

Анатичук Л.І.^{1,2} *ак. НАН України*, **Вихор Л.М.¹** *докт. фіз.-мат. наук,*
Кобилянський Р.Р.^{1,2} *канд. фіз.-мат. наук,*
Каденюк Т.Я.¹, **Зварич О.В.²**

¹Інститут термоелектрики НАН і МОН України, вул. Науки, 1,
Чернівці, 58029, Україна, *e-mail: anatysh@gmail.com*;

²Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна
e-mail: anatysh@gmail.com

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОПТИМІЗАЦІЯ ДИНАМІЧНИХ РЕЖИМІВ РОБОТИ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ РЕФЛЕКСОТЕРАПІЇ

У роботі наведено результати комп'ютерного моделювання оптимальних динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для рефлексотерапії. Визначено оптимальну часову функцію керування струмом живлення термоелектричних мікромодулів у багатоканальному приладі для рефлексотерапії, якою забезпечується заданий циклічний температурний вплив на біоактивні точки тіла людини. Бібл. 28, рис. 7, табл. 1.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, оптимальний динамічний режим, температурний вплив, термоелектричний зонд, прилад для рефлексотерапії.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Рефлексотерапія – це комплекс лікувальних і діагностичних методів впливу на біоактивні акупунктурні точки поверхні тіла людини. Для впливу на такі біоактивні точки застосовують різні за силою, характером і тривалістю подразнення. Їх завдають уколами спеціальних голок (голкутерапія), припіканням або охолодженням (терморефлексотерапія або кріорефлексотерапія), електричним струмом за допомогою спеціальних апаратів (електрорефлексотерапія), розрідженим повітрям (вакуумна рефлексотерапія), сталим магнітним полем (магнітопунктура), лазерним імпульсним випромінюванням (лазерна рефлексотерапія), ультразвуковим випромінюванням (ультразвукова рефлексотерапія) та ін. [1 – 4].

Вказані вище методи рефлексотерапії засновані на стимуляції рефлекторних зон нервової системи, в результаті чого виникають імпульси, що передаються до відповідних центрів нервової системи. Нервова система, в свою чергу, спрямовує імпульси до пошкоджених біологічних тканин, які активізують процес самовідновлення. Рефлексотерапія допомагає лікувати захворювання хребта (остеохондроз, радикуліт тощо); грижі міжхребцевих дисків і протрузії; головні болі та запаморочення, що виникають на тлі остеохондрозу шийного відділу; міжреберну невралгію, як наслідок остеохондрозу в грудному відділі хребта, а також бореться з наступними проблемами: безсоння, відновлення після травм, депресія, зайва вага, ослаблення імунітету, слабкість, проблемна шкіра, стрес, невроз тощо [3, 4].

Широкого використання набула терморексотерапія – вплив теплом на біологічні точки людського організму, а також кріорексотерапія (вплив холодом) [5 – 7]. Холод викликає різке звуження судин, а потім їх розширення. Це дає потужний імпульс системі кровообігу, і як результат – активізацію обмінних процесів. У результаті, в пошкодженій ділянці знижується больова чутливість, покращується венозний і лімфатичний відтік крові, а також стан сполучної та хрящової тканин.

У роботах [8-11] показано, що традиційний спосіб термічного впливу на біологічно активні точки людини має низку недоліків; їх усунення можливе завдяки використанню термоелектричних приладів, робота яких базується на використанні ефекту Пельтьє. Застосування таких приладів дає можливість одержати задану, точно регульовану температуру, виключаючи при цьому механічний вплив на відповідні ділянки тіла людини. Однак, розроблені до цього часу термоелектричні 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 рефлексотерапії.

Конструкція та технічний опис термоелектричного приладу для рефлексотерапії

В Інституті термоелектрики НАН та МОН України розроблено експериментальний зразок термоелектричного приладу для рефлексотерапії «АЛТЕК–7009» (рис. 1), що призначений для лікування різноманітних захворювань людини за допомогою методу рефлексотерапії – термопунктури. Принцип роботи такого приладу базується на циклічній тепловій дії на акупунктурні біоактивні точки тіла людини (нагрівання або охолодження одночасно декількох біоактивних точок). Технічні характеристики приладу наведені у роботі [11].



