра стержня (довжина стержня 10 мм)

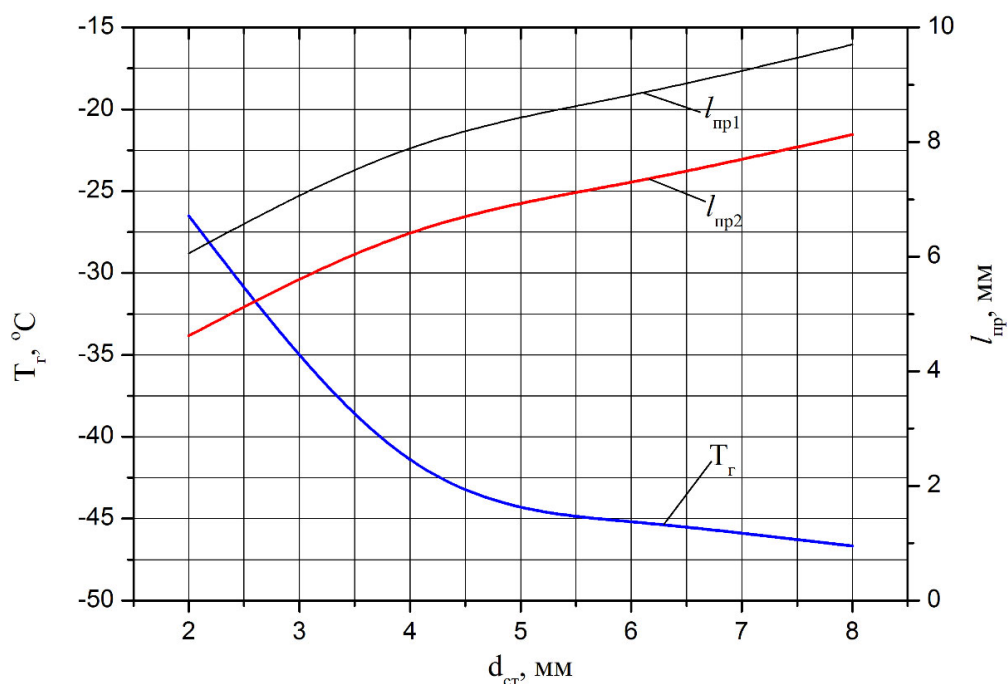


Рис. 11. Залежності температури голки (T_p) та глибини промерзання (l_{np1} – відстань до ізотерми з температурою -1°C , l_{np2} – відстань до ізотерми з температурою -8°C) від діаметра стержня (довжина стержня 20 мм)

