

УДК 536.24, 537.32

**Кобилянський Р.Р.**, канд. фіз.-мат. наук<sup>1,2</sup>

**Вихор Л.М.**, доктор фіз.-мат. наук<sup>1</sup>

**Федорів Р.В.**<sup>1,2</sup>

**Ізвак Я.А.**<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Інститут термоелектрики НАН і МОН України,  
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;

<sup>2</sup>Чернівецький національний університет,  
ім. Юрія Федьковича, вул. Коцюбинського, 2,  
Чернівці, 58012, Україна

### ПРОЄКТУВАННЯ БАГАТОКАСКАДНОГО ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ОХОЛОДЖУВАЧА ДЛЯ ПРИЛАДУ АБЛЯЦІЇ СЕРЦЯ ЛЮДИНИ

---

*У роботі наведено аналіз вимог до приладу для абляції серця людини. Для проектування каскадних термоелектричних охолоджувачів (ТЕО) і розрахунку їх характеристик використано методи теорії оптимального керування. Для проектування та розрахунку характеристик каскадного ТЕО розроблено спеціальний ітераційний алгоритм. Виконано проектування конструкції та розрахунок параметрів багатокаскадного термоелектричного охолоджувача для приладу абляції серця людини.*

**Ключові слова:** кріоабляція, багатокаскадний термоелектричний охолоджувач, термоелектричне охолодження.

#### Вступ

Аритмія серця – це поширена патологія серцево-судинної системи людини, що суттєво впливає на якість життя і може бути причиною серйозних ускладнень, зокрема серцевої недостатності та навіть інсульту [1]. Ефективним методом лікування аритмії є кріоабляція, за допомогою якої виконують руйнування патологічних електричних шляхів у міокарді шляхом використання понижених температур [2].

Ефективність і безпека кріоабляційних процедур значною мірою залежать від ефективності охолоджувача, що вимагає розробки високоефективних термоелектричних систем для підтримки оптимальних температурних режимів [3, 4].

Однокаскадні термоелектричні охолоджувачі, завдяки своїй компактності, відсутності рухомих частин і здатності до швидкого регулювання температури, є оптимальним рішенням для використання у приладах для кріоабляції [5]. Проте однокаскадні термоелектричні модулі часто не дають можливість забезпечити необхідний перепад температур і потужність охолодження, що потрібні для досягнення стабільно низьких температур, характерних для кріоабляційних процедур [6].

Тому метою даної роботи є проектування багатокаскадного термоелектричного охолоджувача для приладу абляції серця людини.

## 1. Вимоги до приладу для абляції серця людини

Ефективність кріоабляції серця значною мірою залежить від здатності приладу забезпечувати стабільні температурні умови та швидке досягнення необхідних температур [1].

Для ефективного знищення патологічних осередків у серцевій тканині прилад має забезпечувати температуру в зоні контакту в діапазоні від  $-50\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$  [7]. Точність регулювання температури повинна складати в межах  $\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$ , щоб гарантувати стабільність процедури та мінімізувати ризик пошкодження прилеглих біологічних тканин [3].

Прилад повинен мати достатню холодопродуктивність для компенсації теплового притоку від кровообігу та метаболічних процесів у серцевій тканині. За оцінками, мінімальна потужність охолодження становить 5–10 Вт у робочій зоні, залежно від розміру приладу та тривалості процедури [8].

Для адаптації до динамічних умов у серці, таких як зміна кровотоку або контакт із біологічною тканиною, прилад повинен досягати необхідної температури протягом 5–10 секунд після активації. Це вимагає високої ефективності теплопередачі в багатокаскадній системі [9].

## 2. Методика проектування конструкції та розрахунку параметрів термоелектричного охолоджувача

Для проектування каскадних термоелектричних охолоджувачів (ТЕО) і розрахунку їх характеристик використовуються методи теорії оптимального керування [10–12]. Цими методами можна найбільш точно оптимізувати конструкцію термоелектричного модуля, враховуючи температурні залежності параметрів термоелектричних матеріалів і вплив електричних та теплових втрат у модулі.

