

# ТЕРМОЕЛЕКТРИКА

МІЖНАРОДНИЙ НАУКОВИЙ ЖУРНАЛ

Заснований у грудні 1993 р.,  
видається 6 разів на рік

---

№ 3

2015

---

## Редакційна колегія

Головний редактор Л.І. АНАТИЧУК

П.І. Баранський

Б.І. Стадник

Л.М. Вихор

Ю.М. Лобунець

В.В. Лисько

О.І. Рогачова

С.В. Мельничук

А.О. Снарський

## Міжнародна редакційна рада

Л.І. Анатичук, *Україна*

А.І. Касіян, *Молдова*

С.П. Ашмонтас, *Литва*

Т. Кадзікава, *Японія*

Ж.К. Теденак, *Франція*

Т. Трітт, *США*

Х.Дж. Голдсмід, *Австралія*

С.О. Філін, *Польща*

Л.П. Булат, *Росія*

М.І. Федоров, *Росія*

Л. Чен, *Китай*

Д. Шарп, *США*

Т. Кайя, *США*

Ю.Г. Гуревич, *Мексика*

Ю. Грін, *Німеччина*

Засновники – Національна академія наук України,  
Інститут термоелектрики Національної академії  
наук та Міністерства освіти і науки України

Свідоцтво про державну реєстрацію – серія КВ № 15496-4068 ПР

Зав. редакцією О.В. Пуганцева

Редактори

Л.М. Вихор, В.М. Крамар, В.М. Катеринчук, О.Я. Лусте, А.О. Фаріон, О.О. Боднарук

Схвалено до друку Вченою радою Інституту термоелектрики  
Національної академії наук та Міністерства освіти і науки України

Адреса редакції:

Україна, 58002, м.Чернівці, Головоштамт, а/с 86

Тел. : + (380-372) 90 31 65.

Факс :+(380-3722) 4 19 17

E-mail: [jt@inst.cv.ua](mailto:jt@inst.cv.ua)

<http://www.jt.inst.cv.ua>

---

Підписано до друку: 25.07.2015 Формат 70×108/16. Папір офсетний № 1. Друк  
офсетний. Ум. друк. арк. 11.5. Обл.-вид. арк. 9.2. Наклад 400 прим. Замовлення 4.

---

Надруковано з оригінал-макету, виготовленого редакцією журналу «Термоелектрика»,  
у типографії видавництва “Букрек”,  
Україна, 58000, м. Чернівці, вул. Радищева, 10.

© Інститут термоелектрики Національної академії  
наук та Міністерства освіти і науки України, 2015



## ЗМІСТ

### **Матеріалознавство**

*Горський П.В.* Про умови високої добротності й методики пошуку перспективних надграткових термоелектричних матеріалів 5

*Фреїк Д.М., Дзундза Б.С., Костюк О.Б., Маковишин В.І.* Термоелектричні властивості тонких плівок на основі легованого стибієм станум телуриду 15

### **Конструювання**

*Михайловський В.Я., Максимук М.В.* Режими роботи автомобілів за понижених температур. Необхідність використання нагрівачів та раціональність застосування термогенераторів для їх роботи 20

### **Термоелектричні вироби**

*Анатичук Л.І., Пасечнікова Н.В., Задорожний О.С., Кобилянський Р.Р., Гаврилюк М.В., Назаретян Р.Е., Мирненко В.В.* Термоелектричний прилад для вимірювання внутрішньоочної температури 31

*Філін С.О., Ясінська Б.* Економічні транспортні термоелектричні холодильники із дворівневим регулюванням температури: досвід створення й результати випробувань\* 41

*Ісмаїлов Т.А., Хуламагомедова З.А.* Комплекс для інтенсивної терапії немовляти на базі термоелектричних перетворювачів енергії\* 49

*Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я.* Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології\* 57

*Ісмаїлов Т.А., Казумов Р.Ш., Рамазанова Д.К.* Термоелектричний теплообмінний апарат рекуперативного типу з тепловими містками\* 72

*Хазамова М.А., Юсуфов Ш.А.* Термоелектрична система контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони стопи людини\* 83

### **Новини**

*Булат Л.П., Федоров М.І.* Міжнародна лабораторія «Термоелектричне перетворення енергії й наноінжинірінг термоелектричних структур» 95

*Булат Л.П., Федоров М.І., Новотельнова А.В.* Магістерська програма «Термоелектричне перетворення енергії» в університеті ІТМО 97

\* публікації доповідей на XVI Міжнародному форумі з термоелектрики



УДК 538.9



Горський П.В.

Горський П.В.

Інститут термоелектрики НАН і МОН України,  
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна

**ПРО УМОВИ ВИСОКОЇ ДОБРОТНОСТІ Й МЕТОДИКИ ПОШУКУ  
ПЕРСПЕКТИВНИХ НАДГРАТКОВИХ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ  
МАТЕРІАЛІВ**

---

*У роботі проведено строгі розрахунки добротності надграткового термоелектричного матеріалу (НГТЕМ) з урахуванням реальної тривимірності й непараболічності його енергетичного спектру за довільного ступеня відкритості його поверхні Фермі (ПФ). Кількісною характеристикою ступеня відкритості ПФ при цьому слугує відношення енергії Фермі ідеального двовимірного Фермі-газу із квадратичним законом дисперсії за абсолютного нуля температури до півширини вузької міні-зони, що визначає рух носіїв заряду між шарами НГТЕМ. При цьому закон дисперсії носіїв заряду у вузькій мінізоні передбачається таким, що відповідає моделі Фіваза, тобто косинусоїдальним. При розрахунках добротності також вважається, що довжина вільного пробігу носіїв заряду обернено пропорційна температурі й не залежить від їх енергії, і, отже, квантових чисел, а граткова складова теплопровідності підкоряється закону Лейбфріда-Шлемана, тобто також обернено пропорційна температурі. Показано, що добротність НГТЕМ і відповідний ККД генератора в діапазоні температур 300–500 К різко зростають зі зростанням ступеня відкритості ПФ. Однак у силу наявності граткової складової теплопровідності добротність НГТЕМ досить чутлива до відстані між шарами й різко падає з її збільшенням. Ті ж тенденції характерні для відповідних залежностей холодильного коефіцієнта в діапазоні температур 300–230 К. На основі цих залежностей встановлено оптимальні параметри високодобротного НГТЕМ. Виходячи з отриманих критеріїв, пропонуються чотири методики пошуку перспективних НГТЕМ з використанням квантуючих магнітних полів/*

**Ключові слова:** надгратка, непараболічність, модель Фіваза, поверхня Фермі, ступінь відкритості, термоелектрична добротність, ККД, холодильний коефіцієнт, осциляції Шубнікова – де Гааза, негативний поздовжній магнітоопір.

*This paper presents a rigorous calculation of the figure of merit of superlattice thermoelectric material (SL TEM) with regard to real three-dimensionality and nonparabolicity of its energy spectrum with the arbitrary level of openness of its Fermi surface (FS). In this case, the quantitative characteristic of the level of openness of FS is the ratio of the Fermi energy of ideal two-dimensional Fermi gas with a square law of dispersion at absolute zero temperature to half-width of a narrow miniband defining charge carrier motion between SL TEM layers. In so doing, the law of dispersion of charge carriers in a narrow miniband is assumed to be corresponding to the Fivaz model, i.e. cosine. In the calculation of the figure of merit it is also assumed that the mean free path of charge carriers is inversely proportional to temperature and does not depend on their energy, hence on quantum numbers, and the lattice component of thermal conductivity obeys the law of Leibfried and Shlemann, i.e. it is also*

*inversely proportional to temperature. It is shown that the figure of merit of SL TEM and the respective generator efficiency in the temperature range of 300-500K is drastically increased with increasing level of openness of FS. However, due to the presence of lattice component of thermal conductivity, the figure of merit of SL TEM is rather responsive to the distance between the layers and drastically drops with its increase. The same tendencies are characteristic of the respective dependences of coefficient of performance in the temperature range of 300-230K. From these dependences the optimal parameters of high-figure-of-merit SL TEM are determined. Using the obtained criteria as the base, four methods of search for promising SL TEM with the use of quantizing magnetic fields are proposed.*

**Key words:** superlattice, nonparabolicity, Fivaz model, Fermi surface, level of openness, thermoelectric figure of merit, efficiency, coefficient of performance, de Haas-Shubnikov oscillations, negative longitudinal magnetoresistance.

## Вступ

Термоелектрична добротність матеріалу є одним із ключових параметрів, що визначають доцільність його застосування для створення термоелектричних перетворювачів енергії. Підвищення добротності термоелектричних матеріалів здійснюється в основному двома шляхами. Перший полягає в удосконаленні традиційних матеріалів, наприклад, твердих розчинів системи  $Bi(Sb)-Te(Se)$  за рахунок оптимізації їх за концентрацією легуючих домішок [1] або за рахунок використання класичних і (або) квантових розмірних ефектів переходом від монокристалів до тонких плівок, ниток, або матеріалів на основі порошків [2-5]. Другий шлях полягає у пошуку (створенні) «нетрадиційних» матеріалів, особливості зонного спектра носіїв заряду в яких дають підстави сподіватися на високі значення термоелектричної добротності. Як такі матеріали досить широко досліджуються так звані «надграткові» матеріали з яскраво вираженою шаруватою структурою й анізотропією зонного спектра носіїв заряду [6-8], приміром, матеріали на основі системи  $Al-Ga-As$  або системи  $Si-Ge$ , широко застосовувані в електроніці й оптиці [9]. Надії на високу термоелектричну добротність таких матеріалів пов'язані з тим, що носії заряду в цих матеріалах сильно локалізовані в шарах, у силу чого зонний спектр носіїв заряду має «майже» двовимірний характер. А це, принаймні, у силу різкого зростання густини станів, і, отже, термоЕРС, повинно б призводити до істотного підвищення термоелектричної добротності НГТЕМ. Однак численні експериментальні дані [10-15] свідчать, що в реальності термоелектрична добротність цих матеріалів не перевищує добротності традиційних матеріалів або навіть суттєво нижче від. Відносно високі значення  $ZT$  порядку 2-4 за 300 К у відомих або досліджуваних НГТЕМ трапляються рідко.

У силу сказаного вище мета статті – обґрунтована оцінка термоелектричної добротності НГТЕМ, аналіз факторів, що підвищують або знижують її, і вироблення методики пошуку перспективних НГТЕМ з використанням квантуючих магнітних полів.

## Загальна формула для добротності НГТЕМ та її аналіз

У рамках моделі Фіваса [16] зонний спектр носіїв заряду в НГТЕМ має такий вигляд:

$$\varepsilon(\vec{k}) = \frac{\hbar^2 k_{\parallel}^2}{2m^*} + \Delta(1 - \cos ak_{\perp}), \quad (1)$$

де  $k_{\parallel}, k_{\perp}$  – компоненти квазіімпульсу в площині шарів і в перпендикулярному до них напрямку відповідно,  $m^*$  – ефективна маса носіїв заряду в напрямку, перпендикулярному шарам,  $\Delta$  – півширина мінізони в напрямку перпендикулярному шарам,  $a$  – відстань між трансляційно еквівалентними шарами.

Під час розрахунків будемо вважати градієнт температури й електричне поле паралельними один одному та площинам шарів. При цій конфігурації в наближенні незалежності довжини вільного пробігу носіїв заряду від енергії безрозмірна термоелектрична ефективність НГТЕМ в області домішкової провідності за температури  $T$  з урахуванням внеску граткової теплопровідності визначається в такий спосіб:

$$ZT = 8\pi^3 \frac{A_0}{B_0 + c_l (2k_B \zeta_{02D} l)^{-1} ah^2 \sqrt{m^* \zeta_{02D}}} . \quad (2)$$

Безрозмірні функції  $A_0$  й  $B_0$  мають такий вигляд:

$$A_0 = \left\{ \int_0^\infty \int_0^\pi \frac{y [y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*] \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\}}{\left\{ \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\} + 1 \right\}^2 \sqrt{2y + 4\pi K^{-2} n_0 a^3 \sin^2 x}} dx dy \right\}^2 \times \left\{ \int_0^\infty \int_0^\pi \frac{y \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\}}{\left\{ \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\} + 1 \right\}^2 \sqrt{2y + 4\pi K^{-2} n_0 a^3 \sin^2 x}} dx dy \right\}^{-1} . \quad (3)$$

$$B_0 = \int_0^\infty \int_0^\pi \frac{K^{-1}(1 - \cos x) + y - \gamma^*}{t_{2D}^2} \cdot \frac{\exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\}}{\left\{ \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\} + 1 \right\}^2} \times \frac{y [y + K^{-1}(1 - \cos x)] dx dy}{\sqrt{2y + 4\pi K^{-2} n_0 a^3 \sin^2 x}} + \left\{ \int_0^\infty \int_0^\pi \frac{y [y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*] \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\}}{\left\{ \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\} + 1 \right\}^2 \sqrt{2y + 4\pi K^{-2} n_0 a^3 \sin^2 x}} dx dy \right\} \times \left\{ \int_0^\infty \int_0^\pi \frac{y \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\}}{\left\{ \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\} + 1 \right\}^2 \sqrt{2y + 4\pi K^{-2} n_0 a^3 \sin^2 x}} dx dy \right\}^{-1} \times \int_0^\infty \int_0^\pi \frac{K^{-1}(1 - \cos x) + y - \gamma^*}{t_{2D}} \cdot \frac{\exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\}}{\left\{ \exp\{[y + K^{-1}(1 - \cos x) - \gamma^*]/t_{2D}\} + 1 \right\}^2} \times \frac{y [y + K^{-1}(1 - \cos x)] dx dy}{\sqrt{2y + 4\pi K^{-2} n_0 a^3 \sin^2 x}} \quad (4)$$

У формулах (2) – (4) введено такі позначення:  $c_l$  – оберненопропорційна до температури граткова теплопровідність НГТЕМ,  $l$  – обернено пропорційна до температури довжина вільного пробігу носіїв заряду в НГТЕМ,  $\zeta_{02D} = n_0 ah^2 / 4\pi m^*$ ,  $n_0$  – об'ємна концентрація носіїв заряду в НГТЕМ,  $K = \zeta_{02D} / \Delta$ ,  $k_B$  – постійна Больцмана,  $t_{2D} = k_B T / \zeta_{02D}$ . Нормований на величину  $\zeta_{02D}$  хімічний потенціал  $\gamma^*$  підсистеми вільних носіїв заряду в НГТЕМ визначається з рівняння сталості їх концентрації:

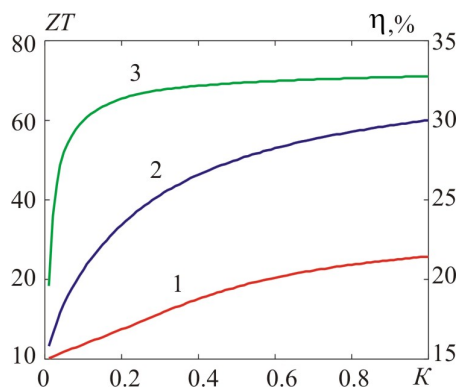


$$\frac{t_{2D}}{\pi} \int_0^{\pi} \ln \left[ 1 + \exp \left( \frac{\gamma^* - K^{-1}(1 - \cos x)}{t_{2D}} \right) \right] - 1 = 0. \quad (5)$$

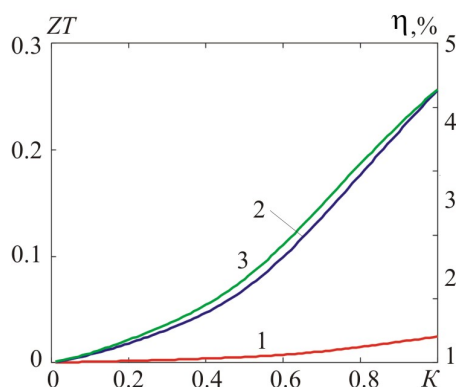
Відзначимо, що теплопровідність визначалася за умови відсутності струму. Але при цьому тепло Пельтьє не враховувалося, оскільки ми вважали, що в нас наявна провідність одного типу, наприклад, електронна [17].

Результати розрахунків безрозмірної термоелектричної ефективності «модельного» НГТЕМ з ефективною масою електрона  $m^* = m_0$ , об'ємною концентрацією вільних носіїв заряду  $n_0 = 3 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$  за різних ступенів відкритості ПФ  $0.01 \leq K \leq 1$  і двох різних значеннях  $a$  для температур  $T = T_c = 300 \text{ K}$ ,  $T = T_h = 300 \text{ K}$ , а також ККД генератора на основі даного НГТЕМ наведені на рис.1.

Зауважимо, що значення  $K < 1$  відповідають замкненим ПФ,  $K = 1$  – перехідний ПФ, і  $K > 1$  – відкритим ПФ. Так званому «двовимірному» випадку відповідають значення  $K \gg 1$ .



а)



б)

Рис. 1. Залежності безрозмірної термоелектричної ефективності НГТЕМ за  $T = 300 \text{ K}$  (криві 1) і  $T = 500 \text{ K}$  (криві 2) а також ККД генератора за відповідних крайніх температур (криві 3) зі значеннями відстаней між шарами НГТЕМ, рівними відповідно 3 нм (а) і 15 нм (б).

ККД генератора під час побудови графіків обчислювався за формулою

$$\eta = \frac{1}{1 + 2\sqrt{0.5(Z_c T_c + Z_h T_h)}(Z_h T_h)^{-1}} \cdot \frac{T_h - T_c}{T_h}. \quad (6)$$

З рисунка видно, що добротність НГТЕМ і відповідний ККД генератора досить швидко зростають зі збільшенням ступеня відкритості ПФ. Для розглянутого модельного НГТЕМ безрозмірна термоелектрична ефективність за  $K = 1$  й  $a = 3$  нм може досягати 30–70, але вже за  $a = 15$  нм вона падає до значень, що не перевищують 0.25 навіть за 500 К. Відповідний ККД генератора за  $a = 3$  нм і  $K = 1$  досягає 34% або 0.85 від ККД циклу Карно, але за  $a = 15$  нм падає до 4%, або 0.1 від ККД циклу Карно. Таким чином, як ступінь відкритості ПФ, так і відстань між шарами є істотними параметрами, що визначають доцільність і перспективи практичного застосування того або іншого НГТЕМ.

Повністю аналогічно визначається холодильний коефіцієнт холодильника між температурами  $T_c = 230$  К,  $T_h = 300$  К.

При цьому використовувалася формула

$$\varepsilon = \frac{\sqrt{1 + 0.5(Z_c T_c + Z_h T_h)} - T_h / T_c}{\sqrt{1 + 0.5(Z_c T_c + Z_h T_h)} + 1} \cdot \frac{T_c}{T_c - T_h}. \quad (7)$$

Результати цих розрахунків наведено на рис. 2.