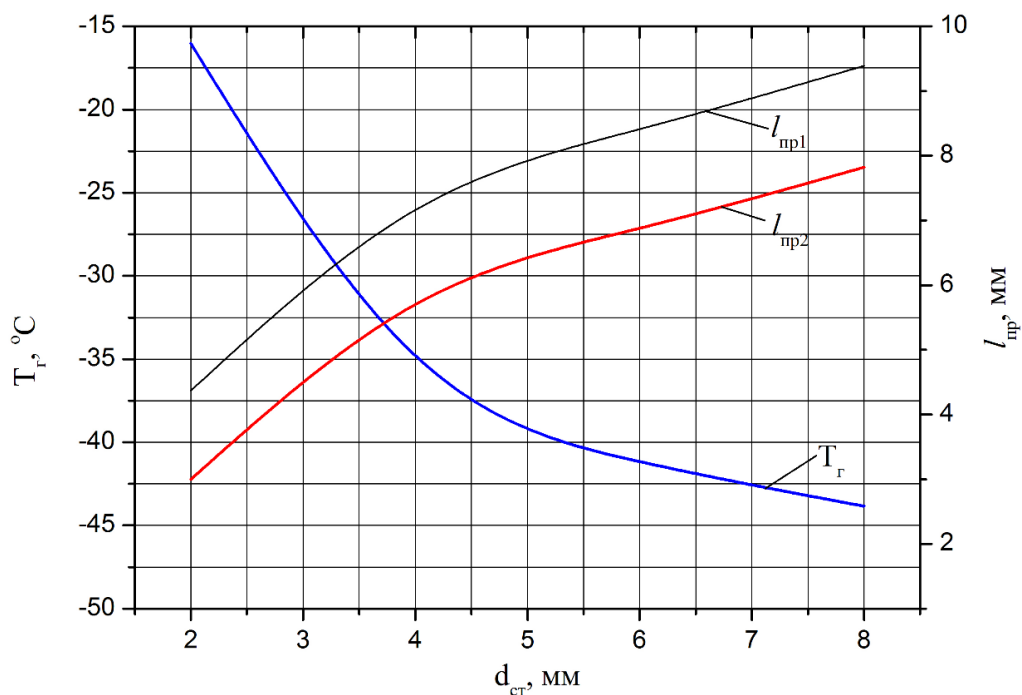


Рис. 12. Залежності температури голки (T_p) та глибини промерзання (l_{np1} – відстань до ізотерми з температурою -1°C , l_{np2} – відстань до ізотерми з температурою -8°C) від діаметра стержня (довжина стержня 40 мм)

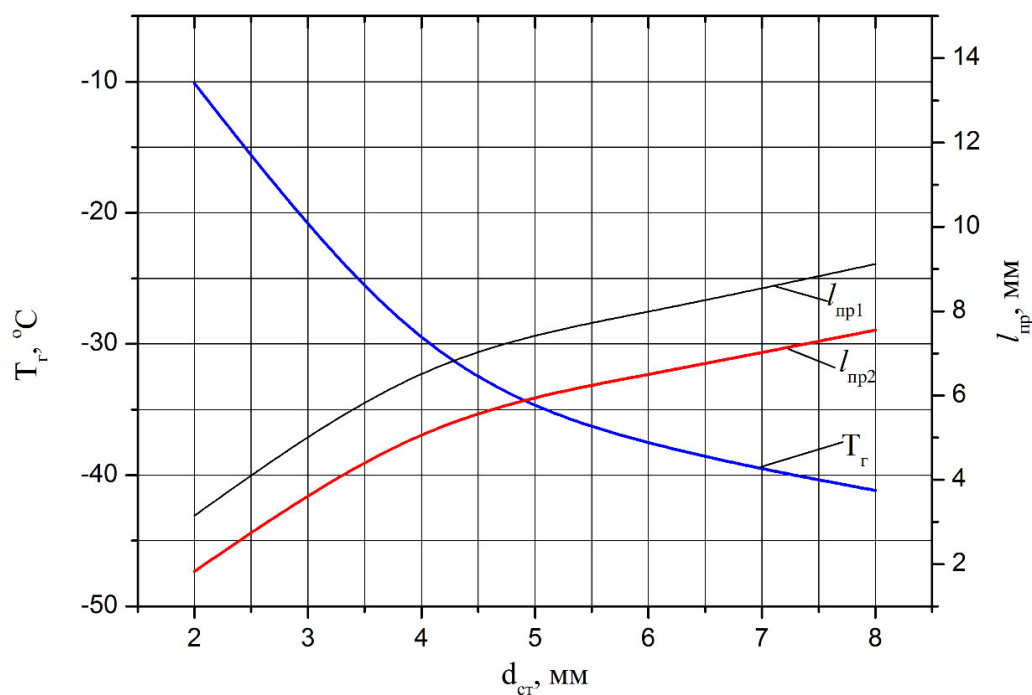


Рис. 13. Залежності температури голки (T_r) та глибини промерзання ($l_{нр1}$ – відстань до ізотерми з температурою -1°C , $l_{нр2}$ – відстань до ізотерми з температурою -8°C) від діаметра стержня (довжина стержня 60 мм)