Основними початковими даними для проектування ТЕО є температура охолодження  $T_c$  медичного інструменту для абляції, раціональна кількість каскадів  $N$  модуля, температура основи охолоджувача  $T_h$  і холодопродуктивність ТЕО  $Q_0$ , яка дорівнює потужності теплового навантаження на робочу поверхню медичного інструменту. Повинні бути також задані температурні залежності властивостей термоелектричних матеріалів  $n$ - і  $p$ -віток термоелементів, а саме коефіцієнт Зеебека  $\alpha_{n,p}(T)$ , електропровідність  $\sigma_{n,p}(T)$ , теплопровідність  $\kappa_{n,p}(T)$ , питомі величини контактного опору  $r_c$ , електричного та теплового опору комутаційних та ізоляційних пластин та їх товщини. Фіксуються також довжина віток  $L$  термоелементів і електричний струм  $I$  живлення ТЕО. Основною вимогою є відповідність конструкції ТЕО умові максимального холодильного коефіцієнта:

$$\varepsilon = Q_0 / W, \quad (1)$$

де  $W$  – потужність, що споживається охолоджувачем в робочому режимі. Це забезпечить охолодження робочого інструменту для абляції з мінімальними витратами електроенергії.

Згідно з методами оптимального керування [10], ефективність роботи каскадного термоелектричного модуля оцінюється функціоналом:

$$J = \sum_{k=1}^N (\ln q_1^k - \ln q_0^k), \quad (2)$$

мінімум якого відповідає максимальному значенню холодильного коефіцієнта (1). У цьому виразі  $q_0^k$ ,  $q_1^k$  – питомі густини теплових потоків, які відповідно поглинаються та виділяються на поверхнях  $k$ -ого каскаду і визначаються наступним чином:

$$q_0^k = \frac{Q_0^k}{n_k I}, \quad q_1^k = \frac{Q_1^k}{n_k I}, \quad (3)$$

де  $Q_0^k, Q_1^k$  – теплові потужності на теплопоглинальній та тепловиділяючій поверхнях  $k$ -ого каскаду, який містить  $n_k$  термопарних елементів. Для обчислення потоків  $q_0^k, q_1^k$  в одновимірному наближенні використовується система рівнянь нерівноважної термодинаміки [10], яка для  $n$ - і  $p$ -віток термопар  $k$ -ого каскаду має вигляд:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT}{dx} &= -\frac{\alpha j_k}{\kappa} T - \frac{j_k}{\kappa} q, \\ \frac{dq}{dx} &= \frac{\alpha^2 j_k}{\kappa} T + \frac{\alpha j_k}{\kappa} q + \frac{j_k}{\sigma} \end{aligned} \right\} \quad k = 1, \dots, N, \quad (4)$$

де  $x = x/L, 0 \leq x \leq L$  – безрозмірна координата, направлена в кожному каскаді від гарячих спаїв термопар до холодних,  $(j_k)_{n,p} = IL/(s_k)_{n,p}$  – вектор питомої густини струму,  $s$  – переріз термоелектричних віток,  $N$  – кількість каскадів, які нумеруються, починаючи від гарячого каскаду до холодного. Система (4) розв'язується за граничних умов:

$$\begin{aligned} T_{nk}(0) &= T_{pk}(0) \equiv T_k(0), \quad T_{nk}(1) = T_{pk}(1) \equiv T_k(1), \quad k = 1, \dots, N \\ T_1(0) &= T_h + \delta T_0, \quad T_N(1) = T_c - \delta T_N, \quad T_k(0) = T_{k-1}(1) + \delta T_{k-1}, \quad k = 2, \dots, N, \end{aligned} \quad (5)$$

