

Л.І. Анатичук<sup>1,2</sup>, Л.М. Вихор<sup>1</sup>, Р.Р. Кобилянський<sup>1,2</sup>, Т.Я. Каденюк<sup>1</sup>

## Комп'ютерне моделювання динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для кріодеструкції

<sup>1</sup>Інститут термоелектрики НАН та МОН України, Чернівці, Україна  
<sup>2</sup>Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, Чернівці, Україна

У роботі наведено результати комп'ютерного моделювання оптимальних динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для кріодеструкції. Визначено оптимальну часову функцію керування струмом живлення термоелектричного мікромодуля у приладі для кріодеструкції, якою забезпечується заданий циклічний температурний вплив на локальну ділянку тіла людини.

**Ключові слова:** комп'ютерне моделювання, оптимальний динамічний режим, кріодеструкція, термоелектричне охолодження.

*Стаття постуила до редакції 08.09.2017; прийнята до друку 05.12.2017.*

### Вступ

Загальна характеристика проблеми та аналіз літератури. Загальновідомим у медичній практиці є той факт, що температурний вплив є важливим чинником лікування багатьох захворювань організму людини [1]. Одним з перспективних напрямів є кріодеструкція – сукупність хірургічних методів лікування, заснованих на локальному заморожуванні біологічних тканин людського організму. Для здійснення кріодеструкції необхідно охолодити певну ділянку тіла людини до температури  $-50^{\circ}\text{C}$ . На сьогодні таке охолодження реалізується за допомогою спеціальних кріоінструментів із використанням азоту [1-6]. Проте використання азоту має низку недоліків: азот не дає можливість забезпечити охолодження з необхідною точністю підтримання температури, також існують ризики переохолодження з негативними наслідками. Крім того, рідкий азот є досить небезпечною речовиною і вимагає належної обережності під час використання, а доставка рідкого азоту не завжди доступна, що звужує можливості використання такого методу. Це відкриває перспективи використання термоелектричного охолодження для кріодеструкції, яким може бути реалізоване охолодження до температури  $(0 \div -80)^{\circ}\text{C}$ . Термоелектричні прилади медичного призначення дають можливість точно задавати необхідну температуру робочого інструменту, час температурного впливу на відповідну ділянку людського організму та

забезпечувати циклічну зміну режимів охолодження і нагріву [7, 8]. Однак, розроблені до цього часу термоелектричні медичні прилади не мають можливості комп'ютерного керування струмом живлення термоелектричних модулів для відтворення необхідних наперед заданих динамічних температурних режимів.

Тому, метою даної роботи є розробка комп'ютерних методів для моделювання та оптимізації динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для кріодеструкції.

### I. Температурні та часові режими для кріодеструкції

З літератури відомо [9-12], що зниження температури біологічної тканини до  $(-5 \div -10)^{\circ}\text{C}$  призводить до початку процесу кристалотворення у позаклітинному просторі, а зі зниженням температури до  $(-15 \div -20)^{\circ}\text{C}$  і нижче починається утворення кристалів льоду всередині клітин, що призводить до загибелі біологічної тканини. Важливо відмітити, що маса утвореного льоду займає обсяг на 10 % більший, ніж обсяг рідини, з якої утворюються кристали льоду. Максимально пошкоджуючий ефект досягається з охолодженням біологічної тканини до  $-50^{\circ}\text{C}$ , а подальше зниження температури не збільшує летальності клітин [4, 5, 10-21].

Інтенсивність деструкції клітин у вогнищі заморожування залежить не тільки від мінімальної

температури у вогнищі, але й від швидкості охолодження біологічної тканини. Оптимальним є відносно швидке заморожування – (40 - 50)°C/хв. при експозиції 30 с [9, 22]. Ефективність кріодеструкції клітини висока, якщо вона не встигає витіснити через мембрани внутрішньоклітинну рідину в процесі охолодження тканини перед заморожуванням [10-15].

Більш повільне заморожування (3 - 5°C/хв) недоцільне, оскільки при цьому не відбуваються процеси внутрішньоклітинного льодоутворення. Також не раціонально використовувати і надшвидке заморожування (більше 100°C/хв), оскільки при цьому утворюється аморфний лід, що не пошкоджує структуру біологічної тканини [10].