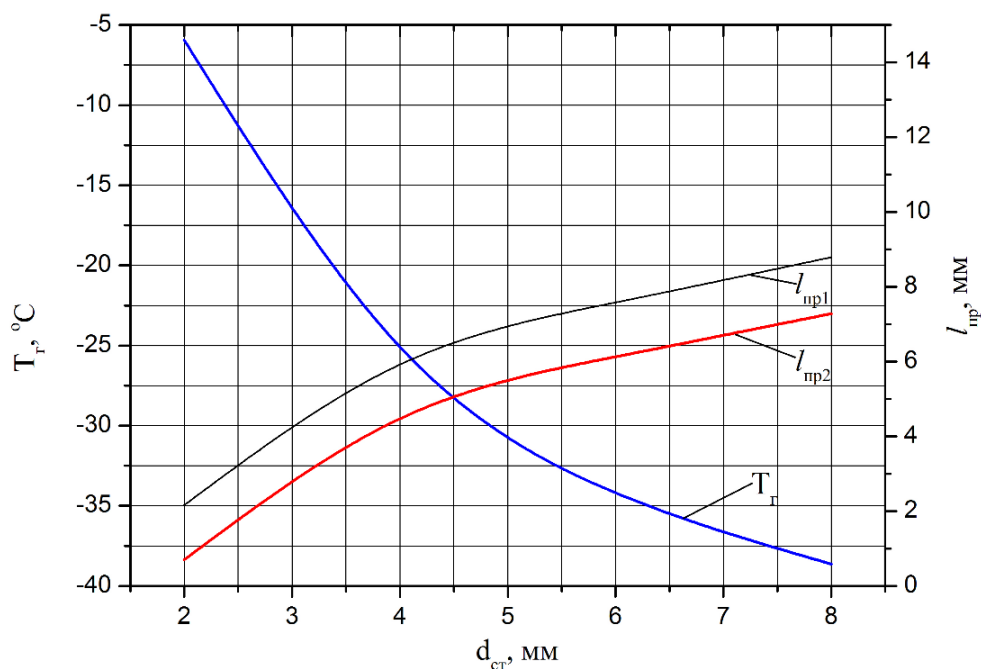


Рис. 14. Залежності температури голки (T_r) та глибини промерзання ($l_{нр1}$ – відстань до ізотерми з температурою -1°C , $l_{нр2}$ – відстань до ізотерми з температурою -8°C) від діаметра стержня (довжина стержня 80 мм)

Таблиця 2

Вплив геометричних розмірів стержня робочого інструменту на глибину промерзання, температуру голки та тепловий потік на холодні сторони модулів

Довжина стержня, мм	Діаметр стержня, мм	Температура голки, °С	Температура в точці $R = 5$ мм, °С	Відстань до точки з температурою -8 °С, мм	Відстань до точки з температурою -1 °С, мм	Тепловий потік з стержня, Вт
10	2	-35.43	-10.67	5.71	7.17	1.806
	4	-45.32	-15.44	6.79	8.31	2.223
	6	-47.37	-19.06	7.51	9.07	2.575
	8	-48.13	-22.86	8.28	9.9	3.004
20	2	-26.5	-6.6	4.62	6.06	1.472
	4	-41.38	-13.63	6.41	7.89	2.111
	6	-45.19	-17.96	7.30	8.82	2.535
	8	-46.67	-22.01	8.13	9.7	2.999
40	2	-16.03	4.9	3	4.37	1.098
	4	-34.79	-10.62	5.7	7.16	1.93
	6	-41.16	-15.9	6.88	8.41	2.467
	8	-43.84	-20.4	7.82	9.39	2.989
60	2	-10.13	14.5	1.83	3.15	0.898
	4	-29.47	-8.22	5.06	6.51	1.791
	6	-37.51	-14.06	6.5	7.99	2.408
	8	-41.17	-18.9	7.55	9.12	2.979
80	2	-5.94	20.25	-	2.16	0.783
	4	-25.08	-6.02	4.47	5.92	1.684
	6	-34.19	-12.38	6.13	7.58	2.358
	8	-38.63	-17.46	7.28	8.79	2.972

У таблиці 3 наведено величини температури голки, глибини промерзання, температури на відстані 5 мм від центру голки та теплового потоку з стержня для різних значень товщини ізоляції.