де перепади температур  $\delta T$  враховують теплові втрати в комутаційних та ізоляційних пластинах і в одновимірному наближенні обраховуються наступним чином:

$$\begin{aligned} \delta T_0 &= -\frac{q_1^1}{(L/(j_1)_n + L/(j_1)_p)} \left( \frac{R_{ins} l_{ins}}{K_{ins}} + \frac{R_{con} l_{con}}{K_{con}} \right), \\ \delta T_k &= -\frac{q_0^k}{(L/(j_k)_n + L/(j_k)_p)} \left( \frac{R_{ins} l_{ins}}{K_{ins}} + \frac{R_{con} l_{con}}{K_{con}} \right), \quad k = 1, \dots, N, \end{aligned} \quad (6)$$

де  $R_{ins}, R_{con}, l_{ins}, l_{con}, K_{ins} = s_{ins k}/n_k(s_n + s_p), K_{con} = s_{con}/(s_n + s_p)$ , – питомий тепловий опір, товщина та коефіцієнт заповнення ізоляційних та комутаційних пластин відповідно.

Розв'язок крайової задачі (4)–(5) уможливорює розрахунок питомих теплових потоків  $q_0^k, q_1^k$  за наступними співвідношеннями:

$$q_{0k} = \sum_{n,p} \left[ q_k(1) + j_k \frac{r_c}{L} \right]_{n,p} + q_{con}, \quad q_{1k} = \sum_{n,p} \left[ q_k(0) - j_k \frac{r_c}{L} \right]_{n,p} - q_{con}, \quad (7)$$

де  $q_{con} = \frac{2r_{con}I}{l_{con}} \left( K_{con} - \frac{2}{3} \right)$  [10]. Формули (7) враховують виділення тепла Джоуля внаслідок опорів контактів  $r_c$  і комутаційних пластин  $r_{con}$ .

Теплові потоки  $q_0^k, q_1^k$  залежать від питомої густини електричного струму  $(j_k)_{n,p}$  та від міжкаскадних температур  $T_k$ . Згідно теорії оптимального керування для мінімуму функціоналу  $J$  повинні виконуватися наступні умови:

- питома густина електричного струму в термоелектричних вітках кожного каскаду повинна задовольняти рівняння:

$$-\frac{\partial J}{\partial(j_k)_{n,p}} + \int_0^1 \frac{\partial H^k(\Psi, T, q, (j_k)_{n,p})}{\partial(j_k)_{n,p}} dx = 0, \quad (8)$$

де  $H^k = \sum_{n,p} (\Psi_1 f_1^k + \Psi_2 f_2^k)_{n,p}$  – функція Гамільтона,  $(f_1^k, f_2^k)_{n,p}$  – праві частини рівнянь (4),

$(\Psi_1, \Psi_2)_{(k)n,p}$  – допоміжна вектор-функція;

- міжкаскадні температури  $T_k$  повинні задовольняти систему рівнянь:

$$\sum_{n,p} \Psi_{1(k+1)n,p}(0) = \sum_{n,p} \Psi_{1(k)n,p}(1), \quad k = 1, \dots, N-1, \quad (9)$$

Згідно теорії оптимального керування, допоміжна вектор-функція  $(\Psi_1, \Psi_2)_{(k)n,p}$  визначається розв'язком допоміжної системи диференціальних рівнянь у вигляді

$$\left. \begin{aligned} \frac{d\Psi_{1k}}{dx} &= \frac{\alpha j_k}{\kappa} R_{1k} \Psi_{1k} - \frac{\alpha^2 j_k}{\kappa} R_{2k} \Psi_{2k}, \\ \frac{d\Psi_{2k}}{dx} &= \frac{j_k}{\kappa} \Psi_{1k} - \frac{\alpha j_k}{\kappa} \Psi_{2k}, \end{aligned} \right\} \quad k = 1, \dots, N, \quad (10)$$

