

УДК 536.24, 537.32

Кобилянський Р.Р., канд. фіз.-мат. наук^{1,2}
Кобилянська А.К., канд. фіз.-мат. наук¹
Федорів Р.В.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 РОЗПОДІЛІВ ТЕМПЕРАТУРИ В СЕРЦІ ЛЮДИНИ ПРИ КРІОАБЛЯЦІЇ

У роботі виконано комп'ютерне моделювання розподілу температури в серцевій тканині людини під час процедури кріоабляції з врахуванням теплофізичних процесів, зокрема кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму і фазового переходу. За допомогою комп'ютерної програми Comsol Multiphysics, використовуючи метод скінченних елементів, визначено залежність глибини промерзання серцевої тканини від часу охолодження. Отримано розподіли температур у різних шарах серця при різних температурах охолодження робочого інструменту. Результати моделювання можуть бути використані для оптимізації параметрів кріоабляції з метою підвищення її ефективності та безпечності. Бібл. 35, рис. 7, табл. 1.

Ключові слова: кріоабляція, комп'ютерне моделювання, серцева тканина, термоелектричне охолодження.

Вступ

Серцева аритмія є однією з найпоширеніших патологій серцево-судинної системи, яка може значно знижувати якість життя та підвищувати ризик серйозних ускладнень, зокрема інсульту та серцевої недостатності [1]. Одним із ефективних методів лікування аритмії є кріоабляція – процедура, що передбачає використання екстремально низьких температур для руйнування патологічних електричних шляхів у міокарді [2].

Зазвичай у медичній практиці для проведення кріоабляції використовують рідкий азот або оксид азоту, які, випаровуючись, забезпечують охолодження біологічних тканин до температур $-80...-150$ °C [3]. Це призводить до утворення контрольованих кріонекротичних уражень, які ізолюють патологічні вогнища та відновлюють нормальну електричну провідність серця. Основними перевагами кріоабляції є менший ризик перфорації тканин порівняно з радіочастотною абляцією, а також збереження структурної цілісності колагенових волокон, що знижує ймовірність тромбозу [4].

Останнім часом все більше уваги приділяється застосуванню термоелектричних охолоджувачів (модулів Пельтьє) у медичних процедурах, зокрема в кріоабляції [5]. Термоелектричне охолодження має низку переваг, таких як точне керування температурним режимом, відсутність потреби в рідких холодоагентах, компактність та можливість локального

охолодження без ризику розливу або витоків хімічних речовин [6]. Використання термоелектричних систем у кріоабляції може забезпечити стабільний контроль температури у діапазоні $-40\dots-80$ °С, що є достатнім для ефективного руйнування патологічних тканин без надмірного пошкодження навколишніх структур [7].

Для розуміння ефективності термоелектричних охолоджувачів у процедурах кріоабляції необхідно провести детальне комп'ютерне моделювання розподілів температур у серцевих тканинах під час охолодження [8–18].

Тому метою даної роботи є визначення за допомогою методів комп'ютерного моделювання розподілів температур та теплових потоків у серці людини при заданій температурі охолодження контактуючого робочого інструменту.

Фізична модель

Згідно фізичної 2D-моделі з осьовою симетрією (рис. 1) ділянка серця людини представляє собою структуру із трьох шарів (ендокард 1, міокард 2, епікард 3) і порожнини заповненої кров'ю 4 та характеризується наступними теплофізичними властивостями [19–22]: теплопровідністю k_i , питомою теплоємністю C_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_{bi} , густиною крові ρ_b , температурою крові T_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням Q_{meti} внаслідок процесів метаболізму та прихованою теплотою фазового переходу L . Відповідні шари біологічної тканини 1–4 розглядаються як об'ємні джерела тепла q_i , де:

$$q_i = Q_{meti} + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T), \quad i = 1..4. \quad (1)$$

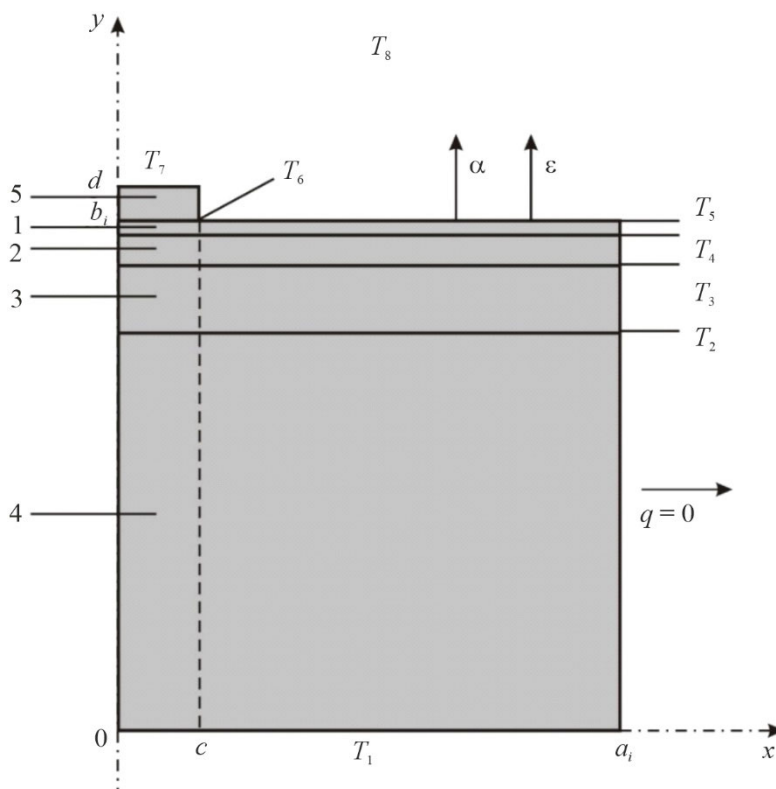


Рис. 1. Фізична 2D-модель біологічної тканини серця людини з осьовою симетрією:
 1 – ендокард, 2 – міокард, 3 – епікард, 4 – порожнина заповнена кров'ю, 5 – робочий інструмент

Геометричні розміри кожного такого шару 1–4 складають a_i , b_i . На поверхні шкіри знаходиться круглої форми холодний робочий інструмент 5, товщиною d і діаметром c . Температури на границях відповідних шарів 1–4 та робочого інструменту 5 складають T_1 , T_2 , T_3 , T_4 , T_5 , T_6 . Температура робочого інструменту становить T_7 . Температура всередині серця складає $T_1 = +37$ °С. Температура оточуючого середовища становить $T_8 = +22$ °С. Поверхня серця людини з температурою T_6 перебуває в стані теплообміну з оточуючим середовищем (коефіцієнт теплообміну α та коефіцієнт випромінювання ε) при температурі T_8 . Бокова поверхня серця адіабатично ізольована.