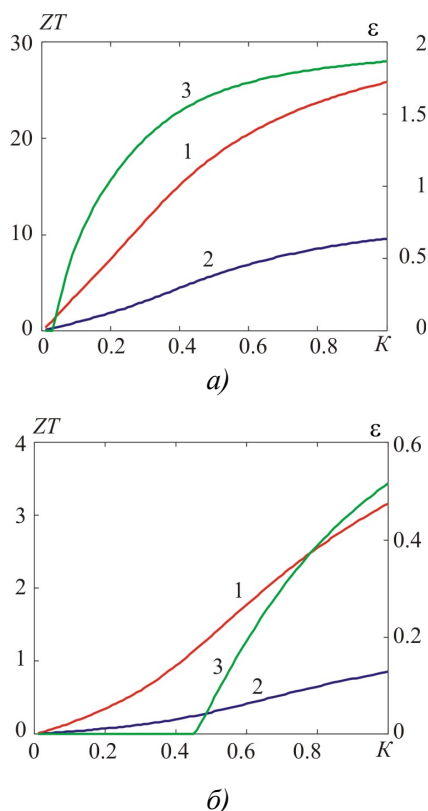


Рис. 2. Залежності безрозмірної термоелектричної ефективності НГТЕМ за  $T = 300$  К (криві 1) і  $T = 230$  К (криві 2), а також холодильного коефіцієнта холодильника за відповідних крайніх температур (криві 3) зі значеннями відстаней між шарами НГТЕМ, рівними відповідно 3 нм (а) і 6 нм (б).

З рис. 2 видно, що за оптимальної комбінації параметрів НГТЕМ холодильний коефіцієнт холодильника за температури гарячої сторони 300 К та перепаді температур, рівному 70 К, різко зростає зі збільшенням ступеня квазідвовимірності НГТЕМ і при оптимальній комбінації параметрів у випадку перехідної ПФ може досягати 1.9. Однак зі збільшенням відстані між шарами

понад оптимальною удвічі, тобто до 6 нм, холодильний коефіцієнт, для випадку перехідної ПФ, падає до 0.4. В обох розглянутих випадках для заданого перепаду температур є граничне значення ступеня відкритості ПФ НГТЕМ, нижче якого холодильний коефіцієнт дорівнює нулю. Зі збільшенням відстані між шарами НГТЕМ це граничне значення різко зростає.

### Про причини низької ефективності відомих або досліджуваних НГТЕМ і можливих параметрах перспективного НГТЕМ

З наведених вище результатів розрахунків ми бачимо, що для досягнення високої добротності НГТЕМ необхідна якась оптимальна комбінація його параметрів, за яких ступінь відкритості його ПФ принаймні близька до одиниці або дорівнює їй, а відстань між шарами порівняно мала. Однак найпоширеніші шаруваті й надграткові матеріали на основі систем *Al-Ga-As*, *Si-Ge* або *Bi(Sb)-Te(Se)*, у тому числі описувані моделлю Фіваза, мають саме протилежну властивість: відстань між їх шарами досить велика, а ступінь відкритості ПФ мала. Ця властивість корисна для спеціальної електроніки [9], у тому числі й для матеріалів, описуваних моделлю Фіваза, використовуваних у специфічних елементах, приладах і системах, наприклад, НВЧ-підсилювачах і генераторах електромагнітних хвиль, оптичних системах із самоіндукованою прозорістю, солітонних і брізерних генераторах, фільтрах і лініях затримки і т.п. Однак такі матеріали, як видно, не завжди придатні для термоелектричних застосувань, у всякому разі, якщо мова йде про генератори і холодильники. Таким чином, правильний підхід у цьому випадку повинен би полягати не в простому перенесенні відомих надграткових матеріалів з електроніки в термоелектрику, а в пошуку або створенні спеціальних НГТЕМ, особливо таких, що не містять телур. Це тим більше актуально тому, що запаси телуровмістних руд і мінералів на Землі обмежені, телур є тільки побічним продуктом їх переробки, а сфера застосування термоелектрики, і, отже, виробництво термоелектричних модулів у світі безупинно розширюється. Більше того, основним споживачем телуру сьогодні (більше як 50% наявної кількості) є не термоелектрика, а металургія. У зв'язку з цим виникає, зокрема, питання, чи можуть існувати хоча б у принципі, високодобротні НГТЕМ з більшими відстанями між шарами. Проведений нами аналіз показав, що якщо концентрацію вільних носіїв заряду в розглянутому нами модельному НГТЕМ, знизити до  $n_0 = 3 \cdot 10^{16} \text{ см}^{-3}$ , то за  $a = 30 \text{ нм}$ ,  $m^* = m_0$ ,  $K = 1$  (це відповідає півширині мінізони  $\Delta = 2.16 \cdot 10^{-4} \text{ еВ}$  і відношенню поздовжньої ефективної маси носіїв заряду до поперечної, рівному 0.393) між температурами 300 і 500 К, можна одержати ККД генератора рівний 37.5%, що досить близько до ККД циклу Карно. Холодильний же коефіцієнт між температурами 230 і 300 К можна підвищити до 2.92. Однак ПФ такого високоєфективного універсального НГТЕМ повинна мати вигляд, показаний на рис. 3, а його зонні параметри – мати високу температурну стабільність.

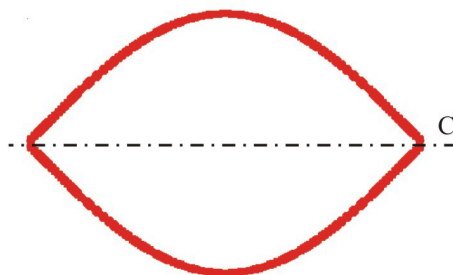


Рис. 3. Поверхня Фермі можливого перспективного високодобротного НГТЕМ. Перетин такої ПФ площиною, паралельною шарам НГТЕМ– коло, вісь С перпендикулярна шарам.

Розрахунки також показують, що такий НГТЕМ, будь він створений, можна було б застосувати й для наступного більш глибокого охолодження, наприклад від 230 до 100 К, але при цьому холодильний коефіцієнт становив би 0.61.

З метою порівняння запропонованого (нехай поки гіпотетичного) НГТЕМ з відомими відзначимо, що в переважній більшості їх півширина мінізони становить порядку 0.06–0.1eВ [9], що в 300–500 разів перевершує запропоноване розрахункове значення цієї півширини. Більше того, для роботи електронного обладнання, що принципово використовують специфічну непараболічність зонного спектра, описуваного моделлю Фіваза, немає необхідності в повному заповненні вузької мінізони за абсолютного нуля температури. Суть справи в тому, що для роботи зазначеного обладнання важлива порівнюваність півширини мінізони не з енергією Фермі, а з енергією, що набирається носієм заряду від електричного поля упродовж періоду надгратки, тобто на відстані між сусідніми тотожними шарами.

Можна показати, що створити високоефективний НГТЕМ на основі, наприклад, кремнію, у принципі неможливо. Насправді для того, щоб це було можливим, відстань між шарами НГТЕМ повинна задовольняти умові  $a = 4\pi m^* \Delta / n_0 h^2$ . При цьому  $\Delta$  у всякому разі є величина порядку ширини забороненої зони  $E_g$ , а то й більше неї, тому що в традиційних розрахунках  $\Delta$  передбачається нескінченним, а ПФ уявляється такою, що складається з однакових еліпсоїдів. Тому, підставивши відомі параметри для кремнію, а саме,  $m^* = 1.26m_0$ ,  $E_g = 1.21$  eВ, за  $n_0 = 10^{15} \text{ см}^{-3}$  одержимо  $a = 6.3$  мм. Зрозуміло, що таких НГТЕМ бути не може. Ситуація не занадто зміниться, навіть якщо, приміром, буде  $n_0 = 3 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$ . У цьому випадку має бути  $a = 210$  нм, у той час як НГТЕМ на основі *Si-Ge* мають найбільше  $a$  близько 30 нм, а найбільша безрозмірна термоелектрична ефективність їх не перевищує 0.75 при  $a = 7$  нм і концентрації  $n_0 = 3 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$ , що, як вважається, на порядок більше безрозмірної термоелектричної ефективності масивних зразків. У першому випадку ступінь відкритості ПФ становить 0.16, а в другому – 0.011. Це, зрозуміло, досить далеко від необхідного значення ступеня квазидвовірності високоефективного НГТЕМ, рівного одиниці.

Точно також, якби за  $n_0 = 3 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$ ,  $a = 3$  нм,  $m^* = m_0$  телурид вісмуту був однодолинним НГТЕМ, що підкоряється моделі Фіваза, то ступінь відкритості його ПФ становила б  $K = 0.81\pi$  і величина безрозмірної термоелектричної ефективності за 300 К дорівнювала б 30.9. Однак, насправді, беручи до уваги, що ширина забороненої зони цього матеріалу дорівнює 0.13 eВ, і, отже, ширина дозволеної зони є порядку 1.3eВ (це необхідно для справедливості традиційних підходів, заснованих на параболічному зонному спектрі), ми маємо  $K = 0.017$ , і, отже, значення безрозмірної термоелектричної ефективності за 300 К, рівне 0.531, що цілком співвідноситься з експериментальними даними [18] для генераторних матеріалів. Для холодильних матеріалів системи *Bi(Sb)-Te(Se)* це значення дорівнює 0.78 [19], чому відповідає  $K = 0.024$ . Таким чином, у холодильних матеріалах непараболічність виражена трохи сильніше, ніж у генераторних. Але ці значення майже в 40–60 разів менші значення  $K$  для «дійсного» високоефективного НГТЕМ. Виходить, що традиційні генераторні й холодильні матеріали – це теж НГТЕМ, але з досить малим ступенем відкритості ПФ, і, отже, непараболічності.

Таким чином, ми бачимо, що порівняно низьку ефективність наявних НГТЕМ можна пояснити тим, що вони не мають необхідної для високої добротності комбінації параметрів, а

їх ПФ значно відрізняються від зображеної на рис. 3. Високоєфективні НГТЕМ повинні відрізнятися від наявних тим, що їх мінізони мають бути настільки вузькими, щоб непараболічність, описувана моделлю Фіваза, була добре вираженою за малих концентрацій вільних носіїв заряду. Заборонені ж зони, навпаки, мають бути досить широкими, щоб у режимі генерації не «залізи» в область власної провідності, оскільки це може знизити термоелектричну ефективність матеріалу. Автор статті розуміє, що така вимога, очевидно, технологічно нелегко здійсненна, але йому невідомий який-небудь фундаментальний фізичний закон або принцип, на підставі якого цю вимогу можна було б оголосити нездійсненною.

### **Про методики пошуку перспективних НГТЕМ за допомогою квантуючих магнітних полів**

Виходячи з вищесказаного, можна рекомендувати такі чотири методики пошуку перспективних НГТЕМ, у тому числі описуваних моделлю Фіваза, за допомогою квантуючих магнітних полів:

1. Дослідження осциляцій Шубнікова – де Гааза у квазікласичних магнітних полях за гелієвих температур [20-22], що включає аналіз залежності амплітуди осциляцій від поля.
2. Відбір матеріалів щодо наявності ділянки негативного поздовжнього магнітоопору й вираженого його мінімуму в ультраквантових магнітних полях, якщо такі досяжні [20, 22, 23].
3. Відбір матеріалів за ступенем заокругленості піка фактора потужності в ультраквантових магнітних полях [20, 21, 24, 25].
4. Відбір матеріалів за ступенем виразності негативного поздовжнього магнітоопору за більш високих температур [20, 21, 26].

Зазначені методики мають бути доповнені вимірюванням концентрації вільних носіїв заряду за допомогою ефекту Холла й рентгеноструктурним контролем міжшарової відстані.

### **Висновки**

1. Високодобротні НГТЕМ, призначені для застосування у створенні термоелектричних перетворювачів енергії повинні мати ПФ спеціального виду.
2. Такі НГТЕМ мають мати оптимальну комбінацію параметрів, зокрема концентрації вільних носіїв заряду й відстані між шарами, і мати досить вузькі мінізони провідності, для того, щоб непараболічність, описувана моделлю Фіваза, була добре вираженою за малих концентрацій носіїв заряду.
3. При створенні або пошуку таких НГТЕМ для ідентифікації їх ПФ можуть бути застосовані методики, засновані на дослідженні поздовжньої електропровідності й фактора потужності у квантуючих магнітних полях з індукціями до декількох Тл як за гелієвих, так і при азотних або кімнатних температурах. При цьому квантує магнітне поле, електричне поле й градієнт температури мають бути перпендикулярні шарам НГТЕМ.

Автор вдячний головному науковому співробітникові Вихор Л.М. за корисне конструктивне обговорення результатів роботи.

### **Література**

1. Анатичук Л.И. Функционально-градиентные материалы. / Л.И. Анатичук, Л.Н. Вихор // Термоелектричество, т.IV. –

2. О влиянии туннелирования на эффективность термоэлектрических устройств. / Н.С. Лидоренко, В.А. Андрияко, Л.Д. Дудкин [и. др.] // Допов. АН СССР 186, 1969, 1295.
3. Casian A., Dusciak V., Coropceanu Iu. Huge carrier mobilities expected in quasi-one-dimensional organic crystals. – Phys. Rev. B, **66**, 2002, 165404, 1-5.
4. Касіян А.І. Зменшення числа Лоренца як новий напрямок підвищення  $ZT$  у квазіодномірних органічних кристалах. / А.І. Касіян, І.І. Балмуш, В.Г. Душак // Термоелектрика, 2011, №3, 19.
5. Влияние рассеяния на границах на теплопроводность наноструктурированного полупроводникового материала  $Bi_xSb_{2-x}Te_3$ . / Л.П. Булат, И.А. Дробикин, В.В. Каратаев [и. др.] ФТТ **52**, 2010, 1712.
6. Анатичук Л.И. Физика термоэлектричества. – Термоэлектричество, т.І.: Інститут термоэлектричества. / Л.И. Анатичук // Черновцы – 2008. – 404с.
7. Heremans J.P. Low dimensional thermoelectricity. Proceedings of XXXIV International School of Semiconducting Compounds. – Jaszowiec-2005. – Acta Physica Polonica, 2005, v.108, No4, 609-634.
8. Dresselhaus M.S., Dresselhaus G., Sun X., Zhang Z., Cronin S.B., Koga T. Low dimensional thermoelectric materials. – ФТТ, 1999, т.41, вып.5, с.755-758.
9. Басс Ф.Г. Высокочастотные свойства полупроводников со сверхрешетками. / Ф.Г. Басс, А.А. Булгаков, А.П. Тетервов // М:Наука, 1989, 288с.
10. Liu W.L., Borca-Tasciuc T., Liu J.L., Taka K., Wang K.L., Dresselhaus M.S., Chen G. In-plane thermoelectric properties of Si/Ge superlattice. – Proc. of 20<sup>th</sup> International Conference on Thermoelectrics (2001). – P.340-343.
11. Venkatasubramanian R., Siivola E., Colpiits T.S. In-plane thermoelectric properties of freestanding Si/Ge superlattice structures. – Proc. of 17<sup>th</sup> International Conference on Thermoelectrics (1998). – P.191-197.
12. Lambrecht A., Beyer H., Nurnus J., Kunzel C., Böttner H. High figure of merit  $ZT$  in  $PbTe$  and  $Bi_2Te_3$  based superlattice structures by thermal conductivity reduction. – Proc. of 20<sup>th</sup> International Conference on Thermoelectrics (2001). – P.335-339.
13. B. Yang, J. Liu, K. Wang, G. Chen. Characterization of cross-plane thermoelectric properties of Si/Ge superlattices. – Proc. of 20<sup>th</sup> International Conference on Thermoelectrics (2001). – P.344-347.
14. Zhang Y., Vashaee D., Singh R., Shakouri A. Influence of doping concentration and ambient temperature on cross-plane Seebeck coefficient of InGaAs/InAlAs superlattices. – Mat. Res. Soc. Symp. Proc. – 2004. – V.793. – P.59-65.
15. Caylor J.C., Coolney K., Stuart J., Nangoy S., Colpiits T., Venkatasubramanian R. Developing  $PbTe$ -based superlattice structures with enhanced thermoelectric performance. –2005 International conference on thermoelectrics. – P.489-491.
16. Fivaz R.F. Theory of layered structures. – J. Phys. Chem. Solids. – 1967. –Vol.26, No5. – P.839-845.
17. Hinsche N.F., Mertig I., Zahn P. Lorenz function of  $Bi_2Te_3/Sb_2Te_3$  superlattices. J. of Electron. Mat. – 2013. –Vol.42, No7. – P.1406-1410.
18. Гольцман Б.М. Полупроводниковые термоэлектрические материалы на основе  $Bi_2Te_3$ . / Б.М. Гольцман, В.А. Кудинов, И.А. Смирнов // М: Наука. – 1972. – 320с.
19. Ivanova L.D., Granatkina Yu.V., Dauscher A., Lenoir B., Sherrer H. Influence of the purity and perfection of Czochralski-grown single crystals of bismuth and antimony chalcogenides solid solution on their thermoelectric properties. – Proc. of 5<sup>th</sup> European Workshop on Thermoelectrics. – Pardubice, Czech Republic, 1999. – P.175-178.
20. Gorskyi P.V. Layered structure effects as realization of anisotropy in magnetic, galvanomagnetic and thermoelectric phenomena. –New York: Nova Publishers. – 2014. – 366с.

21. Горський П.В. Діагностика функціональних матеріалів із замкненими поверхнями Фермі, описуваних моделлю Фіваза, та деякі аспекти їх застосування. / П.В. Горський // Доповіді НАН України. – 2014. – №12. – С.77-85.
22. Горський П.В. Електропровідність функціональних, у тому числі термоелектричних, матеріалів, що описуються моделлю Фіваза, у квазікласичній області магнітних полів. – Термоелектрика. / П.В. Горський // 2014, №3 – С.5-14.
23. Горський П.В. Чи виражені ефекти шаруватості при замкнених поверхнях Фермі? / П.В. Горський // УФЖ. –2010. –Т.55, №12. – С.1297-1305.
24. Горський П.В. Фактор потужності шаруватого термоелектричного матеріалу із замкненою поверхнею Фермі у квантуючому магнітному полі. –УФЖ. –2013. –Т.58, №4. – С.1297-1305.
25. Горський П.В. Диагностика функциональных материалов, описываемых моделью Фиваза, по зависимости фактора мощности от квантующего магнитного поля. / П.В. Горський // – Сборник статей по материалам XX Международной заочной научно-практической конференции «Научная дискуссия. Вопросы математики, физики, химии, биологии». / П.В. Горський // №8(19). – Москва-2014. – Москва: Наука. Интерпериодика. – С.55-60.
26. Gorskyi P.V. Gigantic negative magnetoresistance of nanoheterostructures, described by Fivaz model. – arXiv:1503.06823v1 -10 Mar 2015. – P.1-3.