де  $R_{1k} = 1 + \frac{d \ln \alpha}{dT} T - \frac{d \ln \kappa}{dT} \left( T + \frac{q}{\alpha} \right)$ ,  $R_{2k} = R_{1k} - \frac{1}{Z} \frac{d \ln \sigma}{dT} + \frac{d \ln \kappa}{dT} \left( T + \frac{q}{\alpha} \right)$ ,  $Z = \frac{\alpha^2 \sigma}{\kappa}$ , з наступними

крайовими умовами:

$$\Psi_{2(k)n,p}(0) = \frac{1}{q_{1k}}, \quad \Psi_{2(k)n,p}(1) = \frac{1}{q_{0k}}. \quad (11)$$

Результатами розв'язування такої оптимізаційної задачі є оптимальні значення питомої густини електричного струму у термоелектричних вітках  $(j_k)_{n,p}$  та міжкаскадні температури  $T_k$ , які забезпечують максимальний холодильний коефіцієнт  $\varepsilon_{\max} = 1/(\exp(J) - 1)$ . Після розв'язування оптимізаційної задачі оптимальні параметри конструкції ТЕО розраховуються наступним чином:

- площа поперечного перерізу віток термоелементів в  $k$ -ому каскаді визначається за формулою  $(s_k)_{n,p} = I / (j_k)_{n,p}$ ;
- кількість термопар в каскадах обчислюється за виразами  $n_N = -Q_0 / q_0^N I$ ,  $n_k = n_{k+1} q_1^{k+1} / q_0^k$ ,  $k = 1, \dots, N-1$ .

Слід зауважити, що зазвичай розраховані оптимальні поперечні перерізи  $n$ - і  $p$ -віток в кожному каскаді не суттєво різняться між собою, тому для реальної конструкції ТЕО вибирається середнє значення перерізу віток  $s$ .

Визначаються також оптимальна електрична потужність  $W = Q_0 / \varepsilon_{\max}$ , яка споживається модулем в робочому режимі, і робоча напруга  $U = W / I$  на модулі. Часто для проектування модуля замість електричного струму  $I$  через модуль задають робочу напругу  $U_z$ . Тоді спочатку розраховують максимальний холодильний коефіцієнт  $\varepsilon_{\max}$  і потужність  $W$  для довільного раціонального значення електричного струму  $I_d$ . Враховуючи, що  $\varepsilon_{\max}$  і  $W$  практично не залежать від електричного струму у вітках, визначають струм  $I = W / U_z$ , який забезпечуватиме необхідну задану робочу напругу  $U_z$  на модулі, і вже для цього струму обраховують оптимальну конструкцію модуля.

Очевидно, що сформульована оптимізаційна задача проектування каскадного модуля може бути розв'язана лише чисельними методами за допомогою комп'ютерних засобів [13–16].

### 3. Алгоритм комп'ютерного проектування термоелектричного охолоджувача

Для проектування та розрахунку характеристик каскадного ТЕО розроблено спеціальний ітераційний алгоритм, який полягає в наступному.

1. Спочатку задаються початковий розподіл міжкаскадних температур  $T_k^{(0)}$ , перепади температури  $\delta T^{(0)}$  та деякі початкові наближення густини електричного струму у вітках термоелементів  $(j_k)_{n,p}^{(0)}$ .

2. Методом скінчених елементів розв'язується основна крайова задача (4)–(5). Знаходяться початкові розподіли температури і теплового потоку  $T_{k,n,p}^{(0)}(x)$ ,  $q_{k,n,p}^{(0)}(x)$  для всіх каскадів. За формулами (7) розраховуються теплові потоки  $q_0^k, q_1^k$  і визначається значення функціоналу  $J^{(0)}$  (2).

3. Отримані дані використовуються для інтегрування лінійної системи допоміжних рівнянь (10) з крайовими умовами (11). Отримуємо функції  $\Psi_{1(k)n,p}(x)$ ,  $\Psi_{2(k)n,p}(x)$ .