Надійність кріодеструкції значною мірою залежить не тільки від швидкості охолодження, але й від швидкості подальшого зігрівання, оскільки шкідлива дія низьких температур виникає як в процесі перетворення клітин у кристали льоду, так і під час їх відтавання до нормальної температури. Деструкція клітин під час відтавання відбувається не менш інтенсивно, ніж під час заморожування, оскільки в процесі відтавання виникає перекристалізація льоду, що посилює деструктивний вплив на живі клітини. За повільного зігрівання інтрацелюлярні кристали льоду ще деякий час продовжують рости і ушкоджувати внутрішньоклітинні утворення. Відтавання зі швидкістю (10 - 12) C/хв забезпечує найбільш надійну деструкцію клітин [10 -15].

Багаторазове циклічне заморожування-відтавання робить можливим знизити летальну для патологічної тканини температуру, знайти своєрідний компроміс між прагненням якомога сильніше заморозити пухлинний осередок і

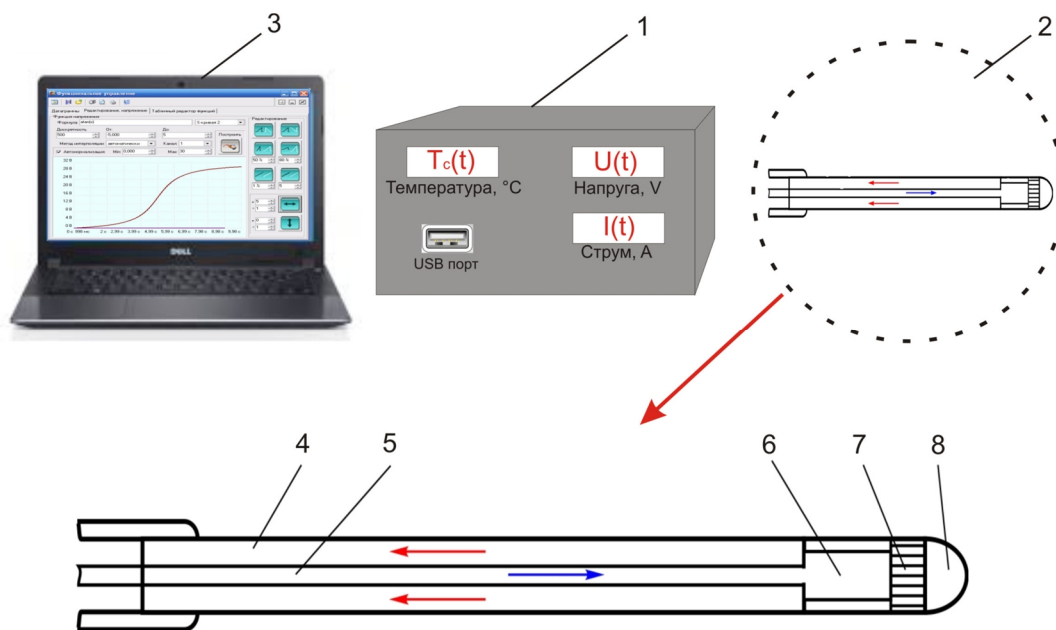
необхідністю зберегти здорові навколишні тканини [10 - 21].

## II. Схематична модель термоелектричного приладу для кріодеструкції

На рис. 1 схематично зображено термоелектричний прилад для кріодеструкції, що з'єднаний з ПК 3 для встановлення наперед заданої оптимальної функції струму живлення термоелектричного мікро модуля з метою забезпечення необхідного температурного режиму робочого інструменту приладу 2.

Прилад складається з двох основних частин: електронного блоку керування та живлення 1 та робочого інструменту 2. У свою чергу, робочий інструмент 2 виконаний з тонкостінної металевої трубки 4, коаксіально розташованої трубки 5, рідинного теплообмінника 6, термоелектричного мікро модуля 7 і наконечника 8. По трубках 4 і 5 циркулює охолоджуюча рідина для відводу тепла через теплообмінник 6 від термоелектричного мікро модуля 7. Таким чином, понижується температура наконечника 8. При використанні попередньо охолодженої рідини до температури 5 ÷ 10°C температура наконечника знижується до (-40 ÷ -50)°C. Робочий інструмент 2 може бути використано для локальних кріодеструкцій, видалення примороженої тканини, а також для видалення сторонніх включень шляхом їх приморожування до поверхні робочого інструмента.