Рис. 1. Термоелектричний прилад для рефлексотерапії «АЛТЕК–7009»:
1 – блок живлення та керування приладу, 2 – термоелектричний зонд,
3 – персональний комп'ютер (ПК).

Прилад дає можливість відтворювати задані оптимальні функції зміни температури термоелектричного зонда в діапазоні $(-10 \div +50)^{\circ}\text{C}$ та час витримки заданої температури. Перехід від одного значення температури до іншого відбувається автоматично після закінчення встановленого часу витримки. Схемою приладу передбачено можливість плавного встановлення часу витримки вибраного значення температури в інтервалі $10 \div 250$ секунд. Таким чином, лікар має можливість вибрати необхідний температурний режим та час його дії на біоактивні точки людського організму.

Вказаний прилад складається з двох основних частин – блоку живлення і керування режимом роботи та 20-ти термоелектричних зондів.

Блок живлення і керування термоелектричного приладу «АЛТЕК–7009» складається з наступних функціональних вузлів: програмований мікроконтролер (вузол задання температури та тривалості циклів), терморегулятора (вузол встановлення температури), таймера (вузол встановлення часу), блоку індикації температури і часу, плати з'єднань функціональних вузлів та блоку живлення. Терморегулятор і таймер, у свою чергу, містять вхідний підсилювач, генератор струму, генератор часових імпульсів, два компаратори та вузли захисту термоелектричних мікромодулів від переохолодження та перегріву (у випадку аварійної ситуації). Слід зазначити, що використання програмованого мікроконтролера дозволяє задавати з клавіатури ПК практично будь-які температурні та часові режими роботи приладу. При достатньо відпрацьованій клінічній методиці впливу термоелектричного зонду на біоактивні точки тіла людини у пам'ять приладу можна записати комплект типових динамічних режимів роботи, що істотно прискорює процес підготовки приладу для проведення терапевтичних процедур. Блок-схема приладу наведена у роботі [11].

Термоелектричний зонд містить термоелектричний мікромодуль, який вмонтовано на корпусі радіатора.

Термоелектричний зонд розміщений у корпусі, який закривається сітчастою кришкою. Там же розміщено термоелектричний мікромодуль із вмонтованим давачем температури і вентилятор для охолодження гарячої сторони мікромодуля. Конструкція і габаритні розміри термоелектричного зонда наведені на рис. 2 [8 – 11].

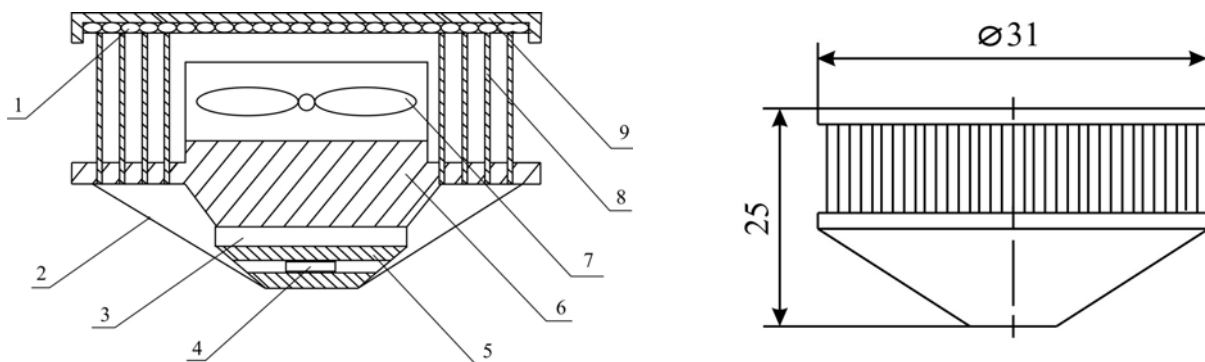


Рис. 2. Конструкція і габаритні розміри термоелектричного зонда:
1 – захисна сітка, 2 – зовнішній кожух з нержавіючої харчової сталі,
3 – термоелектричний мікромодуль, 4 – датчик температури, 5 – концентратор,
6 – корпус (основа) радіатора, 7 – вентилятор, 8 – радіатор, 9 – кришка.