4. Методом ітерацій Ньютонa розв'язується нелінійна система (9) для знаходження нових значень міжкаскадних температур  $T_k^{(1)}$  і на кожному ітераційному кроці розв'язуються рівняння (8) та визначаються нові значення густини електричного струму  $(j_k)_{n,p}^{(1)}$ . Нові значення  $\delta T^{(1)}$  обраховуються за формулами (6).

Пункти 2-4 повторюються з новими параметрами  $T_k^{(1)}$ ,  $\delta T^{(1)}$ ,  $(j_k)_{n,p}^{(1)}$ , а ітерації тривають до тих пір, поки різниця значень функціоналу  $J$  не стане меншою за задану похибку.

У результаті ми отримуємо всі оптимальні параметри  $T_k^{(opt)}$ ,  $\delta T^{(opt)}$ ,  $(j_k)_{n,p}^{(opt)}$  та відповідні їм оптимальні функції  $T_{k,n,p}^{(opt)}(x)$ ,  $q_{k,n,p}^{(opt)}(x)$ , що відповідають мінімуму функціоналу  $J_{min}$ . Після цього розраховуються максимальний холодильний коефіцієнт, конструкція ТЕО і потужність, яку він споживає в робочому режимі.

Такий алгоритм був реалізований у комп'ютерній системі MATLAB.

### 4. Результати проектування конструкції термоелектричного охолоджувача для абляції на серці та розрахунок його характеристик

Запропонований метод було використано для проектування конструкції термоелектричного модуля з термоелектричних матеріалів на основі  $Bi_2Te_3$  для охолодження медичного робочого інструменту, який використовується в пристрої для абляції на серці людини.

Вихідні дані для розрахунку конструкції ТЕО наведені в таблиці 1.

Використовувались наведені в роботі [17] експериментальні температурні залежності термоелектричних параметрів матеріалів на основі  $Bi_2Te_3$ , які апроксимувалися поліномами і застосовувалися для розрахунків ТЕО.

Розраховувалися конструкції двох моделей модулів охолодження, а саме 3-каскадний модуль і 4-каскадний варіант. Результати проектування цих двох моделей термоелектричних модулів надані в таблиці 2.

Таблиця 1

Вихідні дані для розрахунку каскадного ТЕО для медичного інструменту

Параметр	Значення
Температура основи ТЕО $T_h$ , К	303
Температура охолодження $T_c$ , К	213
Холодопродуктивність $Q_0$ , Вт	0.3
Висота віток термоелементів $L$ , см	0.14
Напруга живлення $U$ , В	6
Контактний опір $r_c$ , Ом·см <sup>2</sup>	$5 \cdot 10^{-6}$
Мідна комутація: товщина $l_{con}$ , см коефіцієнт заповнення $K_{con}$	0.02 1.25
Ізоляційні пластини з $Al_2O_3$ : товщина $l_{ins}$ , см коефіцієнт заповнення $K_{ins}$ тепловий опір $R_{ins}$ , см·К/Вт	0.063 2.25 4

Таблиця 2

Конструкція і розраховані параметри двох моделей термоелектричних модулів

Параметри	3-каскадний модуль	4-каскадний модуль
Розміри кристалів, мм	$0.8 \times 0.8 \times 1.4$	$0.88 \times 0.88 \times 1.4$
Віддаль між кристалами, мм	0.5	0.5
Кількість термопар в каскадах: нижній (гарячий) каскад середні каскади верхній (холодний) каскад	$n_1 = 64$ $n_2 = 28$ $n_3 = 12$	$n_1 = 70$ $n_2 = 38, n_3 = 21$ $n_4 = 11$
Розміри каскадів, мм <sup>2</sup> : нижній (гарячий) каскад середні каскади верхній (холодний) каскад	$s_1 = 15 \times 15$ $s_2 = 10 \times 10$ $s_3 = 6 \times 6$	$s_1 = 17 \times 17$ $s_2 = 12 \times 12, s_3 = 9 \times 9$ $s_4 = 7 \times 7$
Параметри в робочому режимі: електричний струм живлення $I$ , А напруга $U$ , В потужність $W$ , Вт холодильний коефіцієнт $\epsilon_{max}$	1.1 6 6.6 0.046	1.0 6 6.0 0.05
Розраховані максимальні параметри модуля за температури $T_h = 303$ К: максимальний перепад температури $\Delta T_{max}$ , К максимальна холодопродуктивність $Q_{max}$ , Вт максимальний струм $I_{max}$ , А максимальна напруга $U_{max}$ , В Опір модуля $R$ , Ом	110 2.0 1.5 7.7 4.9	114 1.92 1.5 8.4 5.4