З метою визначення оптимальних часових функцій керування струмом живлення



**Рис. 1.** Схематичне зображення термоелектричного приладу для кріодеструкції:

- 1 – електронний блок керування та живлення, 2 – робочий інструмент, 3 – персональний комп'ютер (ПК), 4 – тонкостінна металева трубка, 5 – коаксіальна трубка, 6 – рідинний теплообмінник, 7 – термоелектричний мікро модуль, 8 – наконечник.

термоелектричного модуля, яким забезпечуються задані залежності зміни температури охолодження з часом, необхідно застосувати методи комп'ютерного моделювання. Результати комп'ютерного моделювання наведено нижче.

### III. Комп'ютерне моделювання оптимальної функції керування струмом живлення термоелектричного приладу

Задача комп'ютерного моделювання нестационарного режиму роботи приладу для кріодеструкції полягає у визначенні часової функції керування струмом живлення термоелементів  $I(t)$ , яка забезпечує задану залежність температури поверхні робочого інструменту приладу від часу  $T_c(t)$ .

Задача розв'язувалася із застосуванням наступних наближень в моделі приладу. Вважається, що всі термоелементи мікромодуля, який використовується в пристрої, є ідентичними і перебувають в однакових умовах. Вітки термоелементів висотою  $l$  і перерізом  $s$  виконані з матеріалів  $n$ - і  $p$ -типу провідності. Характеристики матеріалів віток, а саме коефіцієнти термоЕРС  $\alpha_{n,p}(T)$  і питомого опору  $\rho_{n,p}(T)$  залежать від температури, а коефіцієнти теплопровідності  $k_{n,p}$  і теплоємності  $c_{n,p}$  вважаються константами внаслідок їх несуттєвої залежності від температури в термоелектричних матеріалах для охолоджувачів. Припускається, що тепловиділяюча поверхня термоелементів

підтримується при фіксованій температурі  $T_h$ , бокові поверхні віток є адіабатично ізольованими. На робочих спаях термоелементів враховуються поглинання або виділення (в залежності від напрямку струму) теплоти Пельтьє та виділення тепла Джоуля на контактах спаю з контактним опором  $r_c$ . Враховується сумарна об'ємна теплоємність  $g$  комутаційних та ізоляційної пластин модуля і мідної робочої поверхні приладу у розрахунку на один термоелемент. Приймається до уваги теплове навантаження потужністю  $q_0$ , що створюється в робочому режимі на холодні спаї термоелементів тепловиділенням організму людини.

Для такої моделі розподіл температури у вітках термоелементів задається системою одновимірних рівнянь нестационарної теплопровідності у вигляді:

$$\begin{cases} c_n \frac{\partial T_n}{\partial t} = k_n \frac{\partial^2 T_n}{\partial x^2} + r_n(T) \frac{I^2(t)}{s^2} - T_n \frac{\partial \alpha_n(T)}{\partial T_n} \frac{I(t)}{s} \frac{\partial T_n}{\partial x} \\ c_p \frac{\partial T_p}{\partial t} = k_p \frac{\partial^2 T_p}{\partial x^2} + r_p(T) \frac{I^2(t)}{s^2} - T_p \frac{\partial \alpha_p(T)}{\partial T_p} \frac{I(t)}{s} \frac{\partial T_p}{\partial x} \end{cases}, \quad (1)$$

де  $x \in [0, l]$ ,  $t \in [0, t_{\max}]$ ;  $I(t)$  – струм у вітках термоелемента, який є функцією часу. У рівняннях (1) враховано вплив ефекту Томсона, який виникає в об'ємі віток термоелемента внаслідок залежності коефіцієнтів термоЕРС  $\alpha_{n,p}(T)$  від температури.