Залежності температури голки та глибини промерзання від товщини ізоляції показано на рис. 15. Діаметр стержня $d_{cm} = 8$ мм, довжина стержня $l_{cm} = 40$ мм, діаметр голки $d_z = 2$ мм, довжина голки $h_z = 7$ мм.

В таблиці 4 наведено величини температури голки, глибини промерзання, температури на відстані 5 мм від центру голки та теплового потоку з стержня для різних значень діаметра голки. Залежності температури голки та глибини промерзання від діаметра голки показано на рис. 16. Діаметр стержня $d_{cm} = 8$ мм, довжина стержня $l_{cm} = 40$ мм, товщина ізоляції $h_{iz} = 5$ мм, довжина голки $h_z = 7$ мм.

Таблиця 3

Вплив товщини ізоляції на глибину промерзання, температуру голки та тепловий потік на холодні сторони термоелектричних модулів

Товщина ізоляції, мм	Температура голки, °C	Температура в точці $R = 5$ мм, °C	Відстань до точки з температурою -8 °C, мм	Відстань до точки з температурою -1 °C, мм	Тепловий потік з стержня, Вт
2	-43.76	-20.24	7.78	9.35	3.057
3	-43.79	-20.29	7.79	9.37	3.027
4	-43.82	-20.34	7.81	9.38	3.005
5	-43.84	-20.4	7.82	9.39	2.989

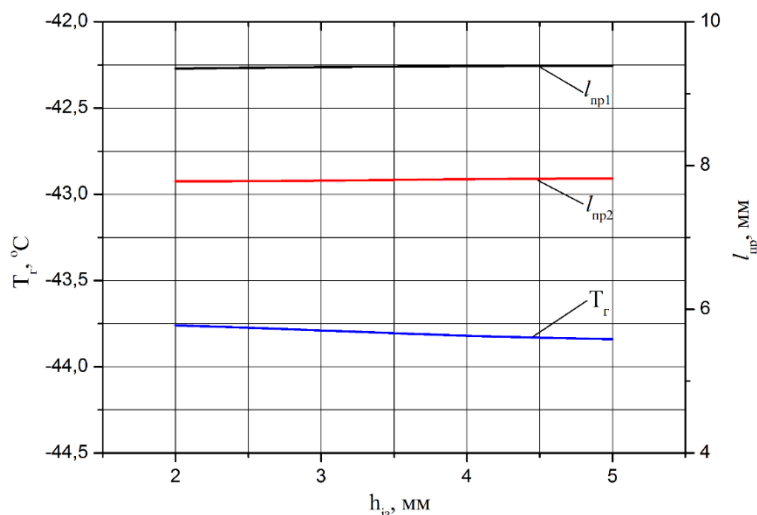


Рис. 15. Залежності температури голки (T_g) та глибини (h) промерзання від товщини ізоляції ($d_2 = 1$ мм, $h_2 = 10$ мм, $h_{cm} = 80$ мм)

Таблиця 4

Вплив діаметра голки на глибину промерзання, температуру голки та тепловий потік на холодні сторони термоелектричних модулів

Діаметр голки, мм	Температура голки, °C	Температура в точці $R = 5$ мм, °C	Відстань до точки з температурою -8 °C, мм	Відстань до точки з температурою -1 °C, мм	Тепловий потік з стержня, Вт
0.5	-44.71	-14.8	6.61	8.1	2.517
1	-44.31	-17.02	7.12	8.62	2.718
2	-43.84	-20.4	7.82	9.39	2.989
3	-43.35	-23.5	8.43	10.02	3.267