Надійшла до редакції 10.07.2015

**Фреїк Д.М.**, Дзундза Б.С., Костюк О.Б., Маковишин В.І.

Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника,  
вул. Шевченка, 57, Івано-Франківськ, 76018, Україна

## ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТОНКИХ ПЛІВОК НА ОСНОВІ ЛЕГОВАНОГО СТИБІЄМ СТАНУМ ТЕЛУРИДУ

*Досліджено термоелектричні властивості тонких плівок на основі легovanого стибієм станум телуриду  $SnTe:Sb$  із вмістом стибію 2 ат. %, отриманих у відкритому вакуумі за різних температур осадження на свіжих сколах (0001) слюди. Встановлено, що максимальну термоелектричну потужність мають зразок, товщиною близько 1.5 мкм, яка досягає  $25 \text{ мкВт}/(\text{K}^2\text{см})$ , що є значно кращою, ніж у чистому станум телуриді.*

**Ключові слова:** тонкі плівки, телурид олова, легування, термоелектричні властивості.

*The thermoelectric properties of thin films based on stibium-doped tin telluride with stibium content 2 at. % produced in open vacuum at different deposition temperatures on fresh chips (0001) of mica are investigated. It is established that samples of thickness close to 1.5  $\mu\text{m}$  have maximum thermoelectric power  $25 \text{ }\mu\text{W}/\text{K}^2\text{cm}$ , which is much better as compared to that of pure tin telluride.*

**Key words:** thin films, tin telluride, doping, thermoelectric properties.

### Вступ

Станум телурид широко застосовується в напівпровідниковій техніці. Також він перспективний як термоелектричний матеріал для середньотемпературної області (500-750) [1-4]. Отримання тонкоплівкового матеріалу значною мірою розширює межі практичного застосування. Введення легуючих домішок дає можливість в широких межах модифікувати термоелектричні властивості матеріалу.

У нашій роботі досліджено товщинні залежності термоелектричних параметрів плівок на основі легovanого стибієм  $SnTe$ , отриманих із парової фази на слюдяних підкладках.

### Методика експерименту

Плівки для дослідження отримували осадженням пари синтезованого матеріалу  $SnTe$  у вакуумі на підкладки із свіжих сколів (0001) слюди-мусковіт та ситалу. Температура випарника становила  $T_e=600 \text{ }^\circ\text{C}$ , а температуру підкладок змінювали в діапазоні  $T_n=150-300 \text{ }^\circ\text{C}$ . Товщину плівок задавали часом осадження в межах (45-240) с та вимірювали за допомогою мікроінтерферометра МІІІ-4.

Вимірювання електричних параметрів плівок здійснювалось на повітрі за кімнатних температур у постійних магнітних полях на розробленій автоматизованій установці, яка забезпечує як процеси вимірювання електричних параметрів, так і реєстрацію та первинну



обробку даних, з можливістю побудови графіків часових і температурних залежностей. Вимірюваний зразок мав чотири холлівські і два струмові контакти. Як омичні контакти використовувалися плівки срібла. Струм через зразки становив  $\approx 1$  мА. Магнітне поле було напрямлене перпендикулярно до поверхні плівок при індукції 1.5 Тл.

Результати досліджень і залежності питомої електропровідності  $\sigma$  та холлівської концентрації носіїв струму  $n_h$  і коефіцієнта Зеебека  $S$  від температури підкладки та товщини плівки показано на рис. 1-3.

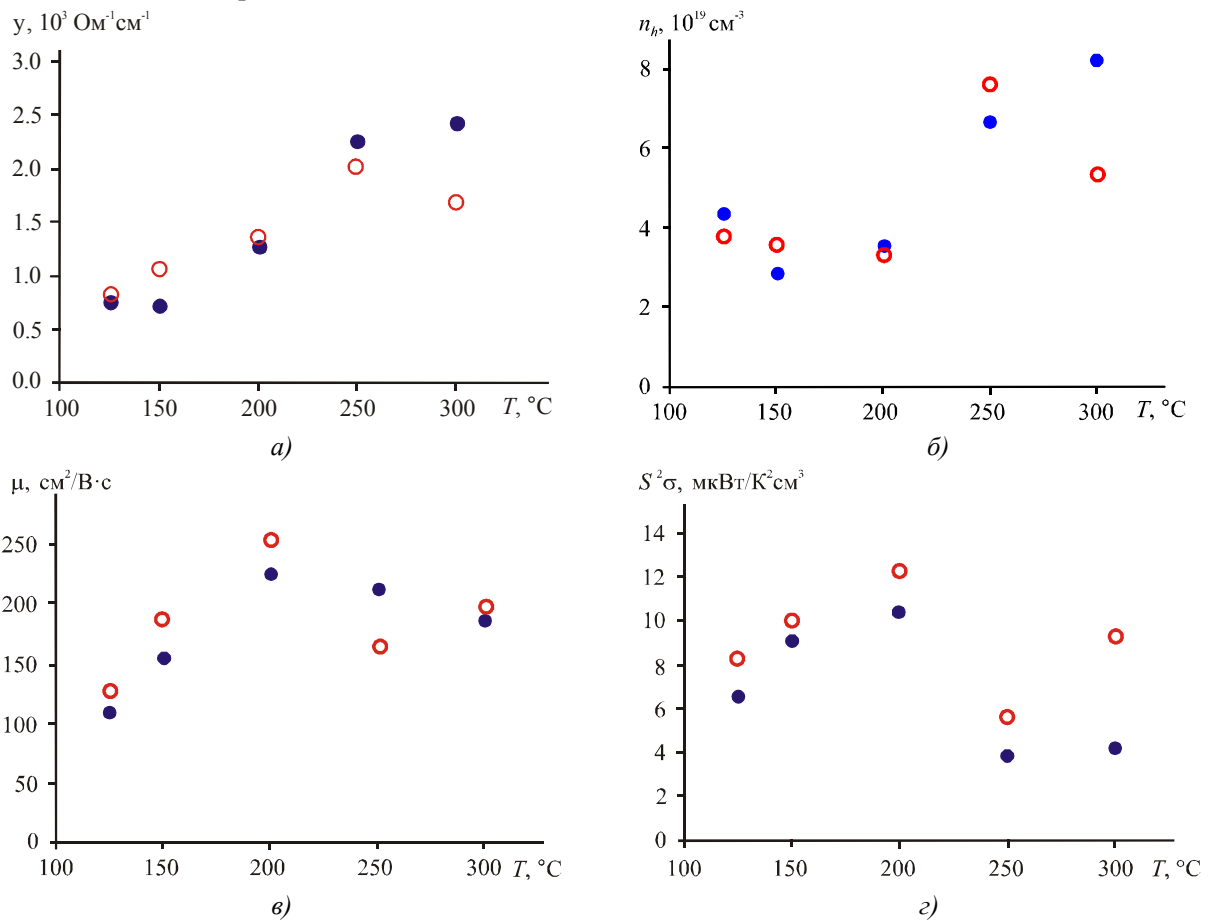


Рис 1. Залежності питомої провідності  $\sigma$  (а), холлівської концентрації  $n_h$  (б), рухливості носіїв заряду (в) та термоелектричної потужності  $S^2\sigma$  (з) від температури осадження плівок, отриманих на свіжих сколах слюди. Час отримання плівок, с:  $\bullet$  – 120,  $\circ$  – 240.

## Результати дослідження та їх аналіз

Як видно з рис. 1, температура осадження досить суттєво впливає на термоелектричні параметри досліджуваного матеріалу. Питома електропровідність та холлівська концентрація носіїв заряду зростають з підвищенням температури осадження, а термоелектрична потужність має чіткий максимум за температури осадження 200 °C. Рухливість із зростанням  $T_n$  зростає до температур 200 °C, а за подальшим збільшенням температури дещо зменшується. Це пов'язано із структурною досконалістю конденсату, із зростанням температури осадження за рахунок підвищення самоорганізації структура матеріалу більш впорядкована, що приводить до зменшення впливу зернограничного механізму розсіювання. З подальшим підвищенням температури підкладки значно прискорюються процеси перевипаровування конденсату і термоелектричні параметри матеріалу дещо погіршуються.

Враховуючи чіткий максимум термоелектричної потужності подальші дослідження від товщини конденсату робили для зразків, отриманих при  $T_n = 200^\circ\text{C}$ .

Електропровідність плівок і холлівська концентрація носіїв заряду різко зростають в області малих товщин. Це пов'язано з акцепторною дією кисню. Коефіцієнт Зеєбека навпаки зменшується в області малих товщин плівок. Тому для термоелектричної потужності ( $S^2\sigma$ ) спостерігається чіткий максимум в області товщин 1.5 мкм (рис. 3).

Для визначення впливу поверхні досліджували товщинні залежності термоелектричних параметрів для плівок, отриманих на різних підкладках (рис. 2). Параметри приповерхневих шарів оцінювали за допомогою моделі Петріца. Тонку плівку у цій моделі представляють складеною з двох шарів: приповерхневого (I) (область поверхневого заряду) завтовшки  $d_s$ , концентрація носіїв струму в якому  $n_s$ , а їх рухливість  $\mu_s$ , і об'ємного (II), що характеризується аналогічними величинами:  $d_b$ ,  $n_b$ ,  $\mu_b$ , які з'єднані паралельно. Товщина плівки  $d = d_s + d_b$ .

У цьому випадку згідно з [5]:

$$\sigma = \frac{\sigma_s d_s + \sigma_b d_b}{d}; \quad (1)$$

$$R = \frac{R_s \sigma_s^2 d_s + R_b \sigma_b^2 d_b}{(\sigma_s d_s + \sigma_b d_b)^2} d; \quad (2)$$

$$S = \frac{\sigma_s d_s S_s + \sigma_b d_b S_b}{\sigma_s d_s + \sigma_b d_b}. \quad (3)$$

За умови відомих експериментальних значень  $\sigma$ ,  $R$ ,  $\mu$  та об'ємних  $\sigma_b$ ,  $R_b$ ,  $\mu_b$  і  $d$  із даних співвідношень можна наближено визначити параметри приповерхневих шарів  $\sigma_s$ ,  $R_s$ ,  $\mu_s$  відповідно, значення яких наведено в табл. 1. Видно (рис. 2 – суцільні лінії), що розраховані криві задовільно описують експериментально отримані результати за визначених значеннях при поверхневих електричних параметрах  $d_s$ ,  $\sigma_s$ ,  $R_s$ ,  $n_s$ ,  $\mu_s$  (табл. 1).

Таблиця 1

Значення параметрів приповерхневого шару ( $s$ ) і об'єму ( $b$ ) плівок  $\text{SnTe}:\text{Sb}$ , розраховані згідно двошарової моделі Петріца.

	Параметри
$d_s$ , мкм	0.13
$\sigma_s$ , $\text{Ом}^{-1}\text{см}^{-1}$	3100
$\sigma_b$ , $\text{Ом}^{-1}\text{см}^{-1}$	300
$R_s$ , $\text{см}^3\text{Кл}^{-1}$	0.013
$R_b$ , $\text{см}^3\text{Кл}^{-1}$	0.15
$n_s$ , $\text{см}^{-3}$	$4.81 \cdot 10^{20}$
$n_b$ , $\text{см}^{-3}$	$4.17 \cdot 10^{19}$
$\mu_s$ , $\text{см}^2\text{В}^{-1}\text{с}^{-1}$	40.3
$\mu_b$ , $\text{см}^2\text{В}^{-1}\text{с}^{-1}$	45
$S_s$ , мкВ/К	80
$S_b$ , мкВ/К	150

Звертають на себе увагу значні величини приповерхневих значень питомої електропровідності та холлівської концентрації носіїв, коефіцієнтів Зеєбека  $S_s \approx 80$  мкВ/К (табл. 1), що створює перспективу використання  $SnTe:Sb$  як віток  $p$ -типу у тонкоплівкових термоелементах.

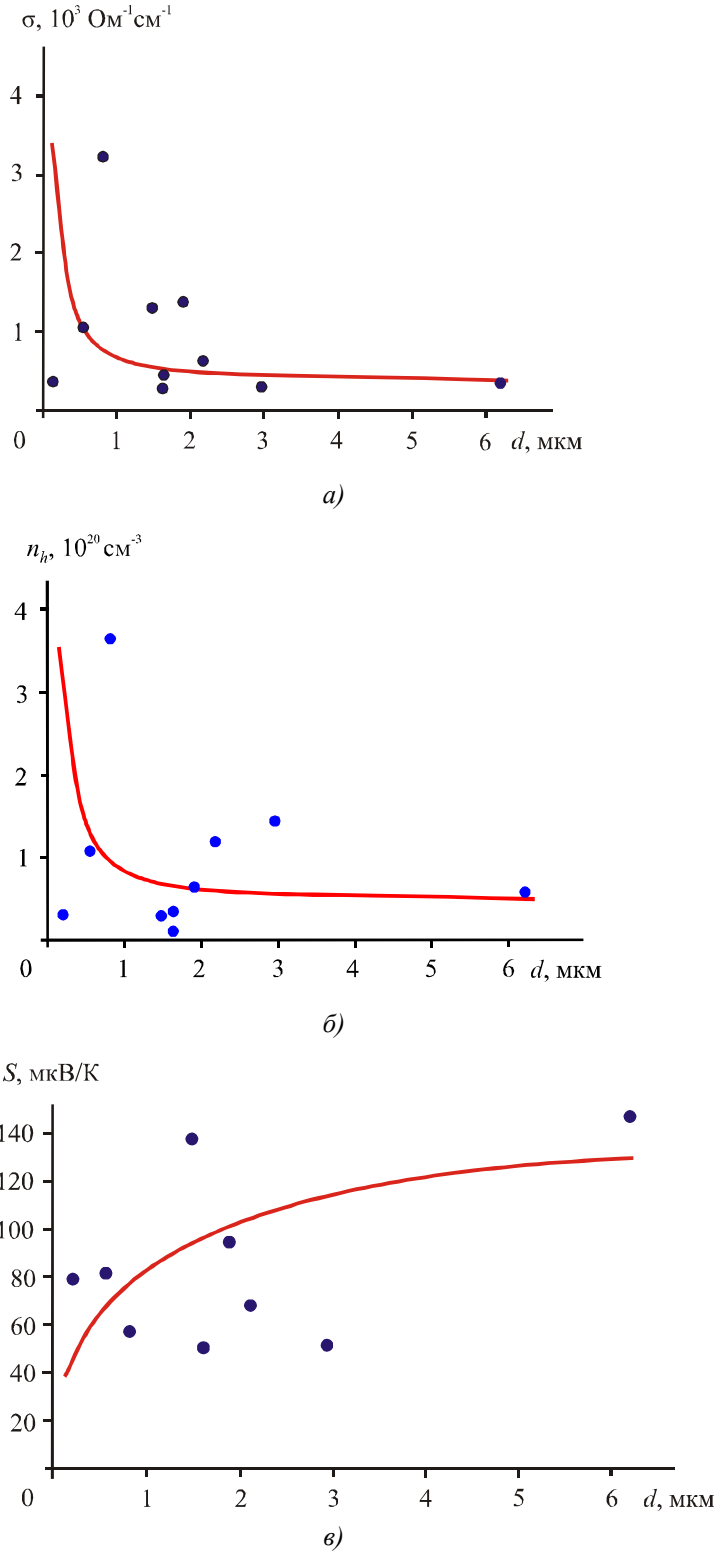


Рис. 2. Залежності питомої електропровідності  $\sigma$  (а), холлівської концентрації  $n$  (б), та коефіцієнта Зеєбека  $S$  (в) від товщини  $d$  плівок  $SnTe:Sb$  на слюдяних підкладках. Точки – експеримент, суцільна лінія – розрахунок згідно з моделлю Петріца.

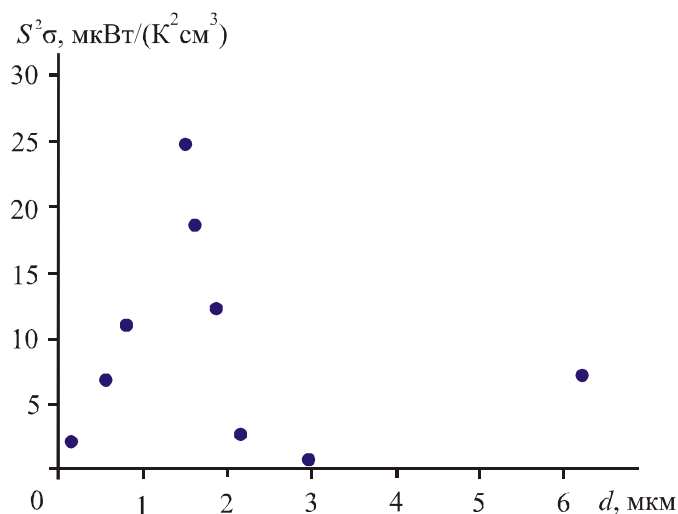


Рис. 3. Залежність термоелектричної потужності  $S^2\sigma$  від товщини  $d$  плівок  $\text{SnTe:Sb}$  на слюдяних підкладках.

## Висновки

1. Досліджено термоелектричні властивості парофазних тонких плівок станум телуриду, легованого стибієм, отриманих парофазними методами на підкладках слюди. Встановлено, що максимальну термоелектричну потужність мають зразки товщиною близько 1.5 мкм, яка досягає 25 мВт/(К<sup>2</sup>см), що є значно кращою ніж у чистому станум телуриді.
2. Визначено термоелектричні параметри при поверхневих шарах. Показано, що тонкі плівки  $\text{SnTe}$  мають  $p$ -тип провідності і покращені термоелектричні параметри порівняно із масивними зразками.

Робота виконана згідно з комплексним науковим проектом МОН України (державний реєстраційний номер 0115U002303).

## Література

1. Шперун В.М. Термоелектрика телуриду свинцю та його аналогів. / В.М. Шперун, Д.М. Фреїк, Р.І. Запхляк // – Івано-Франківськ: Плай, 2000. – 250 с.
2. Сабо Е.П. Технологія халькогенідних термоелементів. Фізичні основи. Структура і властивості матеріалів. / Е.П. Сабо // Термоелектрика. – 2002. – №1. – С. 61.
3. Фреїк Д.М. Вплив технології виготовлення на термоелектричні властивості нестехіометричного і легованого плюмбум телуриду та твердих розчинів на його основі / Д.М. Фреїк, І.В. Горічок, Н.І. Дикун, Ю.В. Лисюк Термоелектрика. – 2011. – №2. – С. 43.
4. Фреїк Д.М. Физика и технология тонких пленок. / Д.М. Фреїк, М.А. Галушак, Л.Й. Межиловская // – Львов: Вища школа, 1988. – 182 с.
5. Petritz R.L. Theory of an Experiment for Measuring the Mobility and Density of Carriers in the Space-Charge Region of a Semiconductor Surface // Phys. Rev. (110), P. 1254 (1958).

Надійшла до редакції 03.07.2015

УДК 62-69



Михайловський В.Я.

**Михайловський В.Я., Максимук М.В.**

Інститут термоелектрики НАН і МОН України,  
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна



Максимук М.В.

### **РЕЖИМИ РОБОТИ АВТОМОБІЛІВ ЗА ПОНИЖЕНИХ ТЕМПЕРАТУР. НЕОБХІДНІСТЬ ВИКОРИСТАННЯ НАГРІВАЧІВ ТА РАЦІОНАЛЬНІСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ ТЕРМОГЕНЕРАТОРІВ ДЛЯ ЇХ РОБОТИ**

*Проаналізовано основні причини ускладненого запуску транспортних засобів за понижених температур навколишнього середовища. Визначено переваги та недоліки в застосуванні передпускового підігріву для покращення запуску двигуна автомобілів. Наведено принцип роботи та особливості конструкції передпускових нагрівачів. Обґрунтовано раціональність використання термоелектричних генераторів для роботи такого обладнання.*

**Ключові слова:** двигун, передпусковий підігрів, опалювач салону, термоелектричний генератор.

*The main reasons for a complicated startup of transport means at low ambient temperatures are analyzed. The benefits and drawbacks of using start heating for a better startup of automobile engine are determined. The operating principle and structural features of starting pre-heaters are described. The rationality of using thermoelectric generators for the operation of such equipment is substantiated.*

**Key words:** engine, start heating, compartment heater, thermoelectric generator.

#### **Вступ**

На сьогодні запуск двигуна внутрішнього згорання (ДВЗ) за понижених температур навколишнього середовища залишається актуальною проблемою для всіх без винятку видів транспортних засобів [1-6]. Перш за все це пов'язано із негативним впливом низьких температур на ресурс роботи ДВЗ. Внаслідок швидкого нагрівання «холодного» двигуна в ньому виникають температурні напруги, що разом з механічними навантаженнями призводять до швидкого зносу деталей і скорочення терміну їх експлуатації [1, 3, 4]. Ще одним негативним фактором холодного запуску є велика витрата палива внаслідок його конденсації та пониженої випаровуваності [2]. Тому перед запуском двигун необхідно прогрівати [5, 6]. Нині є велика кількість різноманітних засобів та методів полегшеного запуску двигунів у холодну пору року. В загальному їх класифікують на групові та індивідуальні [7].