Крайові умови для цих рівнянь мають наступний вигляд:

$$\left[ k_n s \frac{\partial T_n}{\partial x} + k_p s \frac{\partial T_p}{\partial x} \right]_{x=0} - [a_p(T_c(t)) + |a_n(T_c(t))|] I(t) T_c(t) - g \frac{\partial T_c(t)}{\partial t} + 2 \frac{r_c}{s} I^2(t) + q_0 = 0, \quad (2)$$

$$T_n(l, t) = T_p(l, t) \equiv T_h,$$

де  $T_c(t)$  – температура робочої поверхні термоелемента є заданою функцією часу.

За умов, коли початкове значення струму  $I_0 = 0$  А, а  $T_h = T_a$ , початкові умови крайової задачі (1)-(2) мають простий вигляд

$$T_n(x, 0) = T_p(x, 0) \equiv T_a, \quad (3)$$

Як зазначалося, задача полягає в тому, щоб

знайти функцію керування струмом  $I(t)$  таку, що забезпечує задану залежність холодної температури від часу  $T_c(t)$ .

Метод розв'язування такої задачі описано в [23]. Для сформульованої задачі розв'язок отримується у вигляді наступного інтегрального рівняння:

$$I(t) = \frac{1}{a(t)T_c(t)} \left[ \frac{r_c}{s} I^2(t) + \frac{k}{c} \frac{r(t)}{sl} \int_0^{at} K(t-t) I^2(t) dt + \Phi(t, T_c(t)) \right], \quad (4)$$

де

$$\Phi(t, T_c(t)) = -g \frac{dT_c(t)}{dt} + q_0 - \frac{ks}{l} \int_0^{at} J_1(t-t) \frac{dT_c(t)}{dt} dt; \quad a = \frac{k}{cl^2}; \quad K(t) = J_1(t) - J_0(t),$$

$$J_1(t) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \exp(-p^2 k^2 at); \quad J_0(t) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} (-1)^k \exp(-p^2 k^2 at);$$

$$a(t) = (\overline{a_p}(t) + |\overline{a_n}(t)|) / 2; \quad r(t) = (\overline{r_p}(t) + \overline{r_n}(t)) / 2; \quad k = (k_p + k_n) / 2; \quad c = (c_p + c_n) / 2,$$

$$\bar{a}_{n,p}(t) = (a_{n,p}(T_h) + a_{n,p}(T_c(t))) / 2; \quad \bar{r}_{n,p}(t) = \frac{1}{(T_h - T_c(t))} \int_{T_c(t)}^{T_h} r_{n,p}(T) dT.$$

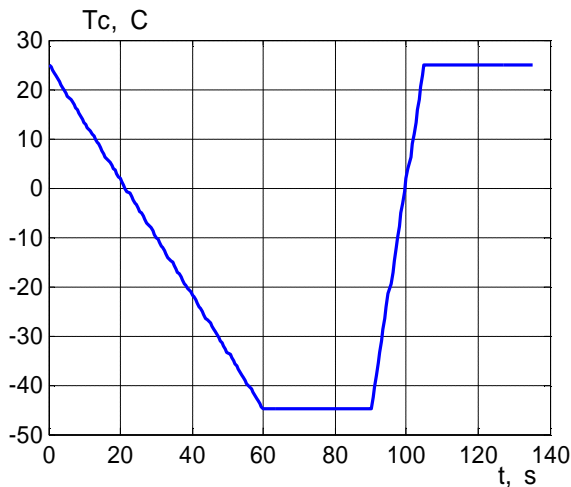


Рис. 2. Задана часова залежність робочої температури  $T_c(t)$  приладу для кріодеструкції.

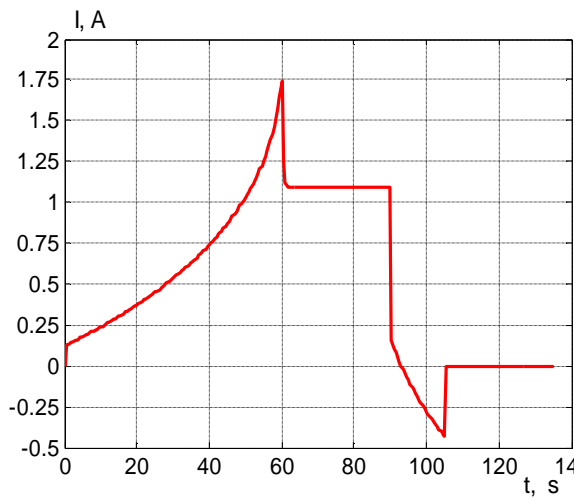


Рис. 3. Розрахована функція керування струмом живлення  $I(t)$  термоелектричного мікро модуля.