У даній моделі не враховано тепловий контактний опір між робочим інструментом і серцевою тканиною людини, оскільки за оцінками він незначний і становить $R_c = 2 \cdot 10^{-6}$ м²·К/Вт.

Математичний опис

У загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [23]:

$$C_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (\kappa_i \cdot \nabla T) + \rho_b \cdot C_b \cdot \omega_{bi} \cdot (T_b - T) + Q_{meti}, \quad i = 1..4, \quad (2)$$

де C_i , κ_i – питома теплоємність і теплопровідність відповідних шарів серця, ρ_b – густина крові, C_b – питома теплоємність крові, ω_{bi} – перфузія крові відповідних шарів, T_b – температура крові, T – температура біологічної тканини; Q_{meti} – тепло, що виділяється внаслідок процесів метаболізму в кожному шарі.

Доданок у лівій частині рівняння (2) представляє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього рівняння являють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та тепла метаболізму.

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (2) розв'язується з відповідними граничними умовами. Температура на поверхні робочого інструменту становить $T_7 = -60$ °С. Всередині біологічної тканини температура $T_1 = +37$ °С. Бокові поверхні біологічної тканини адіабатично ізольовані ($q = 0$), а верхня поверхня знаходиться у стані теплообміну (коефіцієнт теплообміну α та коефіцієнт випромінювання ε) з оточуючим середовищем при температурі T_8 .

$$q_i(x, y, t) \Big|_{\substack{c \leq x \leq a \\ y = b}} = \alpha \cdot (T_8 - T_5) + \varepsilon \cdot \sigma \cdot (T_8^4 - T_5^4), \quad (3)$$

де $q_i(x, y, t)$ – густина теплового потоку i -го шару серця людини, α – коефіцієнт конвективного теплообміну поверхні серця з оточуючим середовищем, ε – коефіцієнт випромінювання, σ – стала Больцмана, T_5 – температура поверхні серця людини, T_8 – температура оточуючого середовища ($T_8 = +22$ °С).

У початковий момент часу $t = 0$ с вважається, що температура у всьому об'ємі серця становить $T = +37$ °С, тобто початкові умови для розв'язання рівняння (2) наступні:

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

У результаті розв'язання початково-крайової задачі (2)–(4) визначаються розподіли температури $T_i(x, y, t)$ і теплових потоків $q_i(x, y, t)$ у відповідних шарах серця у довільний момент часу. Як приклад, у даній роботі розглянуто випадок, у якому температура робочого інструменту змінюється за заданим законом у діапазоні температур $T_7 = -50 \div -70$ °С. Однак, слід зазначити, що запропонована методика дозволяє розглянути випадки, коли температура робочого інструменту $T_i(t)$ змінюється в будь-якому діапазоні температур або згідно наперед заданої функції.

У процесі заморожування клітини будуть проходити зміну фази в точці замерзання, при цьому матимуть місце втрати теплоти фазового переходу (L) і температура в цих клітинах не змінюватиметься. Фазовий перехід в біологічних клітинах відбувається в діапазоні температур $(-1 \div -8)$ °С. Властивості серцевої тканини наведені в таблиці 1 [24–30]. В інтервалі температур $(-1 \div -8)$ °С, коли клітини заморожуються, поглинається теплота фазового переходу, що може бути змодельовано додаванням відповідної величини до теплоємності [29, 30].

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [26–29]

Шар/Речовина	Товщина	Теплопровідність (Вт/(м·К))	Густина (кг/м ³)	Питома теплоємність (Дж/(кг·К))
Ендокард	~0.5–1 мм	~0.5	~1100	~3500
Міокард	~8–12 мм	~0.6	~1050	~3600
Епікард	~0.5–1 мм	~0.4	~1040	~3400
Кров	–	~0.5	~1060	~4200

При замороженні відповідної ділянки серця людини відбувається звуження судин у капілярах до замороження всієї крові в капілярах, і значення ω_{bi} прямує до нуля. Крім того, клітини не зможуть генерувати метаболічне тепло при замороженні і Q_{meti} буде рівним нулю при температурі нижчій нуля.

У замороженому стані властивості біологічної тканини серця будуть мати наступні значення (5)–(8):

$$C_i = \begin{cases} C_1 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ \frac{L}{-1 - (-8)} + \frac{C_1 + C_2}{2} & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ C_2 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (5)$$

$$\kappa_i = \begin{cases} \kappa_1 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ \frac{\kappa_1 + \kappa_2}{2} & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ \kappa_2 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (6)$$

$$Q_{met_i} = \begin{cases} 368 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ 0 & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (7)$$

$$\omega_{b_i} = \begin{cases} 0,0005 & T \geq -1^\circ\text{C} \\ 0 & -8^\circ\text{C} \leq T \leq -1^\circ\text{C} \\ 0 & T \leq -8^\circ\text{C} \end{cases} \quad (8)$$

Комп'ютерна модель

Було створено двовимірну комп'ютерну модель серця у циліндричній системі координат, на поверхні якої знаходиться медичний робочий інструмент. Для побудови комп'ютерної моделі використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [31], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу.