Групові методи здійснюють передпусковий підігрів двигуна розігрітими від зовнішніх джерел енергії (електромереж, котелень, переносних газових генераторів) теплоносіями: водяною парою, гарячим повітрям, інфрачервоними променями і т.д.

Індивідуальні методи включають штатні (передбачені конструкцією двигунів) та додаткові, які встановлюються безпосередньо на двигуни (рідинні та повітряні нагрівачі, електрофакельні нагрівачі повітря, свічки розжарювання). Перевагою індивідуальних засобів підігріву є автономність, їхня робота не залежить від наявності зовнішнього джерела енергії.

Автономний передпусковий підігрів охолоджуючої рідини – один з найпоширеніших та найефективніших індивідуальних методів прогріву двигуна за понижених температур. Такі нагрівачі годяться практично для всіх типів двигунів внутрішнього згорання, тому застосовуються як у легкових та вантажних автомобілях, так і в автобусах, літаках, яхтах і катерах [8, 9].

Проте, незважаючи на широкі можливості, передпускові нагрівачі все ще не знайшли масового використання. Перш за все це обумовлено їхньою високою вартістю. Однак це не єдиний стримуючий фактор: як показує статистика, навіть в економічно розвинутих країнах Скандинавського півострова автономні передпускові нагрівачі встановлені лише на одному із тисячі автомобілів [10].

Мета нашої роботи – аналіз переваг та недоліків передпускового підігріву двигунів автомобілів за понижених температур та розширення можливостей практичного використання передпускових нагрівачів за допомогою термоелектричних перетворювачів енергії.

### **Недоліки запуску «холодного» двигуна**

До основних причин, які ускладнюють запуск ДВЗ за понижених температур навколишнього середовища відносять [11-13]:

1. Збільшення опору при обертанні колінчастого валу внаслідок підвищення в'язкості машинного масла. Багаторічний досвід експлуатації транспортних засобів показує, що за температури  $-18\text{ }^{\circ}\text{C}$  опір обертальному моменту колінчастого валу зростає в 2–2.5 рази.
2. Зменшення потужності стартера в результаті зниження величини струму холодної прокрутки та ємності акумулятора. Для повністю зарядженої АКБ ємністю 50-60 А·год струм холодної прокрутки знаходиться в межах 300-500 А. Якщо струм стартера за температури  $25\text{ }^{\circ}\text{C}$  може досягати 400 А за напруги 9 В, то за температури  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$  він знизиться до 200 А. І з кожною новою спробою запуску його величина буде зменшуватися. Хоча технології виробництва акумуляторних батарей з кожним роком поліпшуються, проте вони не впливають на ступінь зниження стартерного струму за понижених температур.
3. Конденсація палива та зменшення його випаровуваності. Якість повітряно-паливної суміші залежить від випаровуваності палива. Наприклад, випаровування бензинового палива відбувається в основному в інтервалі від  $35\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $200\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Причому випаровуються «легкі» фракції, які найбільш необхідні в період пуску холодного двигуна. Однак, згідно зі стандартами, вміст в бензиновому паливі таких фракцій обмежений, оскільки велика їх кількість в гарячому двигуні призведе до утворення в паливній системі парових пробок, що викликають перебої в роботі ДВЗ. У зв'язку з цим передбачений «зимовий» бензин, у якого випаровуваність майже втричі вища «літнього», що має забезпечувати надійний запуск двигуна при  $-15\text{ }^{\circ}\text{C}$  –  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Але використання «зимового» бензину вже за температури  $+5\text{ }^{\circ}\text{C}$  призводить до утворення парових пробок. З «літнім» сортом бензину запуск двигуна ускладнюється за  $-5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , а за  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  стає неможливим.

Вплив наведених факторів за понижених температур проявляється одночасно і призводить до скорочення ресурсу роботи двигуна та збільшення витрати палива під час його запуску [13]. Попередні дослідження показують, що з кожним «холодним» стартом ДВЗ (запуск за температури нижче  $+5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) втрата його моторесурсу становить близько 400-600 км. Враховуючи те, що упродовж року спостерігається 100 – 120 днів з температурою нижче  $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ , втрата моторесурсу за рік становитиме  $\sim 80000$  км [11].

4. Збільшення норми викидів токсичних речовин з вихлопними газами. Як констатують медики, високий рівень токсичних речовин, які виділяються в навколишнє середовище з вихлопними газами автомобілів, призводять до поширення різноманітних алергічних та астматичних захворювань і як наслідок до скорочення тривалості життя як мінімум на 4 – 5 років.

Встановлено, що величина викидів токсичних речовин у легкових автомобілях у перші кілометри після пуску з непрогрітим двигуном становить 70 – 80% від сумарного об'єму викидів автомобіля за цей період. Це пов'язано з низькою ефективністю роботи каталізатора в умовах низьких температур. Залежно від температури навколишнього середовища автомобіль повинен проїхати декілька кілометрів перш ніж каталізатор розігріється і почне ефективно очищати вихлопні гази.

Дослідження Норвезької автомобільної асоціації показали, що об'єм викидів при одному «холодному» запуску двигуна автотранспортних засобів становить 100 – 300 г. Якщо упродовж року здійснювати 500 таких запусків (в середньому 2 рази в день), то річний середній викид одного автомобіля з урахуванням пускової емісії становить 69 кг. При цьому сумарна величина річних викидів всіх автомобілів, наприклад, для міста з населенням ~ 1 млн. жителів, становитиме 20000 тон.

### Принцип роботи та особливості конструкції передпускових нагрівачів

У наш час автономні передпускові нагрівачі для попереднього прогріву двигунів транспортних засобів за понижених температур навколишнього середовища серійно виробляються деякими закордонними підприємствами: Eberspacher, Webasto, Truma (Німеччина), Ateso (Чехія), Mikuni (Японія), Теплостар (Росія) [14-17]. Передпускові нагрівачі в основному класифікують:

– за видом палива на дизельні, бензинові та газові. Поділ нагрівачів за видом палива та необхідність створення відповідних конструкцій зумовлено тим, що нагрівачі встановлюються на автомобілі з дизельними, бензиновими двигунами та двигунами, що працюють на зрідженому газі. З точки зору зручності експлуатації, для нагрівачів доцільно використовувати паливо, на якому працює двигун;

– за видом нагріву теплоносія на рідинні та повітряні.

На рис. 1 наведено схему та зовнішній вигляд передпускового рідинного нагрівача Hydronic (Eberspacher) тепловою потужністю 4 кВт.

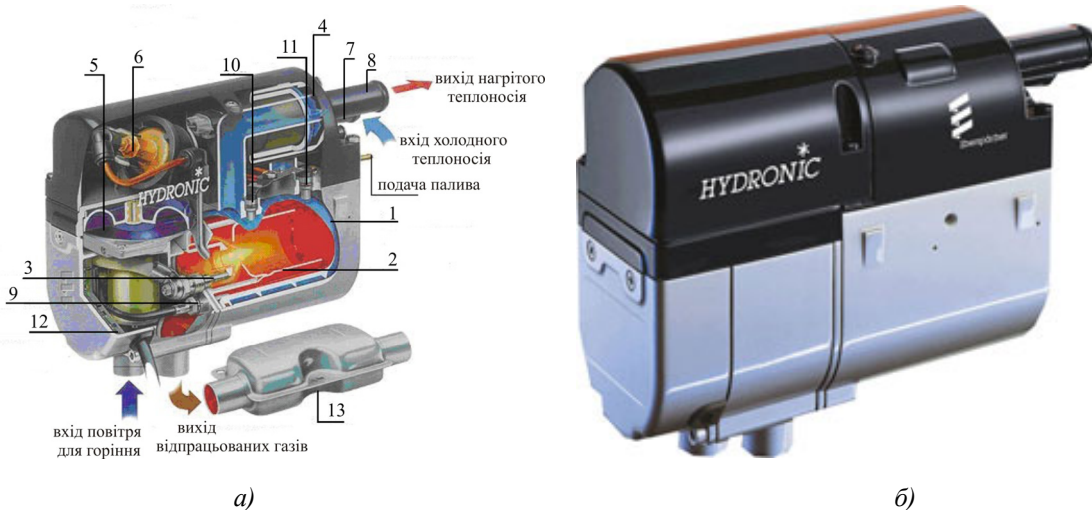


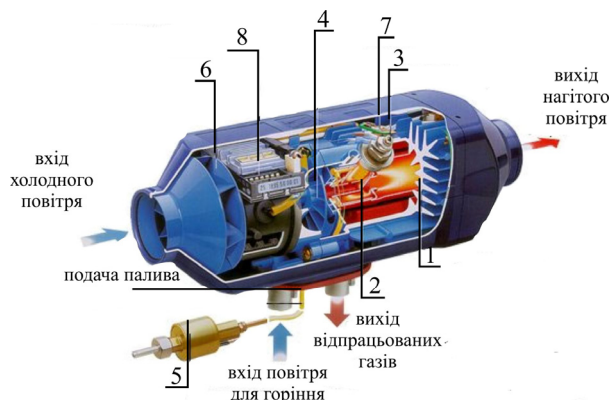
Рис 1. Схема (а) та зовнішній вигляд (б) рідинного передпускового нагрівача Hydronic:

- 1 – теплообмінник; 2 – камера згорання; 3 – штифт розжарювання;  
 4 – рідинний циркуляційний насос; 5 – вентилятор; 6 – паливна помпа;  
 7, 8 – вхідний та вихідний патрубки; 9 – датчик потім'я; 10 – датчик температури;  
 11 – датчик перегріву; 12 – електронний блок; 13 – глушник [15].

Передпусковий нагрівач об'єднує в одному корпусі теплообмінник 1, камеру згорання 2 з штифтом розжарювання 3, рідинний циркуляційний насос 4, вентилятор 5 і помпу 6 для подачі повітря та палива в камеру згорання. Принцип роботи полягає в нагріванні охолоджуючої рідини (теплоносія) двигуна автомобіля. Для цього нагрівач через патрубки 7 та 8 під'єднують в контур системи охолодження двигуна, який в свою чергу сполучений з радіаторами опалення автомобіля. Циркуляція рідини по системі охолодження і радіаторах опалення здійснюється рідинним насосом. Паливо в нагрівач надходить напряму з баку автомобіля або ж відбирається з окремої, спеціально призначеної для цього ємності. Наявність полум'я в камері згорання контролюється датчиком 9. Датчиками 10 та 11 здійснюється контроль за температурою теплоносія. Система діагностики в електронному блоці 12 керує роботою нагрівача та здійснює його аварійне виключення в екстрених випадках. Запуск пристрою здійснюється вручну або таймером, який програмується на конкретний час з пульта дистанційного управління. Для забезпечення безшумності під час роботи нагрівач додатково комплектується глушником 13.

Таким чином, рідинні передпускові нагрівачі забезпечують не тільки прогрів двигуна за понижених температур, а й обігрів кабін, салонів транспортних засобів.

У деяких випадках застосування рідинних передпускових нагрівачів неможливе (автомобілі з повітряним охолодженням двигуна) або недоцільне – наприклад, для обігріву салонів автобусів, кают яхт, кабін вантажних автомобілів під час стоянок, автокемпінгів. Для таких випадків створено автономні повітряні опалювачі салонів (рис. 2).



а)



б)

Рис 2. Схема (а) та зовнішній вигляд (б) автономного повітряного опалювача салону Airtronic (Eberspacher) тепловою потужністю 4 кВт: 1 – теплообмінник; 2 – камера згорання; 3 – штифт розжарювання; 4 – вентилятор подачі повітря в камеру згорання; 5 – паливний дозуючий насос; 6 – вентилятор подачі холодного повітря; 7 – датчик перегріву; 8 – електронний блок [15].



Як і для рідинних нагрівачів основними елементами конструкції автономних опалювачів є теплообмінник 1 та камера згорання 2. Повітря, що нагнітається вентилятором 4, змішується з паливом, яке подається в камеру згорання дозуючим насосом 5. Займання паливо-повітряної суміші здійснюється керамічним штифтом розжарювання 3. Повітряний потік, що утворюється за допомогою ще одного вентилятора 6, проходить через зовнішню оребрену частину теплообмінника, де нагрівається тепловою енергією від спалювання дизельного чи бензинового палива. Після цього гаряче повітря подається в салон чи кабіну автомобіля. На корпусі теплообмінника знаходиться індикатор перегріву 7, а датчик температури повітря (на рис. 2 не вказаний), необхідний для контролю теплового режиму, розташований в потоці холодного повітря безпосередньо перед теплообмінником. Блок керування 8 підтримує задану температуру повітря в салоні, змінюючи кількість обертів вентиляторів та витрату палива, що надходить в камеру згорання. Вихлопна система забезпечує викид продуктів згорання за межі кабіни або салону автомобіля.

Крім того, цей тип нагрівачів можна використовувати і літом для продувки салонів, коли не працює кондиціонер.

Альтернативою автономним повітряним опалювачам автобусів, мікроавтобусів, позашляховиків, джипів та спеціальної техніки є неавтономні повітряні нагрівачі (рис. 3). Такі прилади складаються з радіатора, який прогривається теплоносієм двигуна і вентилятором, що подає тепло від нагрітого радіатора в приміщення. При подачі теплоносія в радіатор обігрівач напряму, через дефлектори або повітроводи, вдуває гаряче повітря в салон. Прокачка теплоносія здійснюється штатною помпою автомобіля, тому працює нагрівач тільки тоді, коли працює двигун.



Рис.3. Неавтономний повітряний опалювач Xerox-4000 (Eberspacher):

1 – радіатор; 2 – вхідний та вихідний патрубки; 3 – вентилятор [15].

Особливість такого типу приладів полягає в тому, що вони використовуються в транспортних засобах з великими внутрішніми об'ємами як додаткові до штатної системи опалення нагрівники.

### Переваги передпускового підігріву двигуна

З технічної точки зору передпусковий прогрів двигуна за понижених температур навколишнього середовища в порівнянні з «холодним» стартом забезпечує [11, 18]:

- запуск двигуна з 1 – 2 спроб внаслідок зменшення часу прокрутки стартера в 2 – 3 рази;
- зменшення в'язкості машинного масла та збільшення швидкості його прокачки;
- збільшення частоти обертання колінчастого валу;

– зниження витрати палива на 0.1 – 0.5 л в розрахунку на один пуск.

Попередні дослідження, що здійснювались у Технологічному інституті Осло, Норвегія, показують, що за використанням передпускового підігріву витрата палива під час запуску зменшується на 15–30% для бензинових двигунів і 8–12% для дизельних. Причому, вже після проходження відстані в 3–4 км двигун повністю прогривається, і витрата палива практично не залежить від того, чи був проведений передпусковий підігрів. Таким чином, найбільш помітна економія палива під час підігріву двигуна відбувається в процесі самого запуску та пробігу перших 2-3 км шляху. Це дає можливість упродовж одного зимового сезону зекономити 90 – 150 літрів пального;

– зменшення витрати моторесурсу двигуна. На рис. 4 показано результати дослідження моторного масла автомобіля після 30 пусків за температури оточуючого середовища -20°C з передпусковим підігрівом та без нього.

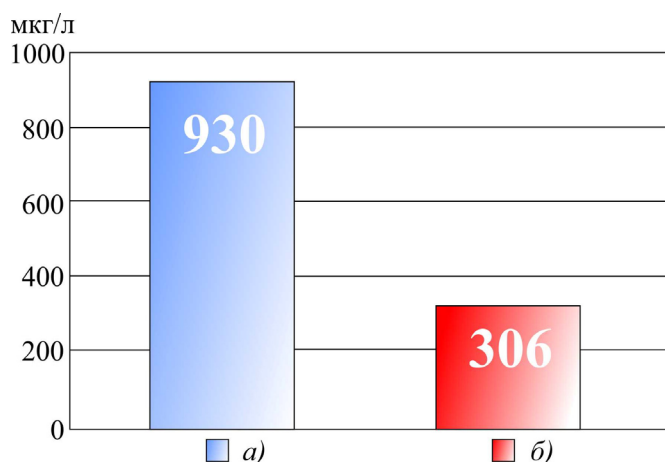


Рис. 4 – Вміст кількості металу, мкг в 1 л моторного масла автомобіля:  
а) без передпускового підігріву; б) з передпусковим підігрівом.

Як видно з наведених даних, вміст металів у маслі автомобіля, для якого використовували передпусковий підігрів, більше ніж утричі менший ніж для автомобіля, де попереднього підігріву не було. Це зумовлено тим, що за низьких температур текучість масла зменшується і воно не може ефективно змащувати поверхні деталей, що приводить до їхнього швидкого зносу внаслідок тертя та до скорочення моторесурсу двигуна в цілому. Передпусковий підігрів двигуна дає можливість збільшити термін експлуатації ДВЗ та суттєво зекономити його моторесурс. Наприклад, в умовах середньої кліматичної зони та Півночі, де упродовж півроку температура не піднімається вище +5 °С, при щоденному використанні передпускового підігріву економія моторесурсу двигуна становить 50 – 60 тис. км;

– зниження рівня викидів токсичних речовин у навколишнє середовище з вихлопними газами. На рис. 5, 6 наведено результати останніх досліджень за визначення рівня токсичних викидів з вихлопними газами для автомобіля з попередньо прогрітим та холодним двигуном.

З аналізу показаних даних випливає, що залежно від кількості холодних пусків упродовж року попередній підігрів двигуна дає можливість зменшити рівень токсичних викидів автомобіля в перші кілометри пробігу на 60 – 80%. Крім того, під час запуску попередньо прогрітого двигуна вміст шкідливих газів у вихлопі зменшується ~ в 5 разів, що в свою чергу робить можливим знизити річну кількість викидів одного автомобіля на 80%. Нижче наведено величини зниження річних викидів з у

разі використання передпускового підігріву двигуна автомобіля за умови його пробігу 10000 км за рік (табл.1).