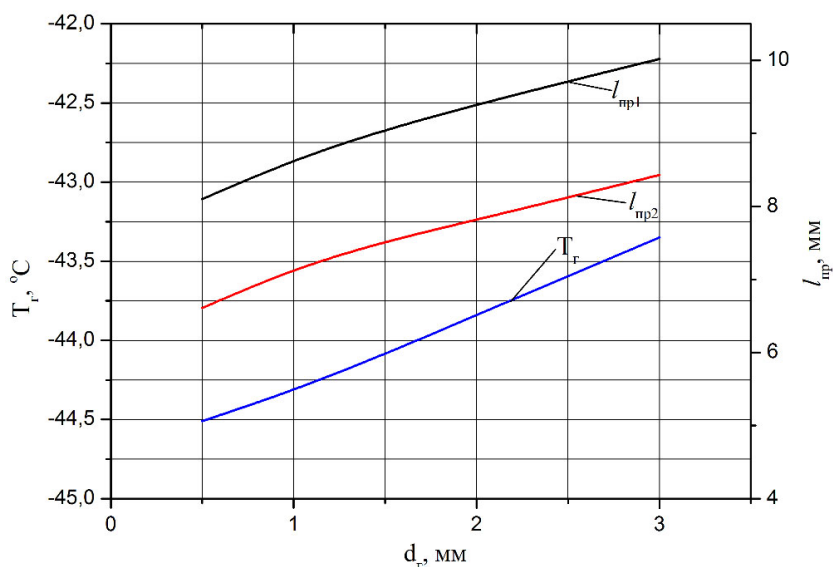


Рис. 16. Залежності температури голки (T_p) та глибини промерзання (h) від діаметра голки ($d_{cm} = 8$ мм, $l_{cm} = 40$ мм, $h_{із} = 5$ мм, $h_2 = 7$ мм)

В таблиці 5 наведено величини температури голки, глибини промерзання, температури на відстані 5 мм від центру голки та теплового потоку з стержня для різних значень довжини голки. Залежності температури голки та глибини промерзання від довжини голки показано на рис. 17. Діаметр стержня $d_{cm} = 8$ мм, довжина стержня $l_{cm} = 40$ мм, товщина ізоляції $h_{із} = 5$ мм, діаметр голки $d_2 = 2$ мм.

Таблиця 5

Вплив довжини голки на глибину промерзання, температуру голки та тепловий потік на холодні сторони термоелектричних модулів

Довжина голки, мм	Температура голки, °C	Температура в точці $R=5$ мм, °C	Відстань до точки з температурою -8 °C, мм	Відстань до точки з температурою -1 °C, мм	Тепловий потік з стержня, Вт
5	-44.48	-18.37	7.25	8.69	2.735
7	-43.84	-20.4	7.82	9.39	2.989
10	-43.35	-23.5	8.35	10.04	3.349
15	-41.81	-20.56	8.6	10.59	3.843

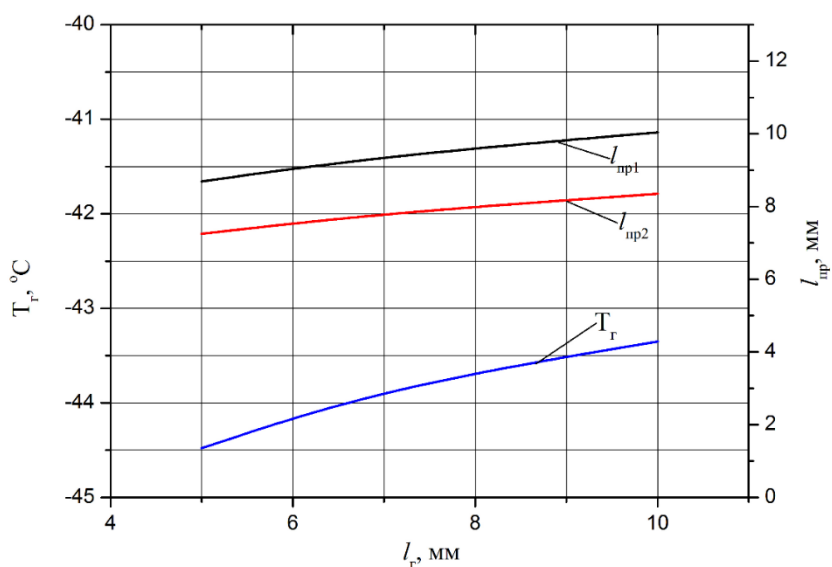


Рис.17. Залежності температури голки (T_r) та глибини (h) промерзання від довжини голки ($d_{cm} = 8$ мм, $l_{cm} = 40$ мм, $h_{із} = 5$ мм, $d_z = 2$ мм)