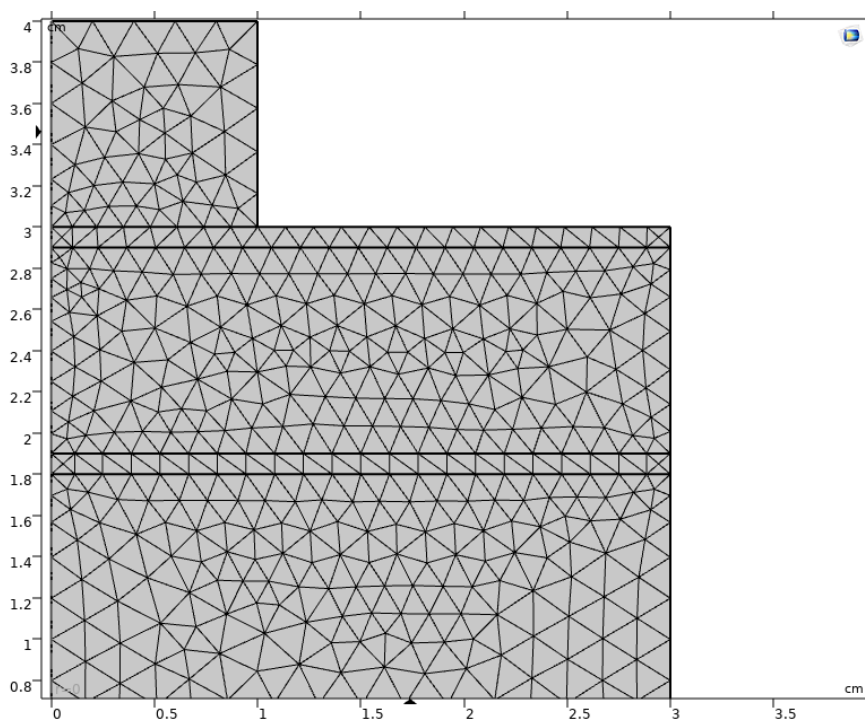


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів для розрахунку

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у серцевій 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 розраховується 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 [31].

На рис. 2 та рис. 3 наведено сітку методу скінченних елементів та розподіл температури в серці людини відповідно.

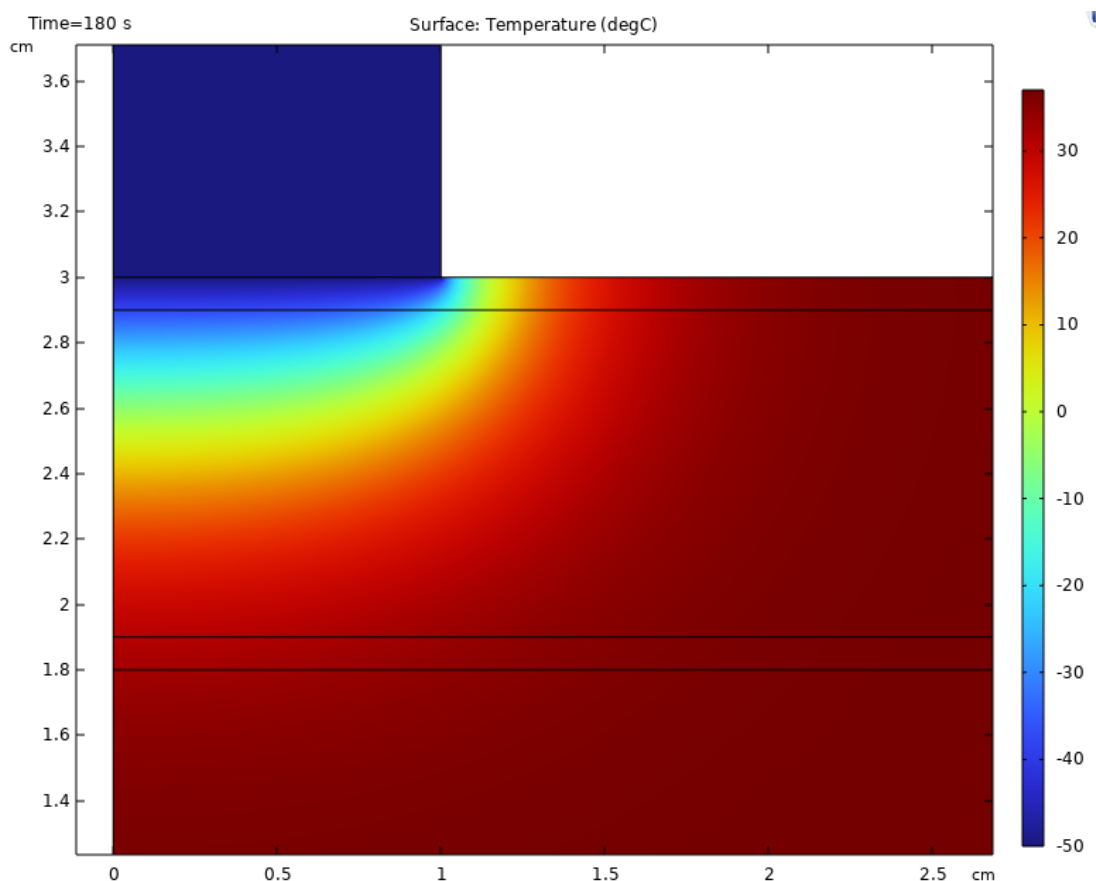


Рис. 3. Розподіл температури в серці людини при контакті робочого інструменту з температурою $T = -50^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 180\text{ c}$

Результати комп'ютерного моделювання

Згідно відомих методик проведення кріоабляції серцевої тканини глибина промерзання повинна становити від 2.5 до 5 мм, а мінімальна температура, необхідна для початку некрозу клітин при кріоабляції знаходиться в діапазоні $-20^{\circ}\text{C} \div -30^{\circ}\text{C}$ [7, 24, 29–31]. Тому в даній роботі, як приклад, розглянуто конкретні випадки, в яких температура робочого інструменту становить -50°C , -60°C , -70°C у моменти часу охолодження $t = 60\text{ c}$, $t = 120\text{ c}$, $t = 180\text{ c}$.