Нелінійне рівняння (4) розв'язується чисельним методом послідовних наближень. Алгоритм розв'язування такого рівняння реалізується за допомогою програмних засобів комп'ютерного моделювання, розроблених в середовищі MathLab.

#### IV. Результати комп'ютерного моделювання

Моделювання функції керування струмом, яка б забезпечувала задану часову залежність робочої температури, проводилося для застосованого в приладі для кріодеструкції термоелектричного мікро модуля Алтек-98А, який містить 62 вітки висотою  $l = 0,093$  см, площею перерізу  $s = 0,058 \times 0,058$  см<sup>2</sup>, з величиною контактного опору

$r_c = 5 \cdot 10^{-6}$  Ом·см<sup>2</sup>. Вітки виконані з матеріалів на основі *Bi-Te* *n*- та *p*-типів провідності із стандартними термоелектричними характеристиками  $\alpha_{n,p}$ ,  $\rho_{n,p}$ ,  $\kappa_{n,p}$ ,  $c_{n,p}$  [24]. У стаціонарному режимі роботи модуль має наступні характеристики: максимальна холодопродуктивність 3,6 Вт та максимальний перепад температур 70 К досягаються при максимальних значеннях напруги і струму 3,9 В і 1,8 А відповідно за умов температури тепловиділяючої поверхні модуля 27°C.

Сумарна об'ємна теплоємність кому таційних та ізоляційних пластин мікро модуля і мідного наконечника робочого інструменту в розрахунку на одну вітку складає  $g = 0,0064$  Дж/К. Тепловиділення тіла людини приймалося рівним 5 мВт/см<sup>2</sup>, що створює теплове навантаження на термоелектричну вітку приладу  $q_0 = 0,017$  мВт.

У відповідності до медичних вимог [9-15] для робочого режиму приладу для кріодеструкції вибрана часова залежність температури на поверхні тіла людини  $T_c(t)$ , яку наведено на рис. 2.

У робочому режимі (рис. 2) необхідно досягти охолодження робочого інструменту до -45°C за 60 секунд, утримувати цю температуру протягом 30 секунд з подальшим нагрівом до початкової температури 25°C за 15 секунд. У разі необхідності цей цикл можна повторити декілька разів.

На рис. 3 показана розрахована функція керування струмом  $I(t)$  живлення термоелектричного мікро модуля, яка забезпечує задану часову залежність робочої температури приладу (рис. 1). Напрямок струму, що забезпечує охолодження робочої поверхні, вважається додатнім, а нагрів – від'ємним. Для досягнення заданого рівня охолодження протягом 60 секунд величину струму необхідно поступово підвищити до 1,75 А, потім достатньо знизити його величину до 1,15 А, щоб підтримувати охолодження на рівні -50°C протягом 30с. Надалі для нагріву міняють напрямок струму на протилежний, протягом 15 с підвищують його величину до 0,4 А і виключають живлення, коли температура досягне 25°C. Така функція керування струмом  $I(t)$  на практиці реалізується за допомогою спеціального електронного регулятора.

#### Висновки

Методом комп'ютерного моделювання визначено оптимальну часову функцію керування струмом живлення термоелектричного мікро модуля у приладі для кріодеструкції, якою забезпечується необхідна часова залежність температури робочого інструменту, що контактує з тілом людини.

Визначена оптимальна часова функція використовується для конструювання та автокалібровки спеціального електронного регулятора блоку керування, що забезпечує роботу

системи автоматичного регулювання робочої температури приладу для кріодеструкції.