У конструкції приладу використано термоелектричні мікромодулі «АЛТЕК-98А», технічні характеристики яких для режиму максимальної холодопродуктивності мають наступні значення: $I_{\max} = 1.8$ А; $U_{\max} = 3.9$ В; $Q_{\max} = 3.6$ Вт за температури $T = 300$ К. Керамічні пластини мікромодуля покриті нікелем та золотом, що дає можливість припаяти до гарячої поверхні мікромодуля повітряний радіатор, а до холодної – концентратор, виготовлений з матеріалу високої теплопровідності та призначений для температурного впливу на біоактивну точку або ділянку тіла людини.

Термоелектричні зонди змонтовано з врахуванням оптимального теплового режиму їх роботи та захисту від впливу зовнішніх теплових і механічних факторів. В якості давачів температури використано кремнієві імпульсні діоди, спад напруги на яких має практично

лінійну температурну залежність у робочому діапазоні температур. Для фіксації термоелектричного зонда передбачено спеціальне кріплення, яке має різні розміри залежно від розміщення зонда на тілі людини. Захисний кожух термоелектричного зонда виготовлений з неіржавіючої харчової сталі, оскільки перебуває в контакті з шкірою людини.

На підставі існуючих методик при проведенні лікувальних сеансів термовпливу на біоактивні точки традиційним способом [1 – 4] і результатів, отриманих при проведенні попередніх клінічних випробувань, встановлено оптимальний температурний та часовий інтервал кріотермічного впливу на біоактивні точки тіла людини [8 – 11]. Графік повного циклу роботи приладу у режимі максимального значення часу витримки встановленої температури в інтервалі $-10\text{ }^{\circ}\text{C} \div +50\text{ }^{\circ}\text{C}$ наведено на рис. 3.

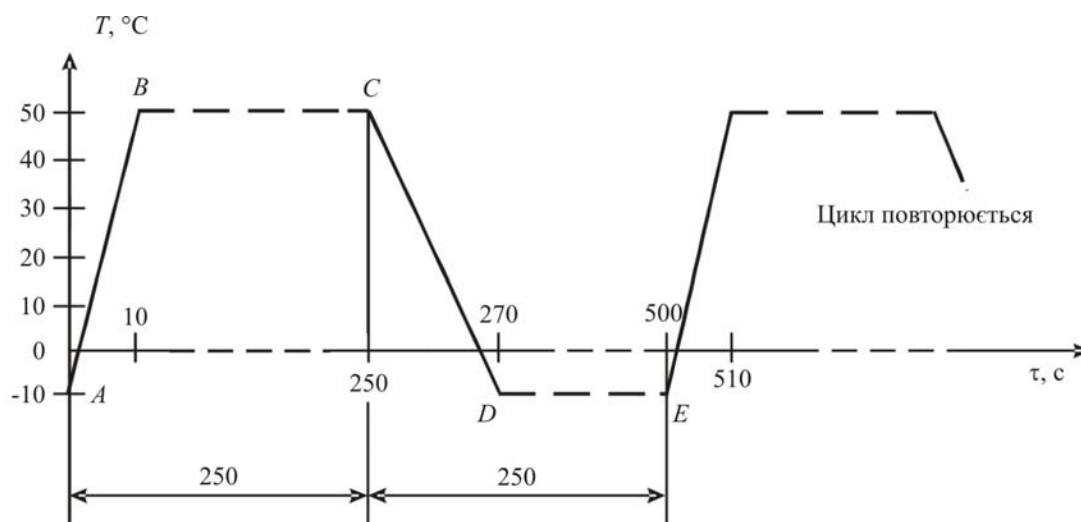


Рис. 3. Графік повного циклу роботи термоелектричного приладу для рефлексотерапії:

AB – режим нагрівання – 10 с; BC – стаціонарний режим – 240 с; $ABC=AB+BC=250$ с;
 CD – режим охолодження – 20 с; DE – стаціонарний режим – 230 с; $CDE=CD+DE=250$ с.

Як видно з рис. 3, перехід від встановленого значення температури $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$ відбувається за 10 секунд, перехід від температури $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ – за 20 секунд і, таким чином, максимальний час витримки стаціонарного режиму у випадку нагрівання становить 240 секунд, а у випадку охолодження – 230 секунд. Швидкість зміни температури у режимі нагрівання складає $6\text{ }^{\circ}\text{C}$ за секунду, а в режимі охолодження – $3\text{ }^{\circ}\text{C}$ за секунду.