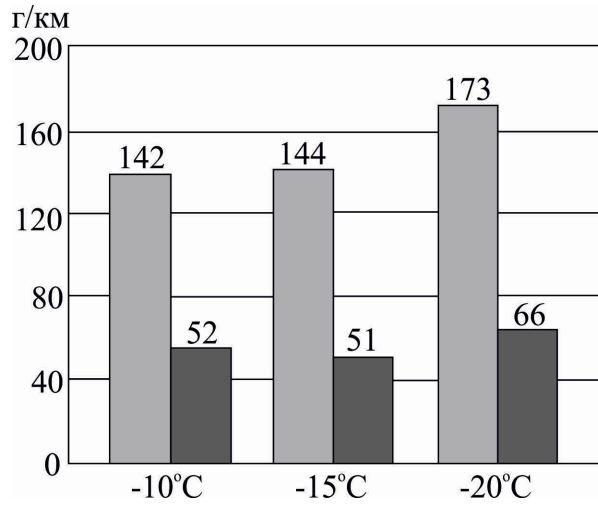


Рис. 5. Рівень монооксиду вуглецю CO у вихлопі автомобіля за холодним та попередньо прогрітим двигуном.

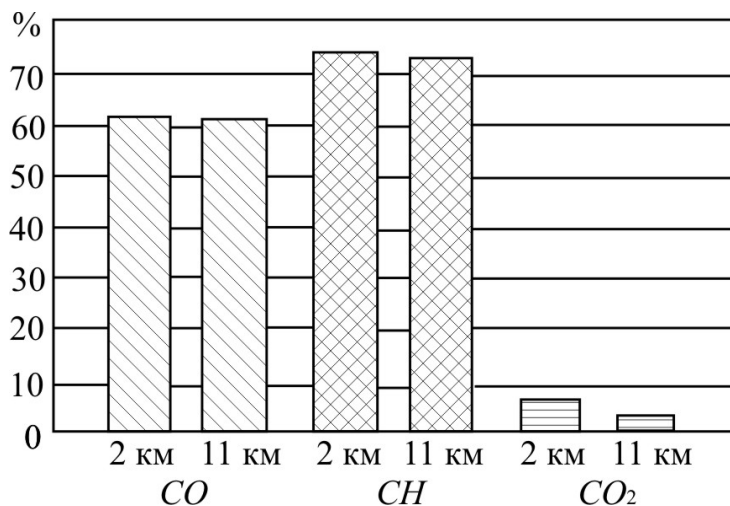


Рис. 6. Відносне зменшення викидів у вихлопі автомобіля при попередньо прогрітим двигуном.

Таблиця 1

Зниження річних викидів автомобіля  
в разі використання передпускового підігріву

Рівень викидів	Без передпускового підігріву	З передпусковим підігрівом
Оксид вуглецю (CO), кг	63	12.6
Вуглеводні (CH) + оксиди азоту (NO <sub>x</sub> ), кг	6	1.25
Сумарний викид, кг	69	13.8

Слід також зауважити, що на сьогодні норми викидів токсичних речовин з вихлопними газами регулюють міжнародні стандарти ЄВРО-4 – для легкових та ЄВРО-5 – для вантажних автомобілів. Згідно з цими стандартами, крім сумарної норми викидів для прогрітого двигуна, частково регламентується величина викидів під час його пуску.

Ще одна перевага передпускового підігріву двигуна полягає в підвищенні безпеки поїздки. Психологи відзначають суттєвий вплив холоду на людину. Дії замерзлої людини уповільнені і загальмовані, увага послаблена. Цими факторами пояснюється аварійна статистика, згідно з якою 15 % усіх ДТП відбувається у перші 15 хвилин поїздки. За комфортних умов, які забезпечуються передпусковим підігрівом двигуна і салону, такі негативні ознаки повністю виключаються.

### **Використання термоелектричних генераторів для передпускового підігріву двигуна**

Незважаючи на низку позитивних властивостей, автомобільні нагрівачі, як зазначалось раніше, не мають масового використання, зокрема на легкових автомобілях і мікроавтобусах.

Головною причиною цього є необхідність у електричній енергії для живлення компонентів передпускових нагрівників: паливного насоса, вентилятора для подачі повітря у камеру згоряння, циркуляційного насоса для прокачування рідкого теплоносія.

Попередні дослідження показали, що під час роботи рідинного нагрівача тепловою потужністю 4 кВт і споживаною електричною потужністю 37 – 40 Вт, а з штатним вентилятором системи опалення автомобіля у сумі 60 Вт, акумулятор ємністю 60 А·год за 4.5 години втрачає 50 % ємності. Слід врахувати і той факт, що в умовах понижених температур ємність автомобільного акумулятора додатково знижується ще на 15-20% [19]. Тому рідинні передпускові нагрівачі рекомендують використовувати не більше 40 хвилин для автомобілів з двигуном до 3х літрів і не більше 1 год для інших автомобілів, що може бути недостатнім для прогріву ДВЗ до робочої температури [20]. При цьому роботу штатної системи опалення автомобіля потрібно налаштувати так, щоб струм електродвигуна вентилятора не перевищував 2.5 А.

Як показує практика, в сильні морози (-10 – -30°C) проблема прогріву салону стає неактуальною. Значно гостріше стоїть питання про можливість експлуатації автомобіля в принципі. Суттєво підвищити температуру салону в таких умовах за допомогою передпускового підігріву практично не можливо. Незважаючи на те, що повітряні обігрівачі хоч і дають можливість прогрівати в першу чергу салон, на прогрів двигуна ємності АКБ не вистачає. Щоб не допустити «глибокої» розрядки акумулятора, рекомендується в сильні морози не тільки відключити функцію обігріву салону повністю але й відмовитись від використання додатково встановленого в автомобілі обладнання (аудіо- та відео комплексів, GPS-навігаторів, сигнальних систем). Водіям, які упродовж дня їздять на автомобілі менше 30 хвилин (дім-робота-дім) і при цьому перед кожним запуском двигуна по 20-30 хвилин працює обігрівач, не уникнути щотижневої зарядки акумулятора.

Слід зауважити, що на сьогодні жодна з відомих моделей передпускових нагрівачів не вирішує проблему розрядки акумуляторної батареї. Найпоширенішими способами прогріву холодний двигун автомобіля без використання енергії акумулятора є електропідігрів та підігрів за допомогою теплових акумуляторів. Однак в цьому випадку водій постійно прив'язаний до зовнішнього джерела енергії.

Означена проблема може бути вирішеною використанням термоелектричного генератора, який працює від тепла обігрівача і забезпечує автономне живлення електричною енергією його компонентів [21, 22]. Схему термоелектричного автомобільного нагрівача наведено на рис. 7.

Конструктивно такий термоелектричний нагрівач складається з гарячого радіатора 1, у внутрішньому об'ємі якого розташовано джерело тепла 2. На зовнішній поверхні радіатора знаходяться термоелектричні модулі 3, тепло від яких відводиться рідинними теплообмінниками 4. Рідинні теплообмінники об'єднані в один гідравлічний контур, який штуцерами 5 під'єднано до системи охолодження двигуна. Циркуляція рідкого теплоносія у контурі нагрівач-двигун

здійснюється насосом 6. Крім того, обігрівач має містити вентилятор 7 та паливний насос 8 для подачі повітря і палива в камеру згорання. Продукти згорання відводяться у навколишнє середовище вихлопною трубою 9. Запуск та керування роботою нагрівача здійснюється електронним блоком 10.

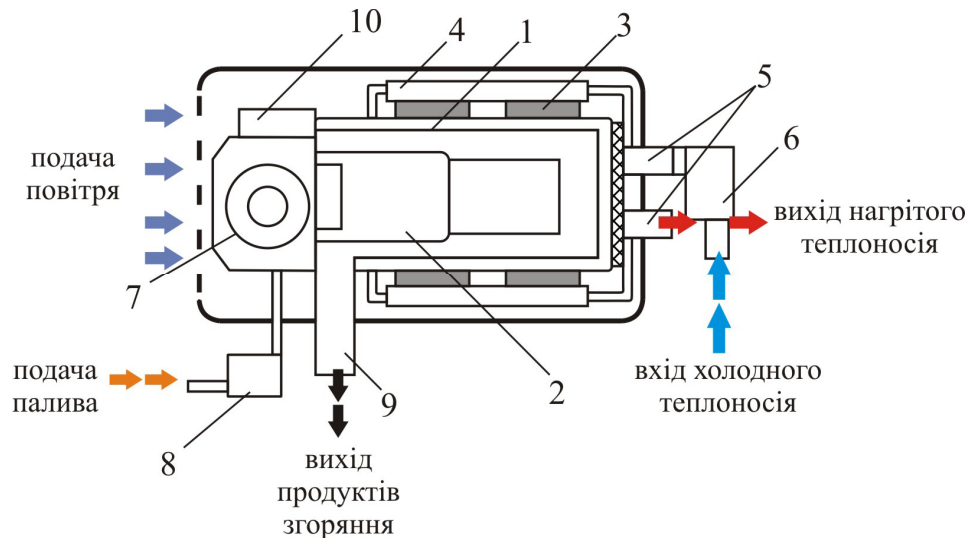


Рис.7. Схема термоелектричного автомобільного передпускового обігрівача:

- 1 – гарячий радіатор; 2 – джерело тепла; 3 – термоелектричні модулі;  
 4 – рідинні холодні теплообмінники; 5 – вхідний і вихідний штуцери;  
 6 – рідинний циркуляційний насос; 7 – вентилятор; 8 – паливний насос;  
 9 – вихлопна труба; 10 – електронний блок.

Нагрівач працюватиме таким чином. Теплова енергія, отримана внаслідок згорання палива, нагріває гарячий теплообмінник, проходить через термоелектричний перетворювач і відводиться рідким теплоносієм, який циркулює у теплообміннику нагрівача і системі охолодження двигуна. Внаслідок різниці температур між гарячою і холодною сторонами термоперетворювач генерує електричний струм. Теплова енергія, відведена теплоносієм від термоперетворювача, використовується для прогріву двигуна і опалення салону автомобіля.

Крім попереднього прогріву двигуна та обігріву салонів, кабін транспортних засобів, за понижених температур навколишнього середовища термоелектричний обігрівач забезпечить живлення електричною енергією:

- власних компонент: паливного та циркуляційного насосів, вентилятора, електронного блоку;
- акумулятора під час прогріву двигуна;
- штатного вентилятора системи опалення автомобіля;
- сигнальних систем автомобіля;
- автомобільної аудіо- і відеоапаратури.

Також термоелектричні передпускові нагрівачі можуть знайти широке практичне використання на автомобілях швидкої допомоги для підтримки стабільного температурного режиму в салоні та живлення медичної техніки (кардіографів, дефібриляторів та ін.) і в транспортних засобах військового призначення – для додаткового живлення систем зв'язку під час прогріву двигуна.

Отже, завдяки тому що робота термоелектричного нагрівача не залежатиме від наявності акумулятора чи іншого зовнішнього джерела електричної енергії це відкриває широкі перспективи таких приладів у різних сферах діяльності.

## Висновки

Обґрунтовано можливість створення та раціональність використання термоелектричного генератора для подолання проблеми розрядки акумулятора автомобіля під час роботи передпускових нагрівачів. За допомогою термоелектрики процес передпускового підігріву стає повністю автономним, без використання електричної енергії акумулятора. Крім того, надлишок електрики термогенератора може використовуватись для підзарядки акумулятора і живлення іншого автомобільного обладнання. Це відкриває широкі перспективи термоелектричним передпусковим нагрівачам у різних сферах діяльності.

## Література

1. Антошків О.В. Засоби полегшеного пуску двигуна під час зимової експлуатації та оцінка можливості їх застосування для автомобілів Peugeot J9 Karsan / О.В. Антошків // Вісн. Держ. ун-ту «Львівська політехніка». – 2000. – №396. – С. 3-7.
2. Якушенко С.О. Вплив температури палива на техніко-економічні показники двигуна / С.О. Якушенко, А.М. Будяцький, Р.Р. Кузьмак // Інноваційні технології в освіті, науці та виробництві. – 2014. – №5(10). – С. 56-62.
3. Пономарев А.И. Анализ главных качеств предпусковых жидкостных подогревателей / А.И. Пономарев, В.Н. Сидоров, С.Б. Ванюшин // Мат-лы рег. н.-техн. конф. «Наукоемкие технологии в приборо- и машиностроении и развитие инновационной деятельности в вузе». – 2015. – Т.2. –4-7. С.
4. Матюхин Л.М. Теплотехнические устройства автомобилей: учеб. пособие / Л.М. Матюхин, – М.: МАДИ, 2009. – 89 С.
5. Деркач В.Л. Аналіз використання передпускового підігріву для автомобільного транспорту / В.Л. Деркач // Міжвуз. збірник «Наукові нотатки». – 2013. – №43. – С. 75-78.
6. Гнатів А.В. Передпусковий підігрівач для бензинового двигуна. Особливості застосування / А.В. Гнатів // Вісник НТУ «ХП». – 2015. – №8(1117). – С. 58-63.
7. <http://stroy-technics.ru/article/klassifikatsiya-sredstv-i-sposobov-bezgarazhnogo-khraneniya-avtomobilei>
8. <http://avtoexperts.ru/article/predpuskovoi-podogrevatel/>
9. <http://oooksis.ru/Podogrevobzor.htm>
10. [http://5koleso.ru/articles/Tehnika/Predpuskovie\\_podogrevateli\\_dvigatelya](http://5koleso.ru/articles/Tehnika/Predpuskovie_podogrevateli_dvigatelya)
11. Найман В.С. Все о предпусковых обогревателях и отопителях. – В.С. Найман // Москва: АСТ, 2007. – 213 С.
12. <http://auto.potrebitel.ru/data/11/14/p55podogr.shtml>
13. Сітовський О.П. Дослідження паливної економічності автомобіля при пуску холодного двигуна і його прогріві під час руху автомобіля / О.П. Сітовський // Міжвуз. збірник «Наукові нотатки». – 2011. – №35. – С. 166-170.
14. <http://www.webasto.com/ua/>
15. <http://www.eberspaecher.ua>
16. <http://www.mikuni.co.jp/e/>
17. <http://www.trumatic.ru>
18. <http://www.lpg.ru/auto/heating/>
19. Бубнов Ю.И., Орлов С.Б. Герметичные химические источники тока: Элементы и аккумуляторы. Оборудование для испытаний и эксплуатации. – Справочник. – Санкт-Петербург: ХИМИЗДАТ. – 2005.

20. <http://autosiga.ru/gidronik/175-akkumulyator-sovmestnaya-rabota-akkumulyatora-i-predpuskovogo-podogrevatelya>
21. Патент (UA) № 72304. МПК: F01N 5/00; H01L35/00. Автомобільний обігрівач з термоелектричним джерелом живлення / Анатичук Л.І., Михайловський В.Я. – Опубл. 10.08.2012, бюл. № 15, Заявка u2012 02055 від 23.02.2012.
22. Патент (UA) на винахід № 102303 МПК F01N 5/00 H01L 35/00. Термоелектричне джерело живлення для автомобіля / Анатичук Л.І., Михайловський В.Я. – Опубл. 25.06.2013, бюл. № 12, Заявка u2011 13957 від 28.11.2011.

Надійшла до редакції 17.07.2015

УДК 537.32

Анатичук Л.І.<sup>1,2</sup>, Пасечнікова Н.В.<sup>3</sup>, Задорожний О.С.<sup>3</sup>, Кобилянський Р.Р.<sup>1,2</sup>,  
Гаврилюк М.В.<sup>1</sup>, Назаретян Р.Е.<sup>3</sup>, Мирненко В.В.<sup>3</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;

<sup>3</sup>ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії  
ім. В.П. Філатова НАМН України», Французький бульвар, 49/51,  
Одеса, 65061, Україна.

## ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ВНУТРІШНЬООЧНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ

---

*У роботі наведено результати розробки й експериментальних досліджень багатоканального термоелектричного приладу, призначеного для вимірювання внутрішньоочної температури. Показано принцип роботи, будову й технічні характеристики такого приладу, а також його переваги перед відомими світовими аналогами. В експерименті in vivo розроблено методику внутрішньоочного введення термоелектричних вимірювальних зондів і методику вимірювання внутрішньоочної температури. За допомогою розробленого приладу в експерименті in vivo визначено закономірності розподілу температури в різних відділах ока кролика.*

**Ключові слова:** термоелектричний прилад, вимірювальний зонд, внутрішньоочна температура, око кролика.

*This paper presents the results of development and experimental research on a multi-channel thermoelectric device intended for measurement of intraocular temperature. The operating principle, design and technical characteristics of such device, as well as its advantages over known world analogs are given. The method for the intraocular introduction of thermoelectric measuring probes and the method for measurement of intraocular temperature have been developed in an in vivo experiment. With the aid of the elaborated device the regularities of temperature distribution in different sections of the rabbit eye have been determined in an in vivo experiment.*

**Key words:** thermoelectric device, measuring probe, intraocular temperature, rabbit eye.

### Вступ

Відомо, що фізико-хімічні процеси в здоровому оці, а також гемо- і гідродинамічні показники ока перебувають у прямій залежності від температури внутрішньоочних середовищ [1-3]. Однак на сьогодні залишається невивченим питання розподілу температури в різних відділах ока людини й тварини.

Є контактні й безконтактні методи вимірювання температури ока. Безконтактні методи вимірювання (наприклад, інфрачервона термографія) дають можливість реєструвати лише температуру зовнішньої поверхні ока, при цьому температура внутрішньоочних середовищ залишається невідомою [4]. У світі розроблено низку обладнань і вимірювальних зондів для



реєстрації температури біологічних тканин і рідин. Деякі з них застосовувалися для контактного вимірювання внутрішньоочної температури [5-7]. Однак існуючі прилади й методики вимірювання мають значні недоліки. По-перше, використання вимірювальних зондів з матеріалів з високою теплопровідністю призводить до виражених похибок вимірювання температури. По-друге, запропоновані способи хірургічного доступу впливають на внутрішньоочну температуру, що реєструється [8].

Тому *мета роботи* – розробити термоелектричний прилад для контактного вимірювання внутрішньоочної температури й визначити в експерименті закономірності розподілу температури в різних відділах ока кролика.

### Термоелектричний прилад для вимірювання температури

Термоелектричний прилад для вимірювання внутрішньоочної температури було розроблено в Інституті термоелектрики НАН і МОН України в рамках договору про співробітництво з ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П.Філатова НАМН України» [9]. Прилад призначений для вимірювання температури тканин біологічних об'єктів і дослідження динамічних теплових процесів, що відбуваються в органах біологічних об'єктів.

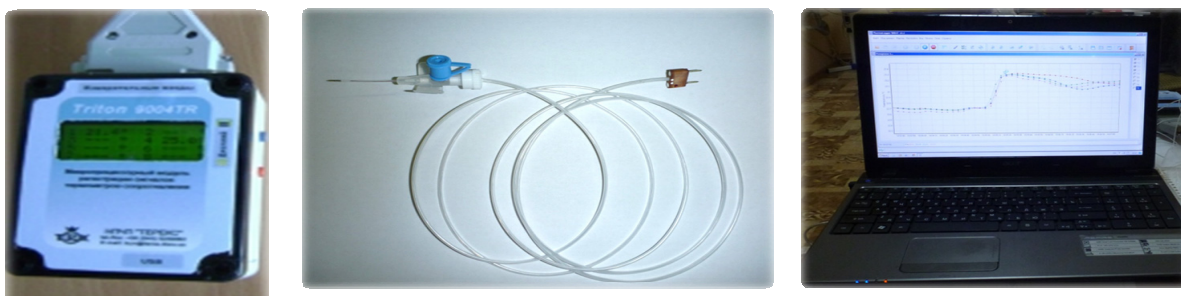


Рис. 1. Зовнішній вигляд термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури.