**Анатичук Л.І.** - академік НАН України, доктор фізико-математичних наук, директор Інституту термоелектрики;

**Вихор Л.М.** - доктор фізико-математичних наук, головний науковий співробітник;

**Кобилянський Р.Р.** - кандидат фізико-математичних наук, старший науковий співробітник;

**Каденюк Т.Я.** - молодший науковий співробітник.

- [1] Е.А. Коленко, Термоэлектрические охлаждающие приборы. Изд. 2-е (Наука, Ленинград, 1967).
- [2] В. Денков, На грани жизни. Пер. с болг. И. М. Сабуровой (Знание, Москва, 1988).
- [3] S. Maquyama, K. Nakagawa, H. Takeda, Journal of Biomechanical science and engineering 138 (2008).
- [4] В.И. Коченов, Криохирургическая профилактическая онкология (Н. Новгород, 2000).
- [5] В.И. Коченов, Криологическая профилактическая онкология: краткое учебное и методическое пособие для врачей и студентов (Изд. Организация Нижегородская областная онкологическая ассоциация инвалидов, 2-е изд., перераб., Н.Новгород, 2003).
- [6] В.И. Коченов, Реферат в МРЖ.-р. IV(8), (1982).
- [7] Л.И. Анатичук, Термоэлементы и термоэлектрические устройства. Справочник (Наукова думка, Киев, 1979).
- [8] І.А. Москалик, Фізика і хімія твердого тіла 16(4), 742 (2015).
- [9] І.А. Москалик, О.М. Маник, Термоелектрика 6, 84 (2013).
- [10] W. Yiu, M.T. Basco, J.E. Aruny, V.E. Sumpio, Cryosurgery: A review. Int J Angiol 16(1), 1 (2007).
- [11] Н. Bause, Monatsschr Kinderheilkd 152, 16 (2004).
- [12] Т.А. Исмаилов, Межвузовский сб. статей, ДГМИ, Махачкала, 8 (1991).
- [13] В.Ю. Шахов, В.И. Коченов [и др.], Вопросы онкологии 9, 31 (1983).
- [14] А.И. Пачес, В.В. Шенталь, Т.П. Птуха [и др.], Криогенный метод лечения опухолей головы и шеи (Москва, 1978).
- [15] В.И. Коченов, Ю.В. Королев, Медицинская криология 4, 157 (2003).
- [16] И.И. Потапов [и др.], Криохирургия в оториноларингологии (Москва, 1975).
- [17] В.Д. Драгоморецкий, Практическая криомедицина. Под ред. В.И. Грищенко и Б.П. Сандомирского (Киев, Здоровье, 1987).
- [18] Н.И. Николаев, В.И. Коченов, С.Н. Цыбусов [и др.], Медицинская криология 4, 176 (2003).
- [19] Б.И. Альперович, Л.М. Парамонова, Н.В. Мерзликин, Криохирургия печени и поджелудочной железы (Томск, 1985).
- [20] Б.И. Веркин, В.И. Грищенко, Б.Н. Муринец-Маркевич [и др.], Медицинская техника 2, 28 (1978).
- [21] В.И. Грищенко, Гипотермия и криохирургия в акушерстве и гинекологии (Медицина, Москва, 1974).
- [22] Г.М. Семенов, Современные хирургические инструменты (СПб, Питер, 2006).
- [23] Л.І. Анатичук, Л.М. Вихор, М.П. Коцур, Р.Р. Кобилянський, Т.Я. Каденюк, Термоелектрика 5, 5 (2016).
- [24] Б.М. Гольцман, В.А. Кудинов, И.А. Смирнов, Полупроводниковые термоэлектрические материалы на основе  $Bi_2Te_3$  (Наука, Москва, 1972).

L.I. Anatychuk<sup>1,2</sup>, L.M. Vikhor<sup>1</sup>, R.R. Kobylanskyi<sup>1,2</sup>, T.Ya. Kadeniuk<sup>1</sup>

## Computersimulation of the Dynamic Operating Modes of Thermoelectric Device for Cryodestruction

<sup>1</sup>Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1, Nauky str, Chernivtsi, 58029, Ukraine;

<sup>2</sup>Yu.Fedkovych Chernivtsi National University, 2, Kotsiubynskiy str., Chernivtsi, 58012, Ukraine

This paper presents the results of computer simulation of optimal dynamic modes of thermoelectric device for cryodestruction. The optimal time function for controlling the supply current to thermoelectric micromodule in a device for cryodestruction is determined, which ensures given cyclic temperature effect on the local area of human body.

**Keywords:** computer simulation, optimal dynamic mode, cryodestruction, thermoelectric cooling.