Отже, завдяки встановленню правильного циклічного теплового впливу на акупунктурні точки тіла людини можна лікувати різноманітні захворювання та попереджати їх виникнення.

З метою визначення оптимальних часових функції керування струмом живлення термоелектричних модулів, якими забезпечуються задані залежності зміни температури охолодження з часом, необхідно застосувати методи комп'ютерного моделювання. Результати комп'ютерного моделювання наведено нижче.

Комп'ютерне моделювання оптимального динамічного режиму термоелектричного приладу для рефлексотерапії

Задача комп'ютерного моделювання нестационарного режиму роботи пристрою для рефлексотерапії полягає у визначенні часової функції керування струмом живлення

термоелементів $I(t)$, яка забезпечує задану залежність температури робочої поверхні приладу від часу $T_c(t)$.

Задача розв'язувалася із застосуванням наступних наближень в моделі приладу. Вважається, що всі термоелементи модуля, який використовується в пристрої, є ідентичними і перебувають в однакових умовах. Гілки термоелементів висотою l і перерізом s виконані з матеріалів n - і p -типу провідності. Характеристики матеріалів гілок, а саме коефіцієнти термоЕРС $\alpha_{n,p}(T)$ і питомого опору $\rho_{n,p}(T)$ залежать від температури, а коефіцієнти теплопровідності $\kappa_{n,p}$ 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 гілок 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 та мідного конусоподібного зонда 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 гілках термоелементів задається системою одновимірних рівнянь нестационарної теплопровідності у вигляді

$$\begin{cases} c_n \frac{\partial T_n}{\partial t} = \kappa_n \frac{\partial^2 T_n}{\partial x^2} + \rho_n(T) \frac{I^2(t)}{s^2} - T_n \frac{\partial \alpha_n(T)}{\partial T_n} \frac{I(t)}{s} \frac{\partial T_n}{\partial x} \\ c_p \frac{\partial T_p}{\partial t} = \kappa_p \frac{\partial^2 T_p}{\partial x^2} + \rho_p(T) \frac{I^2(t)}{s^2} - T_p \frac{\partial \alpha_p(T)}{\partial T_p} \frac{I(t)}{s} \frac{\partial T_p}{\partial x} \end{cases} \quad (1)$$

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

Крайові умови для цих рівнянь мають вигляд

$$\left[\kappa_n s \frac{\partial T_n}{\partial x} + \kappa_p s \frac{\partial T_p}{\partial x} \right]_{x=0} - [\alpha_p(T(t)) + |\alpha_n(T(t))|] I(t) T_c(t) - g \frac{\partial T_c(t)}{\partial t} + 2 \frac{r_c}{s} I^2(t) + q_0 = 0, \quad (2)$$

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

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

Початковий розподіл температури у гілках відповідає стаціонарному розподілу при початковому значенні струму I_0 і задається у вигляді функції

$$T_{n,p}(x, 0) = C_0 I_0^2 x^2 + C_1 x + C_2. \quad (3)$$

де C_0 , C_1 і C_2 – константи, які визначаються розв'язками стаціонарної задачі теплопровідності у гілках термоелемента при постійному струмі I_0 .

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 [12]. Для сформульованої задачі розв'язок отримується у вигляді наступного інтегрального рівняння:

$$I(t) = \frac{1}{\alpha T_c(t)} \left[\frac{r_c}{s} I^2(t) + \frac{\kappa}{c} \frac{\rho}{sl} \int_0^{at} K(t-\tau) I^2(\tau) d\tau + \Phi(t, T_c(t)) \right], \quad (4)$$