Таблиця 1

*Технічні характеристики термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури*

№	Технічні характеристики	Значення
1.	Діапазон вимірювання температури	(-10° ÷ +120) °C
2.	Точність вимірювання температури	± 0.05 °C
3.	Кількість каналів вимірювання температури	4
4.	Період реєстрації температури	від 4 с до 2 годин
5.	Розміри мікрозондів для вимірювання температури	22 G(0.7 мм) і 24 G(0.55мм)
6.	Вимірювання температури в режимі реального часу	+
7.	Час безперервної роботи прилад від повністю заряджених акумуляторів	100 годин
8.	Живлення приладу: Li-Ion акумулятор 950 мА/год мережевий адаптер AC220V/DC12V,1A	+ +
9.	Зарядка акумуляторів від інтерфейсу USB	+
10.	Тип інтерфейсу обміну даними із ПК	USB
11.	Геометричні розміри мікропроцесорного модуля реєстрації температури	(125×90×60) мм
12.	Геометричні розміри стикувального приладу	(70×55×25) мм
13.	Вага приладу	0.5 кг

Прилад складається з мікропроцесорного модуля реєстрації температури, термопарних вимірювальних мікрозондів, стикувального пристрою, а також комп'ютера із програмним забезпеченням для візуалізації й реєстрації температурних показників у режимі реального часу. За допомогою USB-кабелю результати вимірювання температури можуть бути передані на персональний комп'ютер. Зовнішній вигляд та технічні характеристики термоелектричного приладу наведено на рис. 1 та табл. 1 відповідно.

Мікрозондові датчики температури виготовлені на основі термопар  $L$ -типу (хромель-копель) [10, 11]. Зонд датчика розміщений у корпусі стандартної канюлі з політетрафторетилену. Спай термопари приварено до теплоконцентратора з медичної нержавіючої сталі й закріплено на кінці голки канюлі. Підвідні провідники термопари переходять із канюлі в кабель довжиною 1.5 м і закінчуються вилкою. Стик кабелю й канюлі герметизований медичним силіконовим герметиком, який є хімічно нейтральним і допускає термічну або хімічну стерилізацію виробу (як звичайного медичного інструмента).

За допомогою вилки через стикувальний прилад мікрозонд підключається до мікропроцесорного модуля реєстрації температури. Стикувальний модуль має 4 розетки, до яких можуть бути одночасно підключеними до 4 мікрозондів. Підключається стикувальний прилад модуля реєстрації температур за допомогою роз'єму DB-37f. Розетки в стикувальному пристрої змонтовані на мідному теплоконцентраторі, у якому теж розміщено прецизійний датчик температури (платиновий термометр опору). З його допомогою вимірюється температура «холодних» кінців термопар – опорна температура. Схема підключення мікрозондів до мікропроцесорного вимірювача температур зображена на рис. 2.

Вилки мікрозондів і розетки стикувального пристрою мають позначення полярності. Для зменшення рівня наведень невикористані входи вимірювача закорочено заглушками – окремі вилки із закороченими штирями.

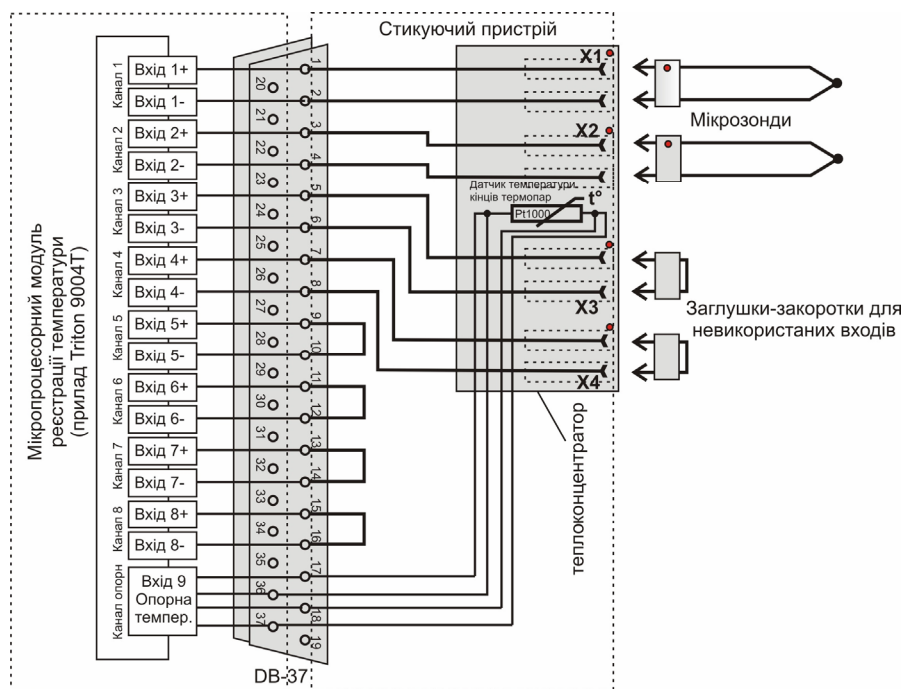


Рис.2. Схема підключення мікрозондів до термоелектричного приладу для вимірювання температури.

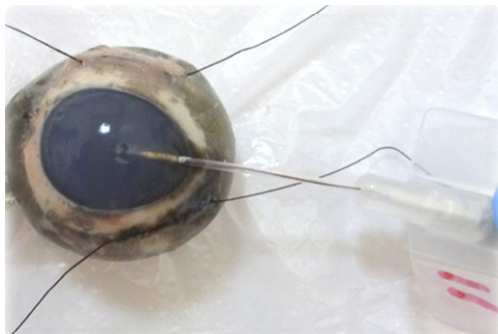
Мікропроцесорний модуль реєстрації температур виконано на основі приладу Triton-9004T, який має 8-канальний 24-розрядний аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). У такому вимірювачі

температури використовуються перших 4 канали, а інші канали закорочено. За необхідності їх можна «розкоротити» і використовувати для додаткового вимірювання ще за 4 каналами. Максимальна вхідна напруга вимірювального каналу  $\pm 1.17$  В. Модуль реєстрації температури живиться від акумуляторної батареї, а також може працювати від мережевого адаптера або одержувати живлення через USB-кабель за спільної роботи з комп'ютером. За допомогою такого адаптера виконується зарядка акумуляторної батареї. Підзарядка акумулятора приладу також здійснюється від персонального комп'ютера.

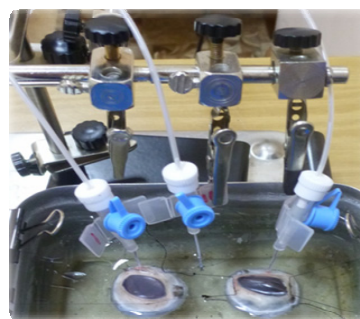
Особливістю мікропроцесорного модуля реєстрації температури є можливість окремо встановлювати чутливість для кожного з каналів залежно від типу термопар. Прилад може вимірювати температуру із заданим часовим інтервалом у діапазоні від 4 с до 2 годин. Дані про результати вимірювання записуються в енергонезалежну пам'ять. Ємність пам'яті приладу – 50 тисяч комірок. Програмування каналів мікропроцесорного модуля реєстрації й зчитування інформації виконується за допомогою персонального комп'ютера через USB-кабель.

### Опис експерименту

Апробація термоелектричного приладу для вимірювання внутрішньоочної температури здійснювалася в ДУ «Інститут очних хвороб і тканинної терапії ім. В.П. Філатова НАМН України». В експерименті *ex vivo* на 10 ізолюваних очах свиней (рис. 3) вивчалися його робочі характеристики (швидкість реєстрації температури, діапазон вимірювання температури, похибка вимірювання). Відпрацьовувалися оптимальні властивості термоелектричних вимірювальних зондів (рис.4): матеріал виготовлення, діаметр, довжина, спосіб введення, фіксації й реєстрації температури. Для моделювання природнього теплового ефекту судинної оболонки ока експеримент здійснювався в умовах водяної лазні з температурою води  $39^{\circ}\text{C}$ .



а)

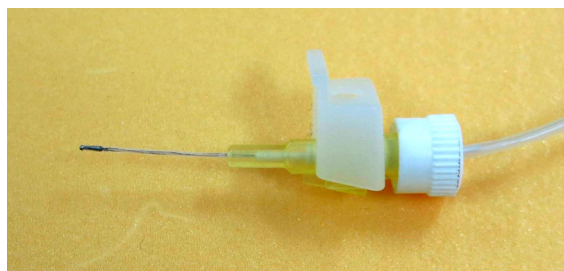


б)

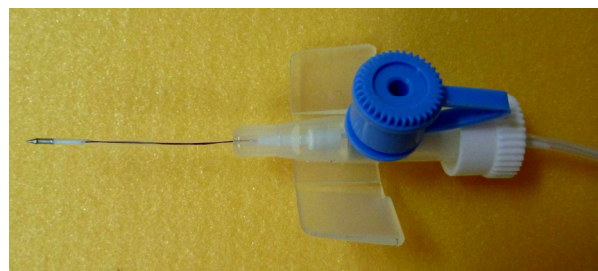
Рис. 3 Експеримент *ex vivo* на ізолюваних очах свині:

а) ізолюване око свині;

б) установка для експоненційних досліджень *ex vivo*



а)



б)

Рис.4. Термоелектричні вимірювальні зонди для контактного вимірювання температури ока:

а) калібр 24G (зовнішній діаметр голки вимірювального зонда 0.7 мм, довжина 19 мм);

б) калібр 22G (зовнішній діаметр голки вимірювального зонда 0.8 мм, довжина 25 мм).

В експерименті *in vivo* на 11 кроликах (22 ока) породи Шиншилла (вік 1 рік, вага 3.5- 4 кг) до введення кролика в наркоз проводилось вимірювання температури зовнішньої поверхні рогівки й кон'юнктиви (рис.5). Вимірювання температури рогівки здійснювалося шляхом прямого контакту наконечника зонда із центральною частиною зовнішньої поверхні рогівки до реєстрації постійних температурних даних. Потім температура реєструвалася з поміщенням вимірювального зонда в нижнє склепіння кон'юнктиви, а потім у верхнє склепіння кон'юнктиви. Після введення кролика в наркоз температура вимірювалася повторно на зовнішній поверхні рогівки й у склепіннях кон'юнктиви, а далі після формування хірургічного доступу температура вимірювалася в передній камері ока, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, у сітківці/судинній оболонці, в субтеноновому просторі. У передню камеру вимірювальний зонд вводився через тунельний парацентез розміром 0.7 мм. У склоподібне тіло термозонд вводився через склеротомію діаметром 0.6 мм у проекції плоскої частини циліарного тіла в 2 – 3 мм від лімба. У субтеноновий простір зонд вводився через кон'юнктивальний розріз у верхньо-внутрішньому квадранті. Також здійснювалася реєстрація ректальної температури кролика, температури й відносної вологості повітря в приміщенні.

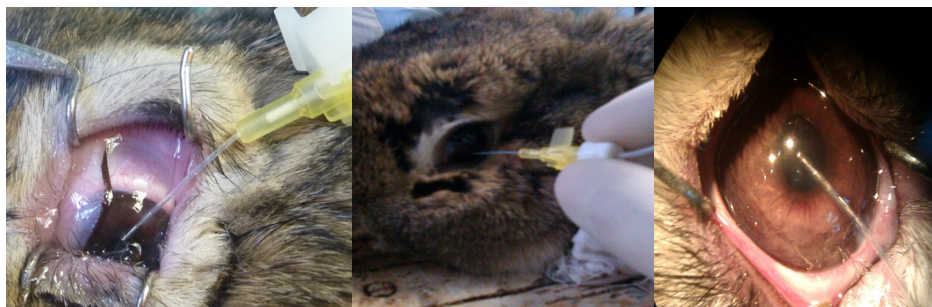


Рис. 5. Експеримент *in vivo* на кроликах породи Шиншилла.

Робота з експериментальними тваринами здійснювалося згідно з Європейською конвенцією про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідницьких й інших наукових цілей (Страсбург, 1986) і закону України « Про захист тварин від жорстокого поводження» (2006).

## Результати експериментальних досліджень

У ході експериментальної роботи *ex vivo* було встановлено, що розроблений прилад дає можливість здійснювати вимірювання температури в режимі реального часу (з виведенням даних на екран у вигляді графічного зображення) у діапазоні від  $-10^{\circ}\text{C}$  до  $+120^{\circ}\text{C}$  одночасно 4 термозондами з похибкою вимірювання до  $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ . При цьому різниця в показах 4 термозондів не більша  $0.04^{\circ}\text{C}$ .

На першому етапі в експерименті *ex vivo* на ізолюваному оці свині була адаптована для застосування *in vivo* методика вимірювання температури в передній камері ока, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, сітківки/судинної оболонки, а також зовнішньої поверхні рогівки запропонованим приладом. Розроблено методику внутрішньоочного введення термозондів (у передню камеру, у склоподібне тіло) на ізолюваному оці. Потім, використовуючи розроблений прилад, за постійної температури води у водяній бані в середньому на рівні  $39 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$  та температурі навколишнього середовища  $23.5 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$  вимірювалася температура у відділах ока. Максимальна внутрішньоочна температура була зареєстрована в задньому відділі склоподібного тіла при контакті із сітківкою й склала  $38.5 \pm 0.8^{\circ}\text{C}$ . Було відзначено зниження температури із зсувом зонда із заднього відділу склоподібного тіла в середній до  $38 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$ , а із зсувом зонда в передній відділ склоподібного тіла до  $37 \pm 0.7^{\circ}\text{C}$ . Температура в передній камері виявилася нижчою від температури склоподібного тіла й становила  $35 \pm 0.8^{\circ}\text{C}$ , що обумовлене контактом рогівки із

зовнішнім середовищем, у той час як водяна баня імітує роль судинної оболонки, що формує й підтримує сталість внутрішньоочної температури. Таким чином, в експерименті *ex vivo* було продемонстровано можливий розподіл температури в різних відділах ока.

На наступному етапі в експерименті *in vivo* відпрацьовано методику застосування розробленого приладу для вимірювання температури зовнішньої поверхні рогівки й кон'юнктиви, у передній камері ока, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, сітківки/судинної оболонки, а також у субтеноновому просторі ока кролика. Дослідження здійснювалося за температури навколишнього середовища в середньому  $23.8 \pm 0.6^\circ\text{C}$ , відносній вологості повітря в середньому  $80.7 \pm 1.6\%$ , за середньої ректальної температури кролика  $38.73 \pm 0.94^\circ\text{C}$ . Температуру різних відділів ока, зареєстровану в експерименті, подано в табл. 2.

Таблиця 2

Розподіл температури в різних відділах ока кролика

Відділ очного яблука й додаткового апарата	Середнє значення $t \pm \Delta t^*$ , $^\circ\text{C}$
нижнє кон'юнктивальне склепіння	$37.65 \pm 0.70$
верхнє кон'юнктивальне склепіння	$36.82 \pm 0.66$
зовнішня поверхня рогівки	$34.41 \pm 0.80$
передня камера ока	$35.97 \pm 0.73$
передня частина склоподібного тіла	$36.96 \pm 0.77$
середня частина склоподібного тіла	$37.40 \pm 0.87$
задня частина склоподібного тіла	$37.50 \pm 0.88$
сітківка/судинна оболонка	$37.64 \pm 0.87$
субтеноновий простір	$37.78 \pm 0.77$

\* – температурні дані, отримані після введення кролика в наркоз.

Таким чином, в експерименті *in vivo* було підтверджено наявності градієнта температур між різними відділами ока. Так, температурний градієнт між зовнішньою поверхнею рогівки й передньою камерою ока становить  $1.56^\circ\text{C}$ , між зовнішньою поверхнею рогівки й сітківкою –  $3.23^\circ\text{C}$ , між зовнішньою поверхнею рогівки й субтеноновим простором –  $3.37^\circ\text{C}$  (рис. 6).

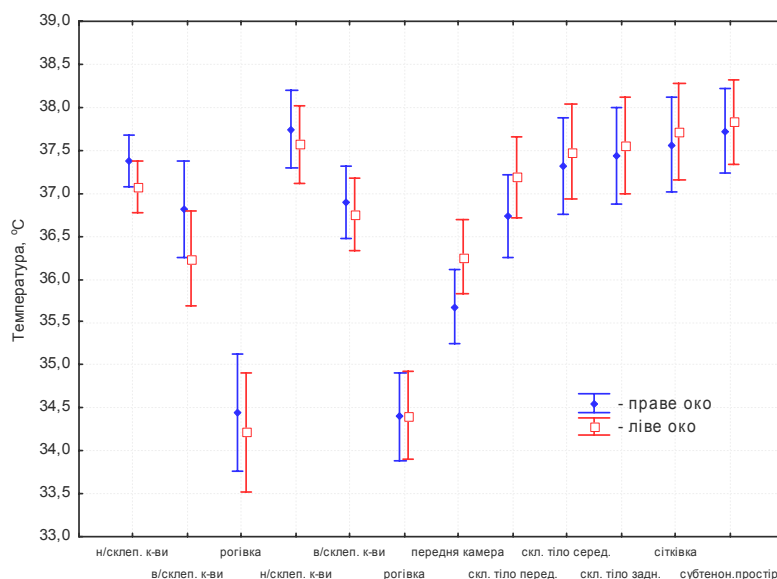


Рис.6. Показники температури в різних відділах ока кролика.

Під час аналізу отриманих результатів відзначено, що значних відмінностей у температурних показниках правого й лівого ока експериментованих тварин виявлено не було. Ці спостереження стосуються як зовнішніх відділів ока, у яких проводилися вимірювання (нижнє кон'юнктивальне склепіння, верхнє кон'юнктивальне склепіння, зовнішня поверхня рогівки), так і внутрішніх відділів ока кролика (передня камера, різні відділи склоподібного тіла, сітківка/судинна оболонка, субтенозовий простір). Отже, можна стверджувати, що температура у всіх відділах правого й лівого ока в одній експериментованій тварини суттєво не відрізняється. Крім того, ці результати підтверджують відтворюваність температурних вимірювань, здійснених розробленим термоелектричним приладом.

З подальшим аналізом отриманих результатів було виявлено високий кореляційний зв'язок між температурою кон'юнктивальних склепін' і внутрішньоочною температурою в склоподібній тілі, сітківці й субтенозовому просторі. Так, відзначено високу кореляцію між температурою нижнього склепіння кон'юнктиви й температурою сітківки ( $r=0.857$ ,  $p=0.000$ ), а також температурою в субтенозовому просторі ( $r=0.86$ ,  $p=0.000$ ). Імовірно, це спостереження можна пояснити добре вираженою васкуляризацією кон'юнктиви й поверхневим розташуванням у ній судин. Також відзначено високий кореляційний зв'язок між температурою в передньому відділі склоподібного тіла й температурою сітківки ( $r=0.92$ ,  $p=0.000$ ), а також між температурою в передньому відділі склоподібного тіла й у субтенозовому просторі ( $r=0.88$ ,  $p=0.000$ ).

Для оцінки кореляції між двома змінними розраховали параметричний коефіцієнт кореляції Пірсона ( $r$ ). У всіх процедурах статистичного аналізу критичний рівень значимості ( $p$ ) обирався рівним 0.05. Статистичний аналіз здійснювався з використанням статистичного пакета Statistica 10.0.