Розраховані характеристики 3-каскадного і 4-каскадного модулів показані на рис. 1.

Порівняння результатів розрахунку робочих параметрів і характеристик цих двох моделей термоелектричних модулів для охолодження медичного інструменту для абляції свідчить, що робочі параметри і загальні характеристики 4-каскадного ТЕО не суттєво кращі, ніж 3-каскадного ТЕО. Тому оптимальним варіантом є 3-каскадний варіант ТЕО. Зауважимо, що термоелектричний модуль має бути розміщений у герметичному корпусі вакуумованому або заповненому розрідженим інертним газом (аргон, ксенон).

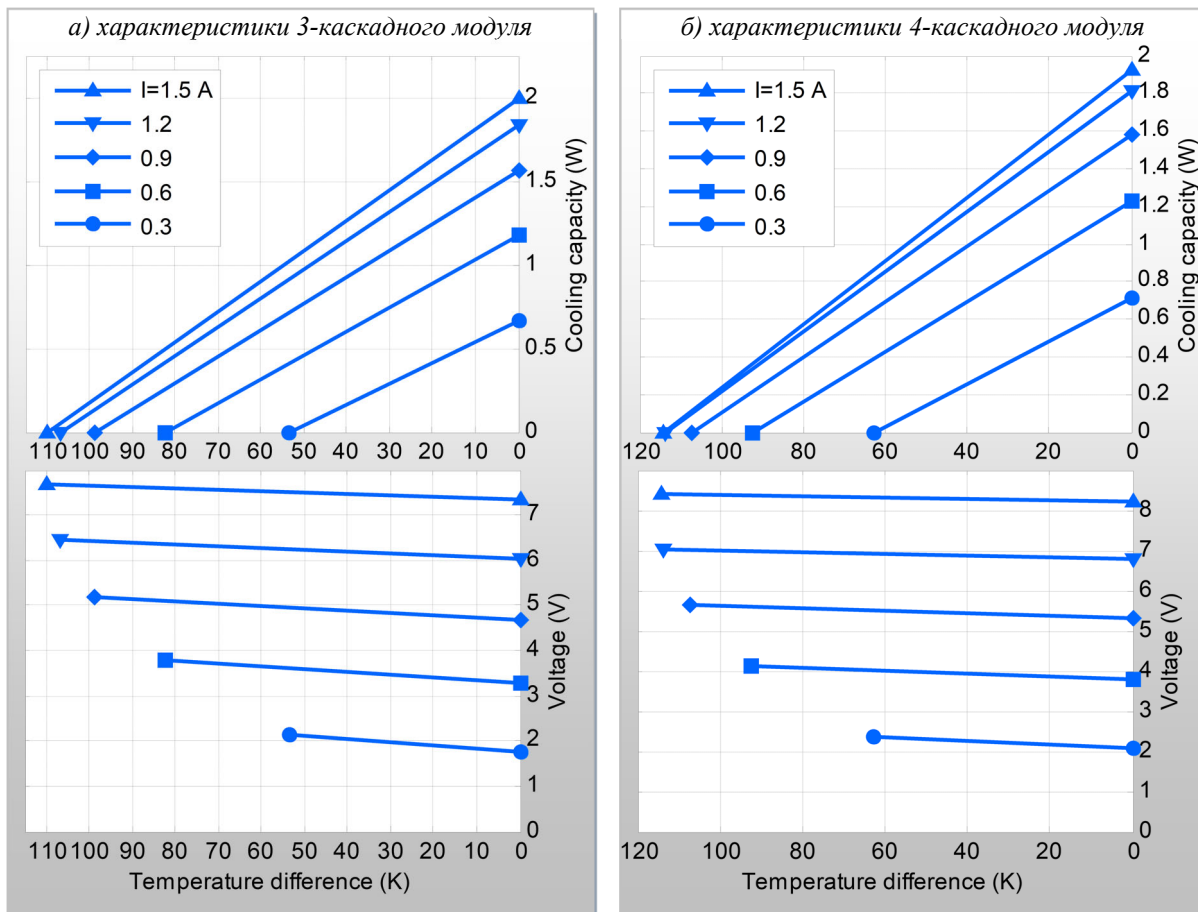


Рис. 1. Характеристики термоелектричних модулів для медичного робочого інструменту приладу абляції серця людини: а) 3-каскадного модуля, б) 4-каскадного модуля

Основна проблема, яка виникне при розробці і конструюванні приладу для абляції, полягатиме у з'єднанні ТЕО з медичним робочим інструментом. Але це питання буде предметом подальших досліджень.

## Висновки

1. Розроблено методику проектування конструкції та розрахунку параметрів термоелектричного охолоджувача на основі методів теорії оптимального керування.
2. Розроблено спеціальний ітераційний алгоритм для комп'ютерного проектування та розрахунку характеристик багатокаскадного термоелектричного охолоджувача, який було реалізовано у комп'ютерній системі MATLAB.
3. Виконано проектування конструкції двох моделей термоелектричних охолоджувачів для медичного робочого інструменту приладу абляції на серці людини, зокрема 3-каскадний і 4-

каскадний варіант. Встановлено, що робочі параметри і загальні характеристики 4-каскадного ТЕО не суттєво кращі, ніж 3-каскадного, тому оптимальним варіантом є 3-каскадний варіант ТЕО.

## Література

1. Calkins H., Hindricks G., Cappato R., et al. (2017). HRS/EHRA/ECAS/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 14(10), e275–e444.