де

$$\begin{aligned} \Phi(t, T_c(t)) &= -g \frac{dT_c(t)}{dt} - \frac{r_c}{s} I_0^2 + A - \frac{\kappa s}{l} \int_0^{at} \mathcal{G}_1(t-\tau) \frac{dT_c(\tau)}{d\tau} d\tau - \frac{\kappa}{c} \frac{\rho}{sl} I_0^2 \int_0^{at} K(\tau) d\tau, \\ A &= \alpha I_0 \frac{\frac{\kappa s}{l} T_h + q_0 + \left(0.5 + \frac{r_c}{\rho l}\right) \frac{\rho l}{s} I_0^2}{\alpha I_0 + \frac{\kappa s}{l}}, \\ a &= \frac{\kappa}{cl^2}, \quad K(t) = \mathcal{G}_1(t) - \mathcal{G}_0(t), \quad \mathcal{G}_1(t) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \exp(-\pi^2 k^2 at), \quad \mathcal{G}_0(t) = 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} (-1)^k \exp(-\pi^2 k^2 at), \\ \alpha &= (\overline{\alpha_p} + |\overline{\alpha_n}|) / 2; \quad \rho = (\overline{\rho_p} + \overline{\rho_n}) / 2, \quad \kappa = (\kappa_p + \kappa_n) / 2, \quad c = (c_p + c_n) / 2, \\ \overline{\alpha_{n,p}} &= (\alpha_{n,p}(T_h) + \alpha_{n,p}(T_c(t))) / 2, \quad \overline{\rho_{n,p}} = \frac{1}{(T_h - T_c(t))} \int_{T_c(t)}^{T_h} \rho_{n,p} dT. \end{aligned}$$

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

Результати комп'ютерного моделювання

Моделювання функції керування струмом, яка б забезпечувала задану часову залежність робочої температури (рис. 3), проводилося для застосованого в приладі для рефлексотерапії термоелектричного модуля Алтек-98А, який містить 62 гілки висотою $l = 0.093$ см, площею перерізу $s = 0.058 \times 0.058$ см², з величиною контактного опору $r_c = 5 \cdot 10^{-6}$ Ом·см². Гілки виконані з матеріалів на основі *Bi-Te* *n*- та *p*-типів провідності із стандартними термоелектричними характеристиками $\alpha_{n,p}$, $\rho_{n,p}$, $\kappa_{n,p}$, $c_{n,p}$ [13]. Характеристики модуля, а саме залежності холодопродуктивності і напруги від перепаду температури для різних струмів живлення показані на рис. 4.

Сумарна об'ємна теплоємність комутаційних та ізоляційних пластин модуля і мідного зонда у розрахунку на одну гілку дорівнювала $g = 0.0064$ Дж/К. Тепловиділення тіла людини приймалося рівним 5 мВт/см², що створює теплове навантаження на термоелектричну гілку приладу $q_0 = 0.017$ мВт.

У відповідності до медичних вимог у робочому режимі прилад для рефлексотерапії повинен забезпечувати періодичну часову залежність температури на поверхні шкіри $T_c(t)$, показану на рис. 5.

Робочий режим починається з температури охолодження -10°C . Початковий стаціонарний розподіл температур в термоелементах, за якого на охолоджувальній поверхні приладу в режимі без теплового навантаження встановлюється температура -10°C , забезпечується шляхом живлення модуля сталим струмом I_0 . Величина I_0 визначається на основі характеристик модуля Алтек-98А (рис. 4а) і становить $I_0 = 0.45$ А. У робочому режимі

(рис.5) за 10 секунд зонд приладу повинен прогрітися від -10°C до $+50^{\circ}\text{C}$, утримувати цю температуру на протязі 240 секунд з подальшим охолодження до -10°C за 20 секунд.