На рис. 4–6 наведено розподіли ізотермічних поверхонь в глибині біологічної тканини серця людини при температурах робочого інструменту $T = -50^{\circ}\text{C}$, $T = -60^{\circ}\text{C}$, $T = -70^{\circ}\text{C}$ в моменти часу охолодження $t = 60\text{ c}$, $t = 120\text{ c}$, $t = 180\text{ c}$.

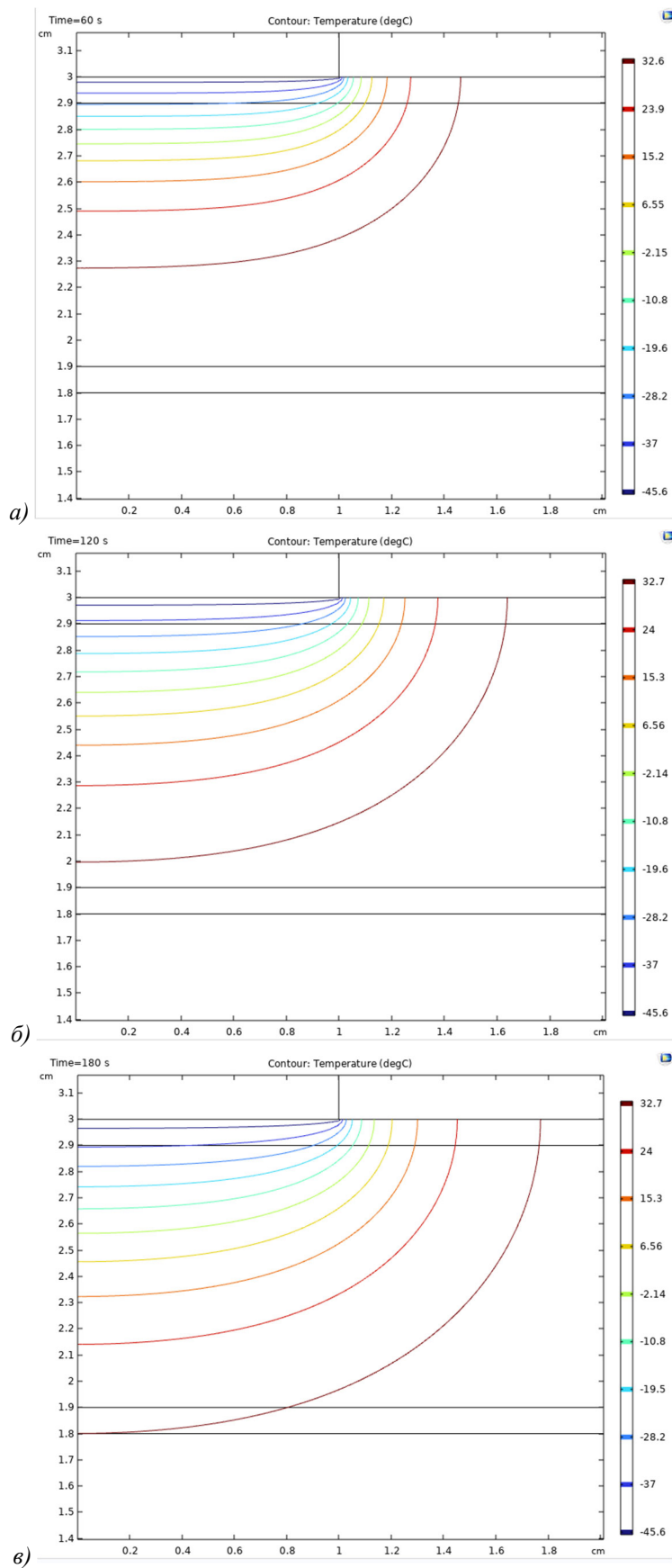


Рис. 4. Розподіл ізотермічних поверхонь в глибині біологічної тканини серця людини при температурі робочого інструменту $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$ та різному часі охолодження: а) $t = 60\text{ с}$, б) $t = 120\text{ с}$, в) $t = 180\text{ с}$