У той же час відзначено, що температура зовнішньої поверхні рогівки меншою мірою корелює із внутрішньоочними температурними показниками, зареєстрованими в передній камері, склоподібному тілі, сітківці й субтенозовому просторі. Так, між температурою рогівки й температурою сітківки відзначений низький кореляційний зв'язок ( $r= -0.13$ ,  $p=0.57$ ). Отримані результати, напевно, можна пояснити аваскулярною структурою рогівки ока й безпосереднім контактом зовнішньої поверхні рогівки з навколишнім зовнішнім середовищем. Відомо, що температура зовнішньої поверхні рогівки дуже варіабельна й сильно залежить від температури навколишнього середовища, швидкості руху й вологості повітря.

На основі отриманих експериментальних результатів вдалося побудувати схематичний розподіл температури в оці кролика (рис. 7-8).

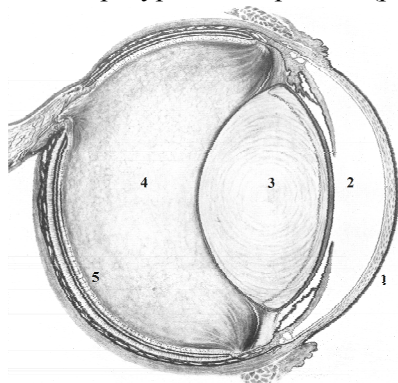


Рис.7. Схематичне зображення ока кролика:

- 1 – рогівка, 2 – передня камера,
- 3 – кришталік, 4 – склоподібне тіло,
- 5 – сітківка.

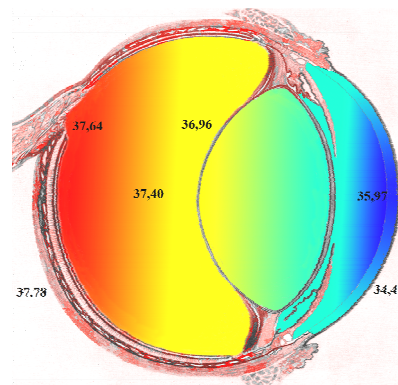


Рис.8. Схематичний розподіл температури в оці кролика.

## **Обговорення**

1962 р. В. Schwartz і M.R. Feller опублікували роботу, присвячену вимірюванню температури в різних відділах ока білих новозеландських кроликів. Для вимірювання внутрішньоочних температур автори застосували прилад на основі термістора й кількох модифікацій вимірювальних зондів. Як зонд для реєстрації внутрішньоочних температур використовувалася металева голка довжиною 7.62 см і діаметром 0.7 мм. Вимірювання у різних відділах ока здійснювалося шляхом поступового введення зонда по осі ока через рогівку, кришталик, склоподібне тіло й сітківку в орбіту. Температура навколишнього середовища коливалася від 22 до 24°C, відносна вологість повітря становила 33-53%. Ректальна температура після введення в наркоз семи експериментованих тварин у середньому становила 39.13 °C. У результаті роботи були отримані такі середні показники: температура зовнішньої поверхні рогівки –  $32.30 \pm 0.49^\circ\text{C}$ , нижній кон'юнктивальний мішок –  $38.74 \pm 0.54^\circ\text{C}$ , передня камера –  $32.98 \pm 0.74^\circ\text{C}$ , кришталик –  $35.42 \pm 1.0^\circ\text{C}$ , середній відділ склоподібного тіла –  $36.56 \pm 0.9^\circ\text{C}$ , сітківка/хоріоїдея –  $37.03 \pm 0.86^\circ\text{C}$ , орбіта –  $37.68 \pm 0.71^\circ\text{C}$  [7].

1983 р. D.R. May зі співавторами визначали вплив перфузії передньої камери іригаційними розчинами різної температури на зміну температури у відділах ока в голландських кроликів. У роботі був використаний термометр, виготовлений на основі термопари, що являє собою металевий зонд з тупим наконечником діаметром 0.64 мм і довжиною 2.5 см. Похибка вимірювання термометра становила  $\pm 1^\circ\text{C}$ . Температура повітря була рівною 25 °C. Ректальна температура після введення в наркоз експериментальних тварин у середньому становила 39.4°C. Автори надали такі середні вихідні температури у відділах ока: передня камера – 32.5°C, передній відділ склоподібного тіла – 35.0°C, середній відділ склоподібного тіла – 35.5°C, задній відділ склоподібного тіла – 36.6°C, сітківка – 36.8°C [5].

Слід зазначити, що в названих роботах використовувалися металеві зонди, які володіють високою теплопровідністю. Крім того, у роботі D.R. May зі співавторами, перед вимірюванням температури для здійснення процесів іригації/аспірації передньої камери виконувалося два проколи рогівки металевими голками діаметром 0.7 і 0.8 мм, а потім один із проколів розширювався металевими ножицями до 3 мм. За даними експериментальних (in vitro) і теоретичних досліджень, проведених I. Fatt і J.F. Forester в 1972 р., відомо, що показники температури тканин ока, зареєстровані металевими зондами, порівняно зі значеннями температури, зафіксованими зондами з низькою теплопровідністю, можуть виявитися нижчими на кілька градусів [8].

У нашій роботі температура, зареєстрована в передній камері ока, становила 35.97°C і виявилася вищою порівняно з опублікованими раніше даними (32.5°C у роботі D.R. May і 33°C у роботі В. Schwartz) приблизно на 3–3.5°C. Істотні відмінності в температурних показниках, зареєстрованих у передній камері ока, як видно, пов'язані з невеликим обсягом вологи передньої камери кролика, який становить лише 0.25 - 0.3 мл, а також з безпосереднім контактом рогівки з навколишнім середовищем. Тому введення в передню камеру металевого інструмента при формуванні хірургічного доступу й металевого вимірювального зонда призводить до відчутної втрати тепла й реєстрації більш низьких температур. У нашій роботі вимірювальний зонд був виготовлений з політетрафторетилену з низьким показником теплопровідності, а також формувався мінімальний хірургічний доступ, необхідний лише для введення термозонда, що призвело до зниження тепловтрати в момент вимірювання температури й реєстрації більш високих показників.

Меншою мірою тепловтрати помітні під час вимірювання температури в склоподібнім тілі, оскільки його об'єм у кролика становить 1–1.5 мл і відсутній прямий контакт склоподібного тіла із зовнішнім середовищем. Температура в середньому відділі склоподібного

тіла в нашому дослідженні становила 37.4°C і меншою мірою відрізнялася від даних вищезгаданих авторів (35.5 і 36.56°C).

Таким чином, на внутрішні температурні показники, що реєструються, значною мірою впливає об'єм хірургічного втручання під час формування доступу до різних відділів ока й застосування хірургічного інструментарію, виготовленого з матеріалів, що мають високу теплопровідність. А також значний вплив на дані, що реєструються, виявляє матеріал, з якого виготовлений зонд для вимірювання внутрішньоочних температур.

## **Висновки**

1. Уперше розроблено багатоканальний термоелектричний прилад з комп'ютерним програмним забезпеченням для реєстрації й візуалізації внутрішньоочної температури, що дає можливість проводити вимірювання в режимі реального часу з високою точністю (у діапазоні температур  $-10^{\circ}\text{C} \div +120^{\circ}\text{C}$  з похибкою вимірювання  $\pm 0.05^{\circ}\text{C}$ ).
2. Уперше розроблено і виготовлено термоелектричний вимірювальний зонд на основі термопар L-типу в корпусі стандартної канюлі з матеріалу політетрафторетилену з низьким показником теплопровідності, що дало змогу підвищити точність вимірювання внутрішньоочної температури шляхом зниження тепловтрат через вимірювальний зонд.
3. Розроблено методику вимірювання температури зовнішньої поверхні рогівки й кон'юнктиви у передній камері, у передньому, середньому й задньому відділах склоподібного тіла, сітківки/судинної оболонки, у субтеноновому просторі ока кролика в експерименті *in vivo*.
4. Використовуючи розроблений термоелектричний прилад, в експерименті *in vivo* визначено закономірності розподілу температури в різних відділах ока кролика (нижнє кон'юнктивальне склепіння – 37.65°C; верхнє кон'юнктивальне склепіння – 36.82°C; поверхня рогівки – 34.41°C; передня камера ока – 35.97°C; передня частина склоподібного тіла – 36.96°C; середня частина склоподібного тіла – 37.40°C; задня частина склоподібного тіла – 37.50°C; сітківка/судинна оболонка – 37.64°C; субтеноновий простір – 37.78°C за температури навколишнього середовища 23.8°C). В експерименті *in vivo* виявлено високий кореляційний зв'язок між температурою кон'юнктиви нижнього склепіння й температурою сітківки, а також температурою в субтеноновому просторі ока кролика.

## **Література**

1. Becker B. Hypothermia and aqueous humor dynamics of the rabbit eye / B. Becker // *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.*, 1960. – Vol. 58. – P. 337-363.
2. Лазаренко В.И. Влияние умеренной локальной гипотермии на гемо- и гидродинамические показатели здоровых глаз / В.И. Лазаренко, Г.Ф. Чанчиков, И.М. Корниловский, В.Г. Гайдабура // *Офтальмологический журнал.* – 1976. – № 6. – С. 419-422.
3. Лазаренко В.И. Влияние локальной гипотермии на обмен углеводов здорового глаза в эксперименте / В.И. Лазаренко, С.В. Петрова, И.М. Корниловский, В.Г. Гайдабура // *Офтальмологический журнал.* – 1977. – № 3. – С. 227-230.
4. Purslow C. Ocular surface temperature: a review / C. Purslow, J. Wolffsohn // *Eye and Contact Lens*, 2005. – Vol. 31. – P. 117-123.
5. May D. R. Ocular hypothermia: anterior chamber perfusion / D. R. May, R. J. Freedland // *British Journal of Ophthalmology*, 1983. – Vol. 67. – P. 808-813.
6. Katsimpris J.M. Effect of local hypothermia on the anterior chamber and vitreous cavity temperature: *in vivo* study in rabbits / J.M. Katsimpris, T. Xirou, K. Paraskevopoulos, I.K. Petropoulos, E. Feretis



- // Klin. Monbl. Augenheilkd., 2003. – Vol. 220(3). – P. 148-151.
7. Schwartz B. Temperature gradients in the rabbit eye / B. Schwartz, M.R. Feller // Investigative Ophthalmology, 1962. – Vol. 1(4). – P. 513-521.
  8. Fatt I. Errors in eye tissue temperature measurements when using a metallic probe / I. Fatt, J.F. Forester // Exp. Eye Res., 1972. – Vol. 14. – P. 270-276.
  9. Анатычук Л.І., Пасечнікова Н.В., Задорожний О.С., Кобылянський Р.Р., Гаврилюк Н.В., Назаретян Р.Э., Мирненко В.В. Применение термоэлектрического устройства для изучения распределения температуры в различных отделах глаза кролика // Материалы научно-практической конференции с международным участием "Филатовские чтения 2015", посвященной 140-летию со дня рождения В.П. Филатова (21-22 мая 2015 г). – Одесса, Украина. – 2015. – с. 188.
  10. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: [справочник] / Л.И. Анатычук – К.: Наукова думка, 1979. – 768 с.
  11. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Термоэлектрические преобразователи энергии: [том II] / Л.И. Анатычук – Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. – 376 с.

Надійшла до редакції 05.07.2015

Філін С.О.<sup>1,2</sup>, Ясінська Б.<sup>1</sup>



Філін С.О.

<sup>1</sup>Західно-поморський технологічний університет  
Ал. Пястів, 17, Щецин, 70310, Польща

<sup>2</sup>Інститут термоелектрики НАН і МОН України,  
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна



Ясінська Б.

## ЕКОНОМІЧНІ ТРАНСПОРТНІ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНІ ХОЛОДИЛЬНИКИ ІЗ ДВОРІВНЕВИМ РЕГУЛЮВАННЯМ ТЕМПЕРАТУРИ: ДОСВІД СТВОРЕННЯ Й РЕЗУЛЬТАТИ ВИПРОБУВАНЬ

*У роботі описано досвід створення транспортних термоелектричних холодильників (ТТЕХ) на базі шаф побутових термоелектричних холодильників фірми Ravanson з корисним об'ємом 48 літрів. Також представлено результати порівняльних випробувань базової моделі й двох нових зразків ТТЕХ з різними типами термоелектричних модулів. Використання дворівневого регулювання температури дало можливість суттєво поліпити енергетичні показники холодильників, що забезпечує їх тривалу експлуатацію за електроживлення від акумулятора транспортного засобу без ризику його швидкої розрядки.*

**Ключові слова:** термоелектричний холодильник, регулювання температури, електроживлення, енергозбереження.

*The article describes the experience of creating Transport Thermoelectric Refrigerators (TTER) on the basis of household cabinets of thermoelectric refrigerators by Ravanson Company with a useful volume of 48 liters. Also the results of comparative tests of the basic model and the two new TTER samples with different types of thermoelectric modules are presented. Using two-level temperature control has significantly improved the energy performance of refrigerators, which enables their long-term operation with the power supply from the vehicle's battery without the risk of rapid discharge.*

**Key words:** thermoelectric refrigerator, temperature control, electrical power, energy saving.

### Вступ

Головною й глобальною метою технічного прогресу на початку ХХІ століття безперечно є підвищення енергетичної ефективності. Зниження енергоспоживання термоелектричних холодильників не тільки знаходиться в цьому руслі, але і є необхідною умовою конкурентноспроможності термоелектричних виробів на світовому ринку, і насамперед відносно компресорних аналогів.

На кафедрі кондиціонування й холодильного транспорту Західнопоморського технологічного університету в Щецині більше 15 років тривають дослідження переважно експериментального характеру, мета яких – поліпшення енергетичних показників термоелектричних холодильників різного призначення. Згадане поліпшення є наслідком обраного підходу в конструюванні стаціонарних термоелектричних холодильників і вітрин – це комбінація оптимізації конструкції холодильного агрегату й схеми його живлення з вибором відповідного способу регулювання температури в камері холодильника. Нові зразки холодильників характеризуються не тільки

зниженою потужністю споживання, але й зниженим добовим енергоспоживанням завдяки максимальному збільшенню часу роботи в енергозберігаючому режимі. Результати цих робіт регулярно публікуються в журналі «Термоелектрика». Видано кілька монографій польською та російською мовами. Упродовж останніх двох років дослідження спрямовано на те, щоб вищезгаданий підхід застосувати до транспортних холодильників, що живляться від мережі постійного струму 12 В. Попередні результати цих робіт доповідалися на XV Міжнародному форумі з термоелектрики [1]. Показаний у цій статті етап робіт виконано в рамках одного із проектів програми «Inkubator innowacyjności», яка фінансується Міністерством Науки й Вищої Освіти Польщі й спрямована на підтримку впровадження нових технологій [2].

### Мета, об'єкти й методика дослідження

Метою проекту було створення й випробування нових конструкцій економічних транспортних термоелектричних холодильників (далі – ТТХ), що живляться від мережі постійного струму 12 В або від акумулятора, в яких використано принцип дворівневого регулювання температури. Ця ідея була раніше апробована на стаціонарних термоелектричних холодильниках і вітринах з об'ємом камери від 40 до 100 літрів і електроживленням від мережі змінного струму 230 В. Транспортні моделі холодильників такого об'єму застосовуються на яхтах, у залізничних вагонах, туристичних автобусах, будинках на колесах і в автопричепках, автомагазинах, мобільних кав'ярнях, на дачних ділянках. За відсутності зовнішньої електричної мережі або дизель-генератора тривала робота холодильника від акумулятора може призвести до його розрядки. Тому зниження споживаної потужності ТТХ хоча б на декілька ват має принципове значення.

Оскільки згадані ТТХ випускаються тільки під замовлення, а бюджет і строки виконання проекту були дуже обмеженими, було вирішено за базову модель прийняти наявний у роздрібній торгівлі побутовий термоелектричний холодильник Ravanson LK-48 з об'ємом камери 48 літрів. Його технічні характеристики наведено в табл. 1.

Було закуплено 4 екземпляри холодильника, з яких 2 призначені для порівняльних випробувань, а інші 2 – для переробки на транспортний варіант. Для створення двох зразків нових виробів від базової моделі використано тільки теплоізовані шафи, у які було встановлено нові агрегати згідно із принциповими схемами, описаними у статті [1]. Моделі нових холодильників під аббревіатурою Chtt-48 відрізнялися один від одного тільки типом використаних термоелектричних модулів: MT2-2.5-127 (ChTT-48-1) і MT2-2,0-127 (ChTT-48-2). Загальний вигляд холодильників показано на рис. 1.

Програмою дослідження було передбачено проведення як порівняльних випробувань нових зразків і базової моделі, так і індивідуальні випробування нових зразків за різних зовнішніх температур і різних установках термостата. Крім випробувань, проведених у лабораторії кафедри, частина випробувань проводилася в сертифікованому Центрі холодної техніки в Кракові (СОСН), зокрема випробування в навколишній температурі  $t_{\text{навк}} = 32^{\circ}\text{C}$  і випробування за умов завантаженої камери. Головні вимірювані величини – це енергетичні й динамічні характеристики, такі як: температура в камері, споживана потужність, добове енергоспоживання, час і умови переходу в енергозберігаючий режим.

Коректне порівняння показників холодильників з різною напругою живлення, родом струму та з різним принципом регулювання температури було забезпечено завдяки таким прийомам:

- за результатами попередніх випробувань було визначено електричний ККД джерела живлення LK-48 і його залежність від температури й напруги на модулі, дало можливість з достатнім ступенем точності перерахувати споживану потужність холодильника з живленням від мережі  $\sim 230\text{В}$  на мережу  $=12\text{В}$ ;
- враховуючи відмінності в температурах у камері порівнюваних моделей було використано апробований на практиці показник питомої споживаної потужності, запропонований у роботі [3].

Описаний у роботі [1] експериментальний стенд було модернізовано, зокрема доповнено акумулятором типу HZY-EV12-100 і електронними вимірювачами споживаної потужності постійного струму FRER C15UCL із ціною поділки 1 Вт·год.



Рис. 1. Холодильники Chtt-48 у процесі лабораторних випробувань

Таблиця 1

Технічні характеристики термоелектричного холодильника Ravanson LK-48  
(згідно даних виробника)

Характеристики	Од.вим.	Величина
1. Діапазон температур у камері	°С	5...12
2. Загальний об'єм камери	дм <sup>3</sup>	48
3. Напруга живлення	В	$\sim 230$
5. Частота струму	Гц	50
6. Габаритні розміри (ширина, глибина, висота)	мм	480 × 460 × 840
7. Споживана потужність ( при $t_{\text{навк}} = 32^{\circ}\text{C}$ )	Вт	70
8. Маса	кг	11,6
9. Добове енергоспоживання	кВт·год./24год	0.8*

\* - виробник не вказує, за яких умов виміряно цей показник.

Вимірювач C15UCL (рис. 2) також робить можливим фіксувати поточні значення сили струму, споживаної потужності й низку інших показників, вести комп'ютерну реєстрацію й

запис даних. Використання цього, доволі рідкісного й точного приладу, дає можливість виявити навіть невелику різницю в енергоспоживанні об'єктів з потужністю споживання на рівні 10...20 Вт без необхідності проведення багатоденних, а то й багатотижневих випробувань.