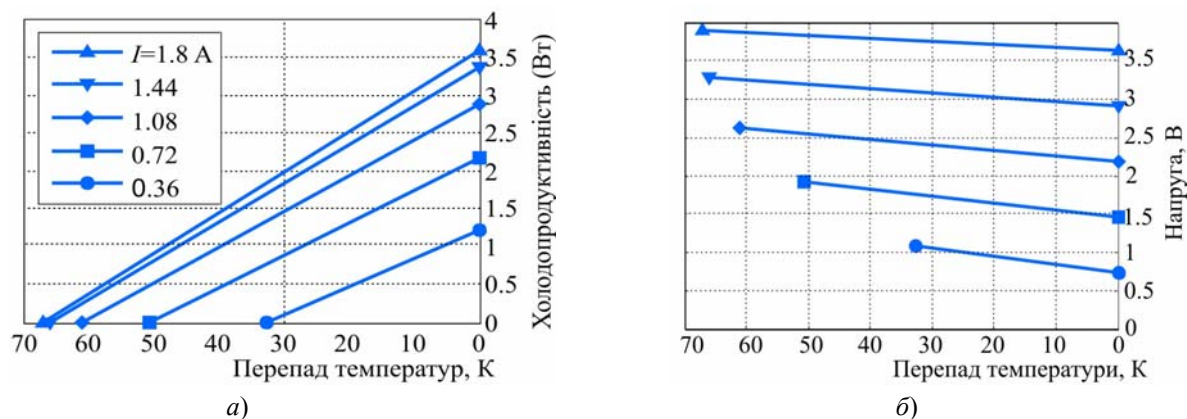


Рис. 4. Характеристики термоелектричного мікромодуля Алтек-98А:
а) залежності холодопродуктивності від перепаду температур на модулі для різних струмів живлення, б) залежності напруги від перепаду температур.

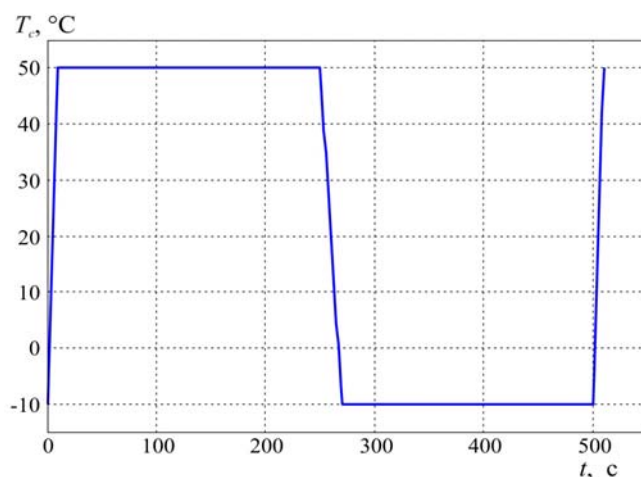


Рис. 5. Задана часова залежність робочої температури $T_c(t)$ термоелектричного приладу для рефлексотерапії.

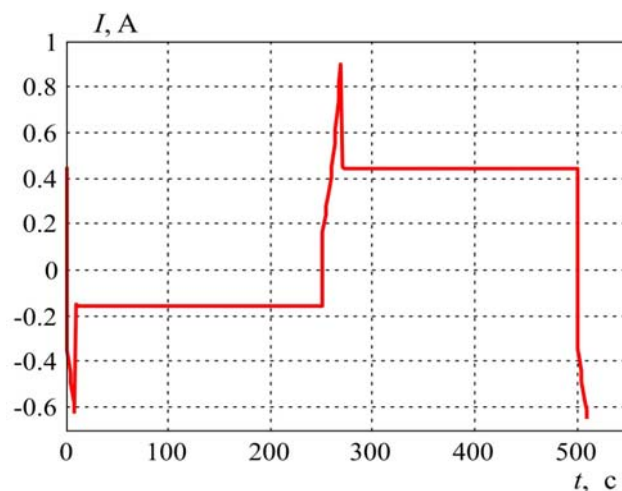


Рис. 6. Розрахована функція керування струмом живлення $I(t)$ термоелектричного модуля.

На рис. 6 показана розрахована функція керування струмом $I(t)$ живлення термоелектричного модуля, яка забезпечує задану часову залежність робочої температури приладу (рис. 5). Очевидно, що ця функція має періодичний характер. Напрямок струму, що забезпечує нагрів робочої поверхні вважається від'ємним, а охолодження – додатнім. На протязі 10 секунд струм треба змінити від 0.45А до –0.6А після чого довести його до –0.18А, щоб підтримувати нагрів на рівні 50°C на протязі 240 с. Надалі для охолодження міняють напрямок струму на протилежний, на протязі 20 с підвищують його величину до 0.9 А і зменшують до 0.45А, щоб підтримувати температуру робочої поверхні приладу на рівні –10°C наступні 230 секунд. Цей цикл періодично повторюється.

Таким чином, отримані результати комп'ютерного моделювання дають можливість підвищити точність прогнозування циклічного температурного впливу на біоактивні точки тіла людини та отримати позитивний лікувальний ефект при проведенні терапевтичних процедур.

Висновки

1. За допомогою комп'ютерного моделювання визначено оптимальну часову функцію керування струмом живлення термоелектричних мікромодулів у багатоканальному приладі для рефлексотерапії, якою забезпечується заданий циклічний температурний вплив на біоактивні точки тіла людини.
2. Такого типу функції використовуються для конструювання та автокалібровки спеціального електронного регулятора, що забезпечує роботу системи автоматичного керування робочою температурою термоелектричного приладу для рефлексотерапії.