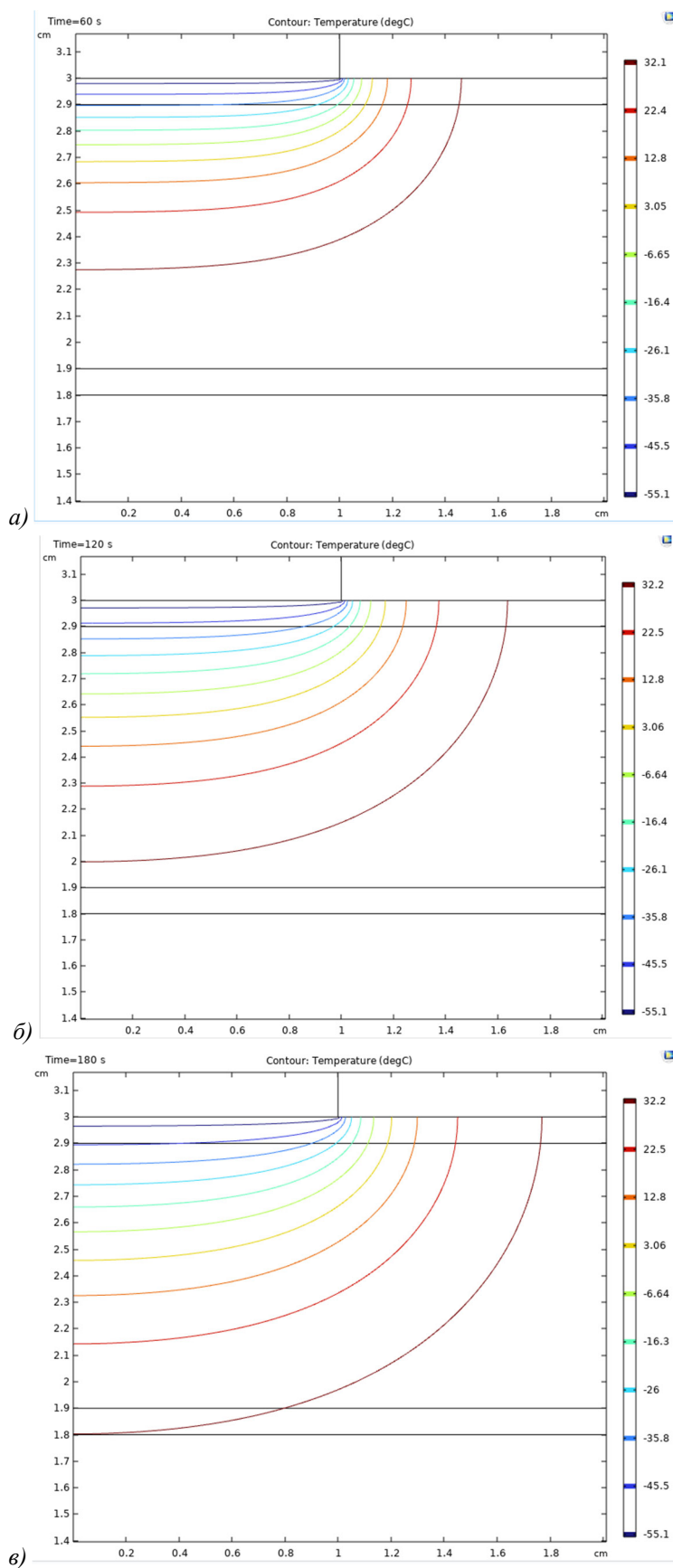


Рис. 5. Розподіл ізотермічних поверхонь в глибині біологічної тканини серця людини при температурі робочого інструменту $T = -60\text{ }^{\circ}\text{C}$ та різному часі охолодження: а) $t = 60\text{ с}$, б) $t = 120\text{ с}$, в) $t = 180\text{ с}$

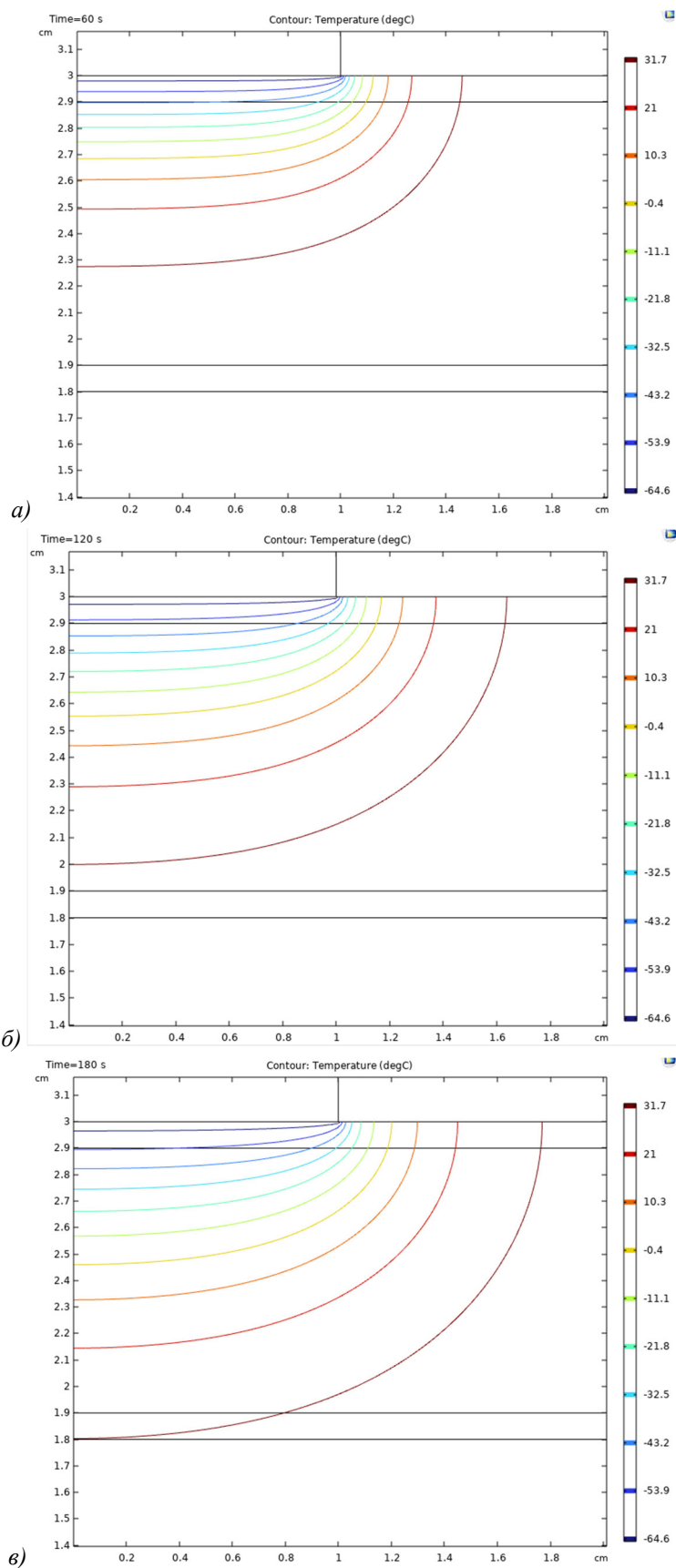


Рис. 6. Розподіл ізотермічних поверхонь в глибині біологічної тканини серця людини при температурі робочого інструменту $T = -70\text{ }^{\circ}\text{C}$ та різному часі охолодження: а) $t = 60\text{ с}$, б) $t = 120\text{ с}$, в) $t = 180\text{ с}$