Отримані результати дозволяють підбирати конструкцію термоелектричного приладу та робочого інструменту під конкретну методику лікування, а також є основою для розробки та виготовлення термоелектричного приладу для кріодеструкції біологічних тканин, зокрема онкологічних новоутворень.

Висновки

1. Створено фізичну, математичну та комп'ютерну моделі термоелектричного приладу для кріодеструкції, що дозволяють прогнозувати результати локального температурного впливу на біологічну тканину при кріодеструкції онкологічних новоутворень для конкретної конструкції робочого інструменту, виходячи з необхідних умов лікування.
2. Визначено розподіли температури у біологічній тканині з онкологічним новоутворенням та робочому інструменті у режимі охолодження.
3. Проведено комп'ютерну оптимізацію робочого інструменту та розрахунок системи теплопроводу термоелектричних модулів для термоелектричного приладу кріодеструкції.
4. Розроблено методику комп'ютерного розрахунку температурного впливу на біологічні тканини, що дозволяє отримувати розподіли температур всередині біологічної тканини та прогнозувати глибину промерзання при проведенні кріодеструкції.

Інформація про авторів

Кобилянський Р.Р. – Кандидат фіз.-мат. наук.

Іващук О.І. – М.Д., професор.

Бодяка В.Ю. – М.Д., професор.

Федорів Р.В. – Аспірант.

Література

1. Anatyshuk, L. I. (1998). *Thermoelectricity: Vol. 1. Physics of Thermoelectricity*. Kyiv-Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
2. Anatyshuk, L. I. (2003). *Thermoelectricity: Vol. 2. Thermoelectric power converters*. Kyiv-Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
3. Anatyshuk, L. I., & Vikhor, L. N. (2012). *Thermoelectricity: Vol. IV. Functionally graded thermoelectric materials*. Kyiv-Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
4. Vikhor, L., & Kotsur, M. (2023). Evaluation of efficiency for miniscale thermoelectric converter under the influence of electrical and thermal resistance of contacts. *Energies*, 16(10), 4082. <https://doi.org/10.3390/en16104082>
5. Anatyshuk, L. I., & Lysko, V. V. (2020). *Thermoelectricity: Vol. 5. Metrology of thermoelectric materials*. Chernivtsi: Bukrek.
6. Anatyshuk, L. I., & Lysko, V. V. (2012). Modified Harman's method. *AIP Conference Proceedings*, 1449, 373–376. <https://doi.org/10.1063/1.4731495>
7. Anatyshuk, L. I., Havryliuk, M. V., & Lysko, V. V. (2015). Absolute method for measuring thermoelectric properties of materials. *Materials Today: Proceedings*, 2(2), 737–743. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2015.07.299>
8. Lysko, V. V., Razinkov, V. V., & Havryliuk, M. V. (2024). Equipment for determining the thermal conductivity of thermoelectric materials and the thermal resistance of contact structures using the absolute method. *Journal of Thermoelectricity*, 3, 53–63.
9. Nekhlopochin, O. S., Pilipenko, M. M., & Dubrov, S. O. (2023). Damage to major blood vessels during lumbar dissection: Risk factors, diagnostics, methods of surgical correction, features of anesthetic support and intensive care. *Ukrainian Neurosurgical Journal*, 29(3), 3–18.
10. Dobson, G. P. (2020). Trauma of major surgery: A global problem that is not going away. *International Journal of Surgery*, 81, 47–54. <https://doi.org/10.1016/j.ijssu.2020.07.032>
11. Kushneryk, L. Ya., Seniutovych, R. V., & Ivanskyi, A. E. (2003). Thermoelectric device for surgery of oncodiseases. *Journal of Thermoelectricity*, 2, 81–86.
12. Moskalyk, I. A., & Manyk, O. M. (2013). On the use of thermoelectric cooling in cryodestruction practice. *Journal of Thermoelectricity*, 6, 84–92.
13. Moskalyk, I. A. (2015). On the use of thermoelectric devices in cryosurgery. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 4, 742–746.
14. Miller, P., & Metzner, D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck. *Transactions of the American Ophthalmological and Otolaryngological Society*, 73(2), 300–309.
15. D'Hont, G. (1974). La cryotherapie en ORL. *Acta Otorhinolaryngologica Belgica*, 28(2), 274–278.
16. Mazur, P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In R. W. Rand, A. P. Rinfret, & H. Leden (Eds.), *Cryosurgery* (pp. 32–51). Springfield, IL: Charles C Thomas Publisher.
17. Hu, B., Shi, X.-L., Zou, J., & Chen, Z.-G. (2022). Thermoelectrics for medical applications: Progress, challenges, and perspectives. *Chemical Engineering Journal*, 437(Part 2), 135359. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2022.135359>