Література

1. Вогралик В. Г. Слово о китайской медицине. / Вогралик В. Г. – Горьковское кн. изд-во, 1959. – 176 с.
2. Вогралик В. Г. Иглорефлексотерапия. Пунктуационная рефлексотерапия. / Вогралик В. Г., Вогралик М. В. – Горький: Волго-Вятское кн. изд-во, 1978. – 296 с.
3. Мачерет Е. Л. Руководство по рефлексотерапии. / Мачерет Е. Л., Самосюк И. З. – К.: Вища школа, 1982. – 304 с.
4. Лихтенштейн В. А. Температурный анализатор, терморегуляция и некоторые вопросы термотерапии / Лихтенштейн В. А. Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной терапии. – 1989. – №5. – С. 50–53.
5. Коленко Е. А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. / Коленко Е. А. Изд. 2-е. – Л.: Наука, 1967. – 283 с.
6. Анатичук Л. И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства. / Анатичук Л. И. Справочник. – К.: Наук. думка, 1979. – 766 с.
7. Лапковский А. Я. Термоэлектрический охладитель “Криозонд” / Лапковский А. Я. // Холодильная техника. – 1983. – №11. – С. 32-35.
8. Патент UA 8405. Пристрій для терморефлексотерапії // Анатичук Л.І., Кушнерик Л.Я., Середюк О.І. – 2005.
9. Кушнерик Л.Я. Термоелектричний прилад для термопунктури / Кушнерик Л.Я., Цуканов В.Н. // Термоелектрика. – 2001. – №1. – С. 67-71.
10. Кушнерик Л. Я. Термоэлектрические устройства для термо-рефлексотерапии / Кушнерик Л. Я., Демчук Б. Н., Середюк А. И. Технология и конструирование в

- электронной аппаратуре. – 2005. – №1. – С. 22 – 25.
11. Анатичук Л.І. Термоелектричний прилад для рефлексотерапії “АЛТЕК–7009” / Анатичук Л.І., Бобошко Г.І., Кобилянський Р.Р. // Термоелектрика. – 2007. – № 4. – С. 89 – 94.
 12. Оптимальне керування часовою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях / Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Коцур М.П., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С. 5 – 11.
 13. Гольцман Б.М. Полупроводниковые термоэлектрические материалы на основе Bi_2Te_3 . / Гольцман Б.М., Кудинов В.А., Смирнов И.А. – М: Наука, 1972. – 320 с.

Надійшла до редакції 18.07.2017

Анатичук Л.І.^{1,2} *ак. НАН України*, **Вихор Л.М.¹** *докт. физ.-мат. наук*,
Кобилянський Р.Р.^{1,2} *канд. физ.-мат. наук*,
Каденюк Т.Я.¹, **Зварич О.В.²**

¹Інститут термоелектричества, ул. Науки, 1, Черновцы, 58029, Украина;
e-mail: anatysh@gmail.com;

²Черновицкий национальный университет им. Ю.Федьковича,
ул. Коцюбинского, 2, Черновцы, 58000, Украина
e-mail: anatysh@gmail.com

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ОПТИМИЗАЦИЯ ДИНАМИЧЕСКИХ РЕЖИМОВ РАБОТЫ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРИБОРА ДЛЯ РЕФЛЕКСОТЕРАПИИ

В работе приведены результаты компьютерного моделирования оптимальных динамических режимов работы термоэлектрического прибора для рефлексотерапии. Определено оптимальную временную функцию управления током питания термоэлектрических микромодулей в многоканальном приборе для рефлексотерапии, которой обеспечивается заданное циклическое температурное влияние на биоактивные точки тела человека.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, оптимальный динамический режим, температурное влияние, термоэлектрический зонд, прибор для рефлексотерапии

L.I.Anatyshuk^{1,2} *acad. National Academy of Sciences of Ukraine*,
L.M.Vikhor¹, *Doctor of fis.-math. Sciences*,
R.R.Kobylianskyi^{1,2}, *Candidate fis.-math. Sciences*
T.Ya.Kadeniuk¹, **O.V.Zvarych²**