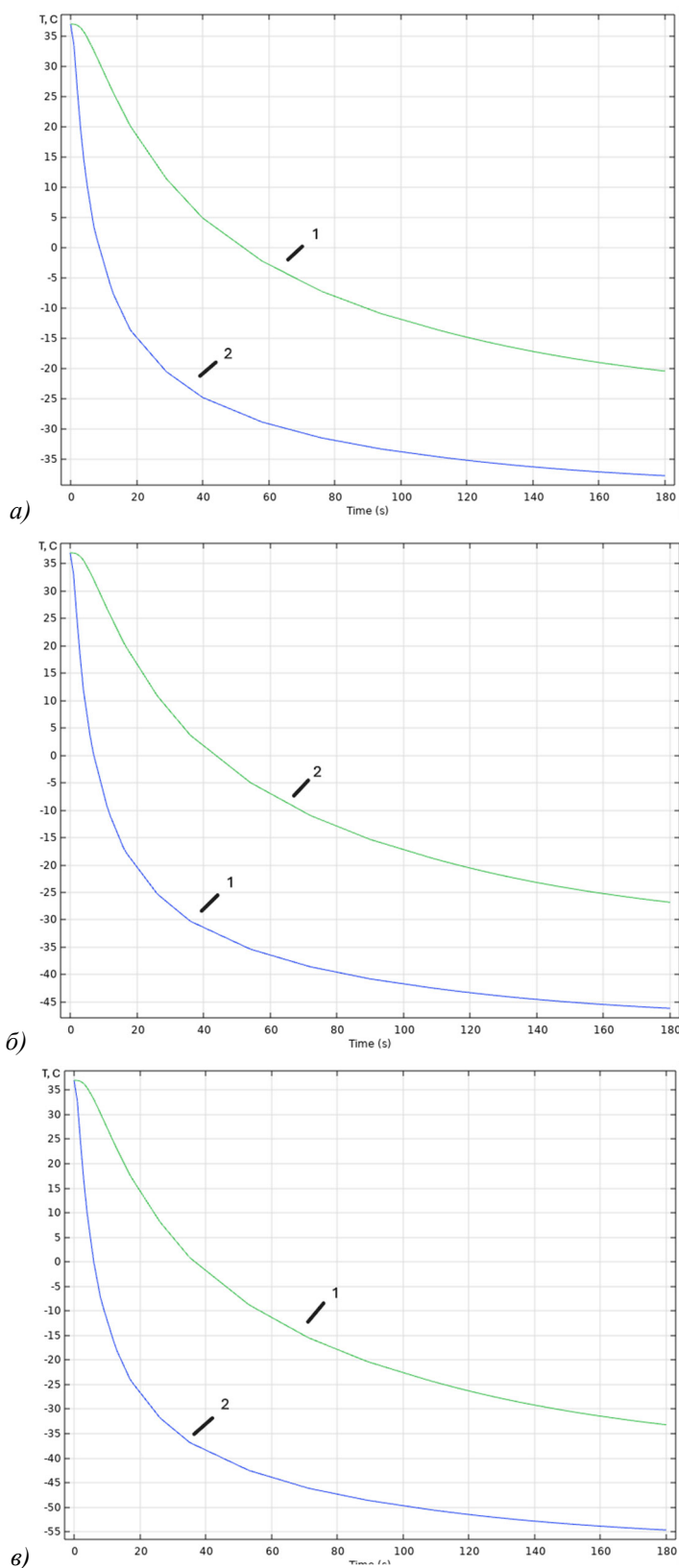


Рис. 7. Залежність температури в серці людини від часу на різній глибині біологічної тканини (1 – 5 мм, 2 – 2.5 мм) при різних температурах контактуючого робочого інструменту:
а) $T = -50$ °C, б) $T = -60$ °C, в) $T = -70$ °C

За допомогою комп'ютерного моделювання також було визначено залежності температури в глибині серця людини (1 – 2.5 мм, 2 – 5 мм) від часу при різних температурах контактуючого робочого інструменту: $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$, $T = -60\text{ }^{\circ}\text{C}$, $T = -70\text{ }^{\circ}\text{C}$ (рис. 7).

З рис.7 видно, що при температурі охолоджуючого робочого інструменту $T = -60\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 120\text{ с}$ серцева тканина охолоджується до температури $-44\text{ }^{\circ}\text{C}$ на глибині 2.5 мм та $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ на глибині 5 мм. При збільшенні експозиції температурного впливу досягається глибше охолодження шарів серця. Тобто, при тривалому температурному впливі $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ можна досягти деструкції відповідних ділянок серцевої тканини.

Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання шарів серця людини при температурному впливі для досягнення максимального ефекту при проведенні кріоабляції. Розроблена методика комп'ютерного моделювання у динамічному режимі дозволяє визначати розподіли температури в різних шарах серця людини при наперед заданій довільній температурі робочого інструмента.

Висновки

1. З аналізу наукової літератури встановлено, що глибина промерзання серцевої тканини при кріоабляції повинна становити від 2.5 до 5 мм, а мінімальна температура, необхідна для початку некрозу біологічної тканини, знаходиться в діапазоні $-20\text{ }^{\circ}\text{C} \div -30\text{ }^{\circ}\text{C}$.
2. Створено фізичну, математичну та комп'ютерну моделі серця людини при кріоабляції. Визначено розподіли температур в серці з врахуванням фазових переходів у динамічному режимі при будь-якій заданій температурі робочого інструменту.
3. За допомогою комп'ютерного моделювання встановлено, що при температурі охолоджуючого робочого інструменту $T = -60\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 120\text{ с}$ серцева тканина охолоджується до температури $-44\text{ }^{\circ}\text{C}$ на глибині 2.5 мм та $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ на глибині 5 мм. При збільшенні експозиції температурного впливу досягається відповідно глибше охолодження шарів серця.