2. Natale A., Reddy V.Y., Monir G., et al. (2014). Paroxysmal AF catheter ablation with a contact force sensing catheter: results of the prospective, multicenter SMART-AF trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 64(7), 647–656.
3. Dubuc M., Guerra P.G. (2018). Cryoablation for the treatment of cardiac arrhythmias: current status and future perspectives. *Canadian Journal of Cardiology*, 34(10), 1288–1295.
4. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V., Konstantynovych I.A. (2023). On the prospects of using thermoelectric cooling for the treatment of cardiac arrhythmia. *Journal of Thermoelectricity*, 2, 5–17.
5. Rowe D.M. (2006). *Thermoelectric Handbook: Macro to Nano*. CRC Press, 1008 p.
6. Goldsmid H.J. (2016). *Introduction to Thermoelectricity*. Springer, 278 p.
7. Packer D.L., Kowal R.C., Wheelan K.R., et al. (2013). Cryoballoon ablation of pulmonary veins for paroxysmal atrial fibrillation: first results of the North American Arctic Front (STOP AF) pivotal trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 61(14), 1713–1723.
8. Khairy P., Dubuc M. (2008). Transcatheter cryoablation: biophysical principles and clinical applications. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 31(5), 641–652.
9. Bell L.E. (2008). Cooling, heating, generating power, and recovering waste heat with thermoelectric systems. *Science*, 321(5895), 1457–1461.
10. Anatyshuk L.I., Vikhor, L.N. (2012). *Thermoelectricity. Volume IV. Functionally graded thermoelectric materials*. Institute of Thermoelectricity, Kyiv, Chernivtsi.
11. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylianskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *Journal of Thermoelectricity*, 5, 5–11.
12. Anatyshuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylianskyi R., Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>
13. Vikhor L., Kotsur M. (2003). Evaluation of efficiency for miniscale thermoelectric converter under the influence of electrical and thermal resistance of contacts. *Energies*, 16, 4082.