¹ Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine,
1, Nauky str, Chernivtsi, 58029, Ukraine; e-mail: anatyck@gmail.com

² Yu.Fedkovych Chernivtsi National University,
2, Kotsiubynskyi str., Chernivtsi, 58012, Ukraine
e-mail: anatyck@gmail.com

COMPUTER SIMULATION AND OPTIMIZATION OF THE DYNAMIC OPERATING MODES OF THERMOELECTRIC REFLEXOTHERAPY DEVICE

The paper presents the results of computer simulation of optimal dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. Optimal time function of control of power supply current to thermoelectric micromodules in the multichannel reflexotherapy device was determined which ensures given cyclic temperature influence on the bioactive points of the human body.

Key words: computer simulation, optimal dynamic mode, temperature influence, thermoelectric probe, reflexotherapy device.

References

1. Vogralik V.G. (1959). *Slovo o kitaiskoi meditsine [A word on Chinese medicine]*. Gorkii: Gorkovskoie knizhnoie izdatelstvo [in Russian].
2. Vogralik V.G., Vogralik M.V. (1978). *Iglorefleksoterapiia. Punktuatsionnaia refleksoterapiia [Acupuncture. Punctuation reflexotherapy]*. Gorkii: Volgo-Viatskoie knizhnoie izdatelstvo [in Russian].
3. Macheret Ye.L., Samosiuk I.Z. (1982). *Rukovodstvo po refleksoterapii [Manual on reflexotherapy]*. Kyiv: Vyshcha shkola [in Russian].
4. Likhtenshtein V.A. (1989). Temperaturnyi analizator, termoreguliatsiia i nekotoryie voprosy termoterapii [Temperature analyzer, thermal control and some problems of thermotherapy]. *Voprosy kurortologii, fizioterapii i lechebnoi terapii - Problems of Balneology and Physical Therapy*, 5, 50–53 [in Russian].
5. Kolenko Ye.A. (1967). *Termoelektricheskie okhlazhdaiushchiie pribory [Thermoelectric cooling devices]*. (2nd ed). Leningrad: Nauka [in Russian].
6. Anatyck L. I. (1979). *Termoelementy i termoelektricheskie ustroistva. Spravochnik [Thermoelements and thermoelectric devices. Handbook]*. Kyiv: Naukova dumka [in Russian].
7. Lapkovskii A.Ya. (1983). Termoelektricheskii okhladitel "Kriozone" [Thermoelectric cooler "Cryozond"]. *Kholodilnaya tekhnika - Refrigeration Engineering*, 1, 32-35 [in Russian].
8. *Patent of Ukraine 8405*. (2005). Thermoreflexotherapy device. Anatyck L.I., Kushneryk L.Ya., Serediuk O.O. [in Ukrainian].
9. Kushneryk L.Ya., Tsukanov V.N. (2001). Termoelektrychnyi prylad dlia termopunktury [Thermoelectric thermopuncture device]. *Termoelektryka – J. Thermoelectricity*, 1, 67-71 [in Ukrainian].
10. Kushneryk L.Ya., Demchuk B.N., Serediuk A.I. (2005). Termoelektricheskie ustroistva dlia termoreflexoterapii [Thermoelectric thermoreflexotherapy devices]. *Tekhnologiya i konstruirovaniie v elektronnoi apparature – Technology and Design in Electronic Equipment*, 1, 22-25 [in Russian].

11. Anatychuk L.I., Boboshko G.I., Kobylianskyi R.R. (2007). Termoelektrychnyi prylad dlia refleksoterapii "ALTEC-7009" [Thermoelectric reflexotherapy device "ALTEC-7009"]. *Termoelektryka – J. Thermoelectricity*, 4, 89-94 [in Ukrainian].
12. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2016). Optymalne keruvannya chasovoiu zalezhnistiu temperatury okholodzhennia v termoelektrychnykh prystroiakh [Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices]. *Termoelektryka – J. Thermoelectricity*, 5, 5-11.
13. Goltsman B.M., Kudinov V.A., Smirnov I.A. (1972). *Poluprovodnikovyye termoelektricheskiye materialy na osnove Bi_2Te_3* [Semiconductor thermoelectric materials based on Bi_2Te_3]. Moscow: Nauka [in Russian].

Submitted 18.07.2017