Література

1. Zipes D.P., & Jalife J. (2013). *Cardiac Electrophysiology: From Cell to Bedside*. Elsevier.
2. Andrade J.G., Khairy P., & Dubuc M. (2014). Cryoablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 11(5), 819 – 825.
3. Calkins H., Brugada J., Packer D.L., et al. (2017). HRS/EHRA/ECAS expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 14(10), e275-e444.
4. Chun K.R.J., Bordignon S., Gunawardene M.A., et al. (2016). Single transseptal big Cryoballoon pulmonary vein isolation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 27(1), 43 – 49.
5. Peltier J.C. (1834). Memoire sur la formation de la chaleur ou du froid aux points de jonction de deux metaux differents. *Annales de Chimie et de Physique*, 56, 371 – 387.
6. Min B.-K., Lee K.-S., Kim J., et al. (2019). Recent advances in thermoelectric cooling: Materials and applications. *Advanced Functional Materials*, 29(5), 1805365.
7. Schilling R.J., Rao A., Abrams D., et al. (2021). Advances in catheter-based atrial fibrillation ablation technologies. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, 14(3), e009661.
8. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi 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.
9. Anatyshuk L.I., Vykhov L.M., Kotsur M.P., Kobylyanskyi R.R., & Kadenyuk T.Ya. (2016).

- Optimal control of the time dependence of the cooling temperature in thermoelectric devices. *Thermoelectricity*, 5, 5 – 11.
10. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Kadenyuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effects on human skin. *Thermoelectrics*, 1, 69 – 79.
 11. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylyanskyi R., & Kadeniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108.
 12. Anatyshuk L.I., Vykhor L.M., Kobylyanskyi R.R., & Kadenyuk T.Ya. (2018). Computer simulation of local temperature effects on human skin in dynamic mode. *Bulletin of the National University "Lviv Polytechnic". Series: Physical and Mathematical Sciences*, 898, 78 – 82.
 13. Anatyshuk L.I., & Kobylyanskyi R.R. (2018). Computer simulation of non-stationary temperature effects on human skin. *Thermoelectricity*, 2, 14 – 22.
 14. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., Konstantynovych I.A., Kuz R.V., Manik O.M. Nitsovych O.V., Cherkez R.G. (2016) Technology for manufacturing thermoelectric microthermopiles. *Journal of Thermoelectricity*, (6), 49 – 53.
 15. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Fedoriv R.V. (2019). Computer simulation of the process of cryodestruction of human skin during thermoelectric cooling. *Thermoelectrics*, (2), 21 – 35.
 16. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effects on human skin. *Thermoelectrics*, 2, 48 – 64.
 17. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effects on oncological neoplasms of human skin. *Thermoelectricity*, (3), 29 – 46.
 18. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., Fedoriv R.V., & Konstantynovych I.A. (2023). On the prospects of using thermoelectric cooling for the treatment of cardiac arrhythmia. *Thermoelectrics*, 2, 5 – 17.
 19. R.R. Kobylyanskyi, A.V. Prybyla, I.A. Konstantynovych, V.V. Boychuk (2022) Results of experimental research on thermoelectric medical heat flow sensors. *Journal of Thermoelectricity*, (3-4), 68 – 81.
 20. Anatyshuk L.I., Kobylyanskyi R.R., Prybyla A.V., Konstantynovych I.A. and Boychuk V.V. (2022) Computer simulation of the thermoelectric heat flow sensor on the surface of the human body. *Journal of Thermoelectricity*, (2), 46 – 60.
 21. R.R. Kobylyanskyi, V.V. Lysko, A.V. Prybyla, I.A. Konstantynovych, A.K. Kobylyanska, N.R. Bukharaeva, V.V. Boychuk (2023) Technological modes of manufacturing thermoelectric sensors for medical purposes. *Journal of Thermoelectricity*, (4), 49 – 63.
 22. L.I. Anatyshuk, R.R. Kobylyanskyi, V.V. Lysko, A.V. Prybyla, I.A. Konstantynovych, A.K. Kobylyanska, M.V. Havrylyuk, V.V. Boychuk (2023) Method of calibration of thermoelectric sensors for medical purposes. *Journal of Thermoelectricity*, (3), 37 – 49.
 23. Gill W., & Fraser I. (1968). A look at Cryosurgery. *Scot. Med. J.*, (13), 268 – 273.
 24. Van Venry G. (1975). Freeze-etching: Freezing velocity and crystal size at different locations in samples. *Cryobiology*, 12(1), 46 – 61.
 25. Hirschhorn M.L. (1963). Patent US 3093135, Cooled surgical instrument.
 26. Hirschhorn M.L. (1970). Patent US 3502080, Thermoelectrically cooled surgical instrument.
 27. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm. *J. Appl. Physiol.*, 1(2), 93 – 122.
 28. 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.
 29. Cetingul M.P., & Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal

- response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
30. Ciesielski M., Mochnicki B., & Szopa R. (2011). Numerical simulation of biological tissue heating. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1(10), 11 – 20.
 31. Filipoiu F., Bogdan A.I., & Carstea I.M. (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS International Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53 – 59.
 32. 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.
 33. 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.
 34. Lim H.L., & Gunasekaran V. (2011). Mathematical simulation of heat distribution during cryosurgery.
 35. COMSOL Multiphysics User's Guide (2018). *COMSOLAB*, 710 p.

Надійшла до редакції: 20.08.2024.

R.R. Kobylanskyi, *Cand. Sc. (Phys.-Math.)*^{1,2}

A.K. Kobylanska, *Cand. Sc. (Phys.-Math.)*¹

R.V. Fedoriv¹

¹Institute of Thermoelectricity of the National Academy of Sciences
and the Ministry of Education and Science of Ukraine,
1 Nauky Str., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,
2 Kotsiubynsky Str., Chernivtsi, 58012, Ukraine

COMPUTER SIMULATION OF TEMPERATURE DISTRIBUTIONS IN THE HUMAN HEART DURING CRYOABLATION

The work presents a computer simulation of the temperature distribution in human cardiac tissue during the cryoablation procedure, taking into consideration thermophysical processes, in particular, blood circulation, heat exchange, metabolic processes, and phase transition. Using the Comsol Multiphysics computer programme and the finite element method, the dependence of the depth of cardiac tissue freezing on the cooling time was determined. Temperature distributions in different layers of the heart at different cooling temperatures of the working tool were obtained. The simulation results can be used to optimize cryoablation parameters in order to increase its efficiency and safety. Bibl. 35, Figs. 7, Tabl 1.