Надійшла до редакції: 10.09.2024.

**R.R. Kobylianskyi**, *Cand.Sc. (Phys.-Math.)*<sup>1,2</sup>

**L.M. Vikhor**, *D.Sc. (Phys.-Math.)*<sup>1</sup>

**R.V. Fedoriv**<sup>1,2</sup>

**Ya.A. Izvak**, *student*<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Institute of Thermoelectricity of the National Academy of Sciences  
and the Ministry of Education and Science of Ukraine,

1 Nauky St., Chernivtsi, 58029, Ukraine;

<sup>2</sup>Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University,

2 Kotsiubynsky St., Chernivtsi, 58012, Ukraine

## DESIGN OF A MULTI-STAGE THERMOELECTRIC COOLER FOR A HUMAN HEART ABLATION DEVICE

*The paper presents an analysis of the requirements for a human heart ablation device. Optimal control theory methods were used to design cascade thermoelectric coolers (TEC) and calculate their characteristics. A special iterative algorithm was developed to design and calculate the characteristics of a cascade TEC. The design of the structure and calculation of the parameters of a multi-stage thermoelectric cooler for a human heart ablation device were performed. Bibl. 13, Figs. 1, Tables 2.*

**Key words:** cryoablation, multi-stage thermoelectric cooler, thermoelectric cooling.

### References

1. Calkins H., Hindricks G., Cappato R., et al. (2017). HRS/EHRA/ECAS/APHRS/SOLAECE expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation. *Heart Rhythm*, 14(10), e275–e444.
2. Natale A., Reddy V.Y., Monir G., et al. (2014). Paroxysmal AF catheter ablation with a contact force sensing catheter: results of the prospective, multicenter SMART-AF trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 64(7), 647–656.
3. Dubuc M., Guerra P.G. (2018). Cryoablation for the treatment of cardiac arrhythmias: current status and future perspectives. *Canadian Journal of Cardiology*, 34(10), 1288–1295.
4. Anatychuk L.I., Kobylanskyi R.R., Fedoriv R.V., Konstantynovych I.A. (2023). On the prospects of using thermoelectric cooling for the treatment of cardiac arrhythmia. *Journal of Thermoelectricity*, 2, 5–17.
5. Rowe D.M. (2006). *Thermoelectric Handbook: Macro to Nano*. CRC Press, 1008 p.
6. Goldsmid H.J. (2016). *Introduction to Thermoelectricity*. Springer, 278 p.
7. Packer D.L., Kowal R.C., Wheelan K.R., et al. (2013). Cryoballoon ablation of pulmonary veins for paroxysmal atrial fibrillation: first results of the North American Arctic Front (STOP AF) pivotal trial. *Journal of the American College of Cardiology*, 61(14), 1713–1723.
8. Khairy P., Dubuc M. (2008). Transcatheter cryoablation: biophysical principles and clinical applications. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 31(5), 641–652.
9. Bell L.E. (2008). Cooling, heating, generating power, and recovering waste heat with thermoelectric systems. *Science*, 321(5895), 1457–1461.
10. Anatychuk L.I., Vikhor, L.N. (2012). *Thermoelectricity. Volume IV. Functionally graded thermoelectric materials*. Institute of Thermoelectricity, Kyiv, Chernivtsi.
11. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *Journal of Thermoelectricity*, 5, 5–11.
12. Anatychuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylanskyi R., Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>
13. Vikhor L., Kotsur M. (2003). Evaluation of efficiency for miniscale thermoelectric converter under the influence of electrical and thermal resistance of contacts. *Energies*, 16, 4082.

Submitted: 10.09.2024.