18. Yang, S., Li, Y., Deng, L., Tian, S., Yao, Y., Yang, F., Feng, C., Dai, J., Wang, P., & Gao, M. (2023). Flexible thermoelectric generator and energy management electronics powered by body heat. *Microsystems & Nanoengineering*, 9, 106. <https://doi.org/10.1038/s41378-023-00532-4>
19. Bause, H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, neues Verfahren mit Peltier-Elementen (−32 °C): Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschrift für Kinderheilkunde*, 152, 16–22.
20. Anatyshuk, L. I., Ivaschuk, O. I., Kobylanskyi, R. R., Postevka, I. D., Bodiaka, V. Yu., & Gushul, I. Ya. (2016). Thermoelectric device for temperature and heat flux density measurement "ALTEC-10008". *Journal of Thermoelectricity*, 1, 74–81.
21. Anatyshuk, L. I., Kobylanskyi, R. R., Konstantinovich, I. A., Lys'ko, V. V., Puhantseva, O. V., Rozver, Y. Yu., & Tiumentsev, V. A. (2016). Calibration bench for thermoelectric converters of heat flux. *Journal of Thermoelectricity*, 5, 65–72.
22. Anatyshuk, L. I., Vikhor, L. M., Kobylanskyi, 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.
23. Anatyshuk, L. I., Vikhor, L. M., Kobylanskyi, 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.
24. Anatyshuk, L. I., Pasechnikova, N. V., Naumenko, V. O., Zadorozhnyi, O. S., Danyliuk, S. L., Havryliuk, M. V., Tiumentsev, V. A., & Kobylanskyi, R. R. (2020). Thermoelectric device for contact cooling of the human eye. *Physics and Chemistry of Solid State*, 21(1), 140–145.
25. Anatyshuk, L. I., Kobylanskyi, R. R., & Kadenyuk, T. Y. (2017). Computer simulation of local thermal effect on human skin. *Journal of Thermoelectricity*, 1, 62–70.
26. Anatyshuk, L. I., Pasychnikova, N. V., Naumenko, V. A., Kobylanskyi, 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.
27. Havryliuk, M. V., & Konstantynovych, I. A. (2014). Thermoelectric device for electrophoresis. *Naukovy visnyk Chernivets'koho Universytetu. Fizyka. Elektronika – Scientific Bulletin of Chernivtsi University. Physics. Electronics*, 3(1), 101–104.
28. Kobylanskyi, R. R., Kobylanska, A. K., & Fedoriv, R. V. (2024). Computer simulation of temperature distributions in the human heart during cryoablation. *Journal of Thermoelectricity*, (3), 23–35.
29. Kobylanskyi, R. R., Lysko, V. V., & Boychuk, V. V. (2024). Computer-aided design of thermoelectric microcalorimetric sensors. *Journal of Thermoelectricity*, (1–2), 97–112.
30. Kobylanskyi, R. R., Zadorozhnyi, O. S., Umanets, M. M., Pasychnikova, N. V., Rozver, Y. Yu., & Babich, A. O. (2024). Computer simulation of a thermoelectric device for controlling the temperature of irrigation fluid during ophthalmological operations. *Journal of Thermoelectricity*, (1–2), 61–71.