Key words: cryoablation, computer simulation, heart tissue, thermoelectric cooling.

References

1. Zipes D.P., & Jalife J. (2013). *Cardiac Electrophysiology: From Cell to Bedside*. Elsevier.
2. Andrade J.G., Khairy P., & Dubuc M. (2014). Cryoablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 11(5), 819 – 825.
3. Calkins H., Brugada J., Packer D.L., et al. (2017). HRS/EHRA/ECAS expert consensus statement

- on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 14(10), e275-e444.
4. Chun K.R.J., Bordignon S., Gunawardene M.A., et al. (2016). Single transseptal big Cryoballoon pulmonary vein isolation. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 27(1), 43 – 49.
 5. Peltier J.C. (1834). Memoire sur la formation de la chaleur ou du froid aux points de jonction de deux metaux differents. *Annales de Chimie et de Physique*, 56, 371 – 387.
 6. Min B.-K., Lee K.-S., Kim J., et al. (2019). Recent advances in thermoelectric cooling: Materials and applications. *Advanced Functional Materials*, 29(5), 1805365.
 7. Schilling R.J., Rao A., Abrams D., et al. (2021). Advances in catheter-based atrial fibrillation ablation technologies. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, 14(3), e009661.
 8. Anatychuk L.I., Kobylianskyi 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.
 9. Anatychuk L.I., Vykhor L.M., Kotsur M.P., Kobylyanskyi R.R., & Kadenyuk T.Ya. (2016). Optimal control of the time dependence of the cooling temperature in thermoelectric devices. *Thermoelectricity*, 5, 5 – 11.
 10. Anatychuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Kadenyuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effects on human skin. *Thermoelectrics*, 1, 69 – 79.
 11. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylyanskyi R., & Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108.
 12. Anatychuk L.I., Vykhor L.M., Kobylyanskyi R.R., & Kadenyuk T.Ya. (2018). Computer simulation of local temperature effects on human skin in dynamic mode. *Bulletin of the National University "Lviv Polytechnic". Series: Physical and Mathematical Sciences*, 898, 78 – 82.
 13. Anatychuk L.I., & Kobylyanskyi R.R. (2018). Computer simulation of non-stationary temperature effects on human skin. *Thermoelectricity*, 2, 14 – 22.
 14. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A., Kuz R.V., Manik O.M. Nitsovych O.V., Cherkez R.G. (2016) Technology for manufacturing thermoelectric microthermopiles. *Journal of Thermoelectricity*, (6), 49 – 53.
 15. Anatychuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Fedoriv R.V. (2019). Computer simulation of the process of cryodestruction of human skin during thermoelectric cooling. *Thermoelectrics*, (2), 21 – 35.
 16. Anatychuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effects on human skin. *Thermoelectrics*, 2, 48 – 64.
 17. Anatychuk L.I., Kobylyanskyi R.R., & Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effects on oncological neoplasms of human skin. *Thermoelectricity*, (3), 29 – 46.
 18. Anatychuk L.I., Kobylyanskyi R.R., Fedoriv R.V., & Konstantinovich I.A. (2023). On the prospects of using thermoelectric cooling for the treatment of cardiac arrhythmia. *Thermoelectrics*, 2, 5 – 17.
 19. R.R. Kobylianskyi, A.V. Prybyla, I.A. Konstantynovych, V.V. Boychuk (2022) Results of experimental research on thermoelectric medical heat flow sensors. *Journal of Thermoelectricity*, (3-4), 68 – 81.
 20. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Prybyla A.V., Konstantynovych I.A. and Boychuk V.V. (2022) Computer simulation of the thermoelectric heat flow sensor on the surface of the human body. *Journal of Thermoelectricity*, (2), 46 – 60.
 21. R.R. Kobylianskyi, V.V. Lysko, A.V. Prybyla, I.A. Konstantynovych, A.K. Kobylianska, N.R. Bukharaeva, V.V. Boychuk (2023) Technological modes of manufacturing thermoelectric sensors for medical purposes. *Journal of Thermoelectricity*, (4), 49 – 63.

22. L.I. Anatyshuk, R.R. Kobylanskyi, V.V. Lysko, A.V. Prybyla, I.A. Konstantinovich, A.K. Kobylanska, M.V. Havrylyuk, V.V. Boychuk (2023) Method of calibration of thermoelectric sensors for medical purposes. *Journal of Thermoelectricity*, (3), 37 – 49.
23. Gill W., & Fraser I. (1968). A look at Cryosurgery. *Scot. Med. J.*, (13), 268 – 273.
24. Van Venrjy G. (1975). Freeze-etching: Freezing velocity and crystal size at different locations in samples. *Cryobiology*, 12(1), 46 – 61.
25. Hirschhorn M.L. (1963). Patent US 3093135, Cooled surgical instrument.
26. Hirschhorn M.L. (1970). Patent US 3502080, Thermoelectrically cooled surgical instrument.
27. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm. *J. Appl. Physiol.*, 1(2), 93 – 122.
28. 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.
29. Cetingul M.P., & Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
30. Ciesielski M., Mochacki B., & Szopa R. (2011). Numerical simulation of biological tissue heating. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1(10), 11 – 20.
31. Filipoiu F., Bogdan A.I., & Carstea I.M. (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS International Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53 – 59.
32. 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.
33. 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.
34. Lim H.L., & Gunasekaran V. (2011). Mathematical simulation of heat distribution during cryosurgery.
35. COMSOL Multiphysics User's Guide (2018). *COMSOLAB*, 710 p.

Submitted: 20.08.2024.