31. Kobylianskyi, R., Przystupa, K., Lysko, V., Majewski, J., Vikhor, L., Boichuk, V., Zadorozhnyy, O., Kochan, O., Umanets, M., & Pasyechnikova, N. (2025). Thermoelectric measuring equipment for perioperative monitoring of temperature and heat flux density of the human eye in vitreoretinal surgery. *Sensors*, 25(4), Article 999. <https://doi.org/10.3390/s25040999>
32. Anatyshuk, 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.
33. Gill, W., & Fraser, I. (1968). A look at cryosurgery. *Scottish Medical Journal*, 13, 268–273.
34. Van Venrjy, G. (1975). Freeze-etching: Freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 12(1), 46–61.
35. COMSOL AB. (2018). *COMSOL Multiphysics User's Guide* (710 p.).
36. Pennes, H. H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1(2), 93–122.
37. Lim, H. L., & Gunasekaran, V. (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>
38. Myers, R. S., Hammond, W. G., & Ketcham, A. S. (1970). Cryosurgical necrosis of the head of the pancreas. *Annals of Surgery*, 171(3), 413–418.
39. 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.
40. 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.
41. Cetingul, M. P., & Herman, C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219–1222.
42. 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.
43. Filipoiu, F., Bogdan, A. I., & Carstea, I. M. (2010). Computer-aided analysis of the heat transfers in skin tissue. In *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences - Finite Elements - Finite Volumes - Boundary Elements* (pp. 53–59).
44. Carstea, D., Carstea, I., & Carstea, I. M. (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6(4), 115–124.
45. Shah, V. N., Orlov, O. I., Orlov, C., Takebe, M., Thomas, M., & Plestis, K. (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimedia Manual of Cardiothoracic Surgery*. <https://doi.org/10.1510/mmcts.2018.022>
46. Rykaczewski, K. (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6(1), 85–95.
47. Beliaev, M. M. (1989). *Fundamentals of heat transfer*. Kyiv: Vyscha shkola.
48. ITE. <http://ite.cv.ua/>

Надійшла до редакції 27.02.2025

R.R. Kobylanskyi^{1,2} (<https://orcid.org/0000-0002-4664-3162>),
O.I. Ivaschuk³ (<https://orcid.org/0000-0003-1747-2648>),
V.Yu. Bodiaka³ (<https://orcid.org/0000-0003-1422-6652>),
R.V. Fedoriv¹ (<https://orcid.org/0009-0005-4487-9365>)

¹Yury Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynsky str., Chernivtsi, 58012, Ukraine;

²Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1 Nauky str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

³Bukovinian State Medical University, 2 Theater Square, Chernivtsi, 58002, Ukraine

Computer Optimization of the Working Tool for a Thermoelectric Cryodestruction Device

The paper presents the results of computer simulation of the temperature impact on biological tissue with an oncological neoplasm in the cooling mode. A physical, mathematical and computer model of biological tissue with an oncological neoplasm was constructed taking into account thermophysical processes, blood circulation, heat exchange, metabolic processes and phase transition. Computer optimization of the working tool and calculation of the heat removal system of thermoelectric modules for a thermoelectric cryodestruction device were carried out. Temperature distributions in biological tissue and the cooling working tool were determined. The results obtained make it possible to determine the freezing depth of biological tissue, in particular of oncological neoplasms, at a given temperature impact. A method of computer calculation of the temperature impact on biological tissues has been developed, which allows obtaining temperature distributions inside biological tissue and predicting the freezing depth during cryodestruction.

Key words: thermoelectricity, thermoelectric device, working tool, computer optimization, computer simulation, cryodestruction, temperature impact, cooling mode, temperature distribution, biological tissue, oncological neoplasm.

Submitted: 27.02.2025