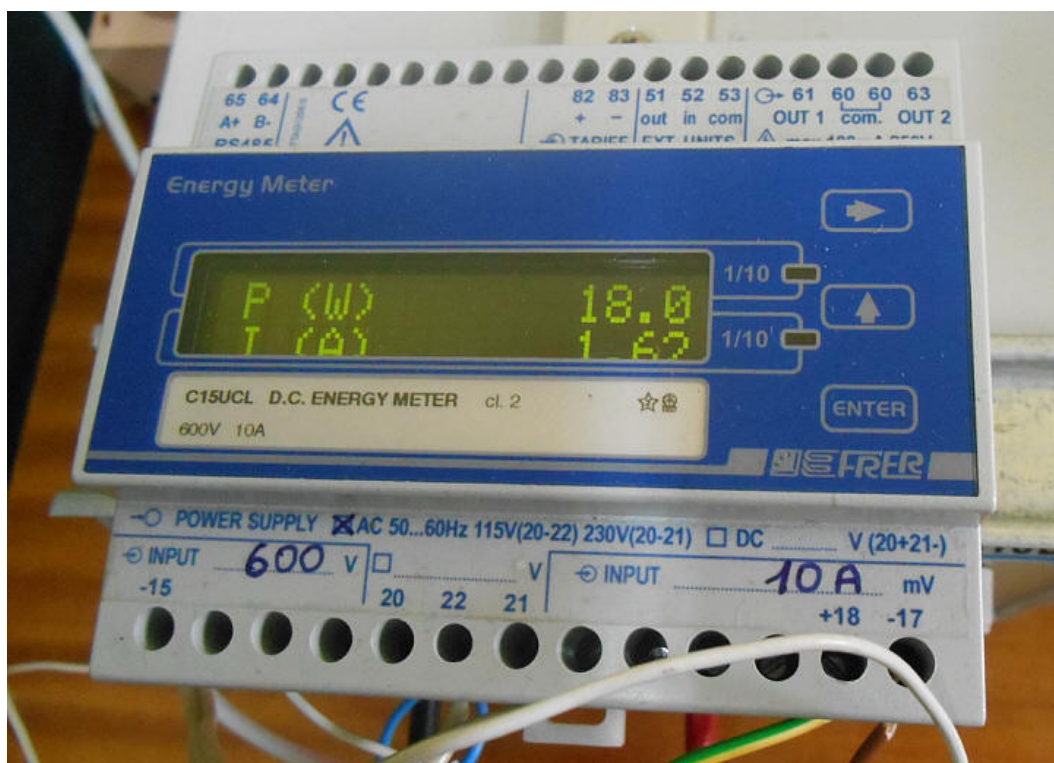


Рис. 2. Вимірювач енергетичних показників постійного струму FRER C15UCL

### Результати випробувань холодильника LK-48

Аналіз конструкції й принципу роботи холодильника LK-48 було зроблено методом «зворотного проектування». Відновлення принципової електричної схеми холодильника за його монтажною схемою показало, що в холодильнику використано не манометричний, а електронний терморегулятор, у якому датчик температури (терморезистор) включений у плече моста. Терморегулятор є невід'ємною частиною схеми живлення з високочастотним перетворювачем напруги, широтно-імпульсною модуляцією й зворотним зв'язком. Іншими словами, використано найбільш ефективний із усіх відомих способів пропорційного регулювання температури [1]. Хоча, у принципі, можливим є використання пропорційної регуляції при живленні холодильника й від мережі постійного струму, проте, використані в LK-48 технічні рішення такої можливості не дають.

При випробуваннях LK-48 проводилися вимірювання електричних показників як у колі змінного, так і постійного струму (у коло термоелектричного модуля), а також енергетичних показників. У таблицях 2 і 3 подано витримки із протоколів випробувань цього холодильника в умовах навколишньої температури 23°C за двома налаштуваннями термостата: «4» (middle) і «1» (min)<sup>1</sup>. На сірому тлі показано параметри в момент початку переходу в енергозберігаючий режим.

<sup>1</sup> Шкала налаштувань термостатів холодильників, незалежно від принципу їх роботи, становить від «1», що відповідає максимальній, тобто більш високій температурі у камері, до «7», що, в свою чергу, відповідає мінімальній температурі. Відповідно, налаштування «4» є середньою (middle). Воно зазвичай рекомендується виробником холодильників для щоденного використання.

Таблиця 2

Результати випробувань термоелектричного холодильника Ravanson LK-48  
з порожньою камерою за навколишньої температури 23°C і  
налаштувань термостата «4»

Час		Змінний струм Споживана потужність P, [~Вт]	Постійний струм			Температури	
абс. [год:хв]	віднос. [хв]		V, [В]	A, [А]	P, [Вт]	середня у камері, [°C]	гарячого радіатора, [°C]
11:50	0	75.9	12.0	5.20	62.4 (65.4)	21.5	21.5
12:05	15	64.4	12.0	4.38	52.6	16.1	40.0
12:20	30	64.3	12.0	4.37	52.4	12.8	39.8
13:20	90	64.1	12.0	4.37	52.4	7.0	38.8
13:37	107	64.0	12.0	4.37	52.4	6.5	38.7
13:40	110	63.9	11.9	4.36	51.9 (54.9)	6.4	38.7
13:55	125	61.6	11.6	4.27	49.5	6.0	38.6
14:10	140	56.8	10.9	4.10	44.8	5.7	37.8
15:03	193	51.7	10.4	3.89	40.4	5.7	36.8
16:00	250	51.7	10.5	3.89	40.8	5.7	37.0
16:05	255	51.8	10.5	3.90	40.9 (43.4)	5.7	37.1

Таблиця 3

Результати випробувань термоелектричного холодильника Ravanson LK-48  
з порожньою камерою за навколишньої температури 23°C і  
налаштуваннями термостата «1»

Час		Змінний струм Споживана потужність P, [~Вт]	Постійний струм			Температура	
абс. [год:хв]	віднос. [хв]		V, [В]	A, [А]	P, [Вт]	середня у камері, [°C]	гарячого радіатора, [°C]
14:05	0	78.9	12.0	5.12	61.4 (64.4)	22.0	23.2
14:20	15	63.9	12.0	4.36	52.3	16.3	40.4
14:35	30	63.6	12.0	4.35	52.2	12.8	40.2
14:45	40	63.6	12.0	4.35	52.2	11.1	39.5
14:49	44	62.8	11.9	4.33	51.5 (54.5)	10.7	39.5
15:00	55	48.7	10.1	3.76	38.0	9.5	37.0
15:20	75	28.8	7.5	2.75	20.6	9.1	33.6
15:40	95	23.5	6.6	2.40	15.8	9.3	32.4
16:18	133	25.4	6.9	2.53	17.4 (19,1)	9.5	33.0

За навколишньої температури 23°C і налаштуваннями термостата «4» перехід в енергозберігаючий режим роботи починається через 110 хвилин після включення (табл. 1), коли температура в камері опуститься до рівня 6.4°C і триватиме близько 1.5 годин.

Перехід полягає в плавному зменшенні напруги живлення модуля з відповідним зменшенням струму й споживаної потужності. За цей час температура в камері знижується до

5.7°C і стабілізується на цьому рівні, а споживана від мережі потужність знижується з 63.9 до 51.8 Вт. З урахуванням енергоспоживання вентиляторів (величини в дужках у стовпці  $P_{[=Вт]}$ ) і, вважаючи при цьому, що напруга їх живлення синхронізована з напругою живлення модулів, зниження споживаної потужності в колі постійного струму 12 В становить відповідно, з 54.9 до 43.4 Вт.

За тієї ж навколишньої температури й налаштувань термостата «1» перехід в енергозберігаючий режим роботи починається через 44 хвилини після ввімкнення, коли температура в камері опуститься до рівня 10,7°C і триватиме близько години. За цей час температура в камері знижується до 9.3..9.5°C і стабілізується на цьому рівні, а споживана від мережі потужність знижується з 62.8 до 25.4 Вт. Відповідно, зниження споживаної потужності в колі постійного струму 12 В становить із 54.5 до 19.1 Вт.

З налаштуванням термостата «4» перехід в енергозберігаючий режим роботи спостерігається за навколишньої температури не вище 24°C, а з налаштуванням термостата «1» – не вище 28°C. При цьому визначення енергоспоживання холодильника згідно зі стандартом EN ISO 8561:1995 + A1:1997 повинно здійснюватись за навколишньої температури 25°C і середнього налаштування термостата, тобто в положенні «4». Це означає, що в цих умовах холодильник LK-48 не переходить в енергозберігаючий режим. Випробування показали, що його споживана потужність (у перерахуванні на постійний струм) при цьому становить 53.16 Вт, а добове енергоспоживання відповідно становило 1.276 кВт/год. Наведена виробником, у паспортних технічних характеристиках холодильника величина 0.8 кВт/год належить до налаштування «1». Як ми вже не раз відзначали в попередніх публікаціях, приховування умов визначення такої важливої характеристики, як добове енергоспоживання холодильника, може вводити покупця в оману щодо його економічності.

### Деякі результати порівняльних випробувань та їх аналіз

Крім конструктивних відмінностей, принциповою відмінністю нового транспортного холодильника ChTT-48 від відомих аналогів з терморегулятором є те, що його енергоспоживання й температура в камері в енергозберігаючому режимі залежать тільки від навколишньої температури й не залежать від налаштувань термостата. Налаштування термостата впливає тільки на динамічні характеристики холодильника. Час від включення холодильника до переходу в енергозберігаючий режим може варіюватися від 15 хвилин за налаштування «1», тобто на вищу температуру в камері, до 1...2 годин при налаштуваннях «4»–«7». Час стабілізації температури в камері після перемикання в енергозберігаючий режим, навпаки, буде меншим за налаштування термостата на більш низькі температури. У цілому динамічні характеристики нового холодильника суттєво кращі, ніж в аналога LK-48, особливо враховуючи, що перехід в енергозберігаючий режим і назад відбувається миттєво. Ця особливість має позитивний вплив і на добове енергоспоживання.

Випробування моделей ChTT-48 відбувалися завдяки їх живлення від джерела постійного струму D3010, яке передбачає два режими роботи: стабілізація напруги й стабілізація (обмеження) струму. Із включенням холодильника ChTT-48-1 джерело живлення упродовж 15...30 секунд працювало у режимі обмеження струму, після чого автоматично переходило в режим стабілізації напруги 12.0 В. Під час випробування моделі ChTT-48-2 джерело залишалося в режимі обмеження струму аж до переходу в енергозберігаючий режим, а напруга живлення в робочому режимі становила 10.5...10.6 В.

Таблиця 4

Деякі результати порівняльних випробувань холодильників LK-48 і ChTT-48 з порожньою камерою за навколишньої температури 23°C і налаштуваннях термостата «4»

Характеристики	LK-48	ChTT-48-1	ChTT-48-2
Максимальний створюваний перепад температур, К	17.8	19.8	22.0
Перепад температур, створюваний в енергозберігаючому режимі, К		14.5	14.9
- налаштування «4»	17.3		
- налаштування «1»	13.9		
Споживана потужність, Вт			
- у робочому режимі	64.1 (53.16*)	61.0	50.0
- в енергозберігаючому режимі		16.0	(73.0**)
налаштування «4»	52.1 (41.0*)		19.0
- налаштування «1»	25.4 (19.1*)		
Показник питомої споживаної потужності $P_{жив}$ для енергозберігаючого режиму, Вт/дм <sup>3</sup> К			
- налаштування «4»	0.063 (0.049*)	0.023	0.0266
- налаштування «1»	0.038 (0.029*)		

\* - при перерахунку на живлення від мережі постійного струму 12 В.

\*\* - за живлення від акумулятора.

Як видно з табл. 4, нові моделі холодильників, особливо модель ChTT-48-1, у якій використано менш потужні модулі, перевершують за енергетичними показниками аналог, навіть за умовного перерахунку його характеристик на живлення від мережі постійного струму. У цій моделі отримано показник споживаної потужності 16 Вт, що більш ніж на 3 Вт менше, ніж відповідний показник LK-48 у самому економічному режимі його роботи. На практиці це може означати, крім економії енергії, збільшення часу роботи холодильника від акумулятора без його підзарядки від декількох годин до декількох днів залежно від умов експлуатації.

Потрібно визнати, що за поліпшення енергетичних показників довелося «заплатити» незначним (у середньому на 2°C) підвищенням середньої температури в камері в енергозберігаючому режимі, але, з іншого боку, нові моделі мають більшу холодопродуктивність та більший максимальний створюваний перепад температур у робочому режимі роботи.

## Висновок

У статті показано тільки деякі, найбільш важливі результати. Випробування холодильників тривають. Після їх завершення й обробки результатів повні дані будуть опубліковані. Але вже на цьому етапі можна стверджувати, що прийняті технічні рішення дали очікувані результати. Головним з них є підтвердження можливості й ефективності дворівневого регулювання температури в ТТХ шляхом перемикавання живлення холодильного агрегату з паралельної схеми на послідовну й назад.





Рис. 3. Презентація холодильника Chtt-48 на виставці Eurogastro 2015 у Варшаві.

Крім поліпшення енергетичних характеристик, вдалося розширити приблизно на 2–3°C робочий температурний діапазон термоелектричних холодильників, у якому можливий перехід в енергозберігаючий режим роботи. Ці дані ще потребують перевірки й уточнення, що й буде здійснено найближчим часом.

На використанні в ТТХ технічні рішення подано заявки на винаходи в польське і європейське патентні відомства [4], [5].

Одна з моделей ChTT-48 у березні 2015 року експонувалася на виставці Eurogastro у Варшаві (рис. 3), де викликала великий інтерес серед потенційних покупців.

## Література

1. Filin S., Jasińska B.: Experimental investigations of two-level temperature controllers for transport thermoelectric refrigerators. // Journal of Thermoelectricity, № 5, 2013, p. 43-53.
2. Raport na temat transportowej chłodziarki termoelektrycznej. Inwestycje w innowacje. 2014, [www.inwestycjewinnowacje.pl](http://www.inwestycjewinnowacje.pl)
3. Філін С.О.: Экспериментальное исследование стационарных термоэлектрических холодильников. / С.О. Філін, А. Овсицкий, Б. Закшевський // Астропринт, Одеса, 2011. С.135.
4. S.Filin, B.Jasińska, B.Zakrzewski, M.Chmielowski.: Sposób redukcji zużycia energii przez chłodziarkę termoelektryczną i chłodziarka termoelektryczna. Zgłoszenie patentowe nr P.408768 z dnia 07.07.2014.
5. S.Filin, B.Jasińska, B.Zakrzewski, M.Chmielowski.: The method of reducing an energy consumption of thermoelectric refrigerator and thermoelectric refrigerator. European patent. Application number EP14461596.0, 12 December 2014.

Надійшла до редакції 15.06.2015

**Ісмаїлов Т.А., Хуламагомедова З.А.**



Ісмаїлов Т.А.

ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний  
технічний університет», пр. імама Шаміля,  
70, Махачкала, 367015, Росія.



Хуламагомедова З.А.

**КОМПЛЕКС ДЛЯ ІНТЕНСИВНОЇ  
ТЕРАПІЇ НЕМОВЛЯТИ НА БАЗІ  
ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ  
ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ЕНЕРГІЇ**

*Розглянуто розрахунок температурного режиму термоелектричного неонатального комплексу. Наведено основні розрахункові співвідношення на основі диференціальних рівнянь, що описують конвективний теплообмін у системі. Показано результати чисельного експерименту у вигляді зміни температури в різних точках комплексу та у часі залежно від холодо- і теплопродуктивності термоелектричних батарей.*

**Ключові слова:** термоелектричний комплекс, неонатологія, термоелектрична батарея, теплопровідність, теплообмін.

*This paper is concerned with a calculation of temperature mode of thermoelectric neonatal complex. The fundamental design ratios based on differential equations describing convective heat exchange in the system are given. The results of a numerical experiment in the form of temperature variation at different complex points and with time as a function of cooling capacity and heat productivity of thermopiles are presented.*

**Key words:** thermoelectric complex, neonatology, thermopile, thermal conductivity, heat exchange.

## **Вступ**

У виходжуванні недоношених немовлят велике значення відіграють оптимальні температурні умови тому, що маловагова дитина має слабо виражену підшкірно-жирову тканину відносно великої поверхні шкіри та мінімальні запаси енергії. Цей фактор є першорядним не тільки для виживання, але й подальшого повноцінного розвитку немовлят з патологією.

Збереження оптимальних температурних умов зовнішнього середовища в перші дні життя дитини є одним з першочергових факторів не тільки виживання, але й дальшого повноцінного розвитку немовляти з патологією, який дає можливість недостатньо зрілому організмові дитини протистояти агресивному впливу інших факторів зовнішнього середовища. Можливості терморегуляції організму такої новонародженої дитини обмежені. Обумовлено це відносно більшою поверхнею шкіряних покривів порівняно з масою тіла, що призводить до значної втрати тепла недоношеною дитиною. Недостатній розвиток підшкірного жирового прошарку у комбінації з вираженою мережею судин шкіри сприяють посиленій тепловіддачі.

Такі діти легко охолоджуються, а надлишкове зовнішнє зігрівання швидко призводить до перегріву, що створює труднощі для медперсоналу в процесі догляду за ними.

Для ефективного проведення заходів щодо відновлення життєво важливих функцій немовлят у цей час використовуються спеціальні неонатологічні реанімаційні комплекси, у яких є можливість точного підтримування та регулювання мікроклімату – температури, вологості, тиску та ін [1].

Для первинного регулювання температури оточуючого повітря в інкубаторі залежно від маси тіла та віку необхідно відповідати існуючим медичним вимогам, які наведено в таблиці 1 [2].

Табл. 1

Вік та маса тіла	Температура	Вік та маса тіла	Температура
С—6 годин		24-36 годин	
менше 1200 г	34.0-35.4	менше 1200 г	34.0-35.0
1200-1500 г	33.9-34.4	1200-1500 г	33.1-34.2
1501-2500 г	32.8-33.8	1501-2500 г	31.6-33.6
2500 (36 тиж.)	32.0-33.8	2500 (36 тиж.)	30.7-30.5
6-12 годин		36-48 годин	
менше 1200 г	34.0-35.4	менше 1200 г	34.0-35.0
1200-1500 г	33.5-34.4	1200-1500 г	33.0-34.1
1501-2500 г	32.2-33.8	1501-2500 г	31.4-33.5
2500 (36 тиж.)	31.4-33.8	2500 (36 тиж.)	30.5-33.3
12-24 годин		48-72 годин	
менше 1200 г	34.0-35.4	менше 1200 г	34.0-35.0
1200-1500 г	33.3-34.2	1200-1500 г	33.0-34.0
1501-2500 г	31.8-33.8	1501-2500 г	31.2-33.4
2500 (36< тиж.)	31.0-33.7	2500 (36 тиж.)	30.1-33.2

Серед розробників та виробників таких комплексів можна виділити фірми DRAEGERMEDICAL (Німеччина), TAXAT (Білорусь), AIR-SHIELDS (США), FANFM (Бразилія), Аксион-Холдинг (Росія), Мединтех-М ЗАТ НПП (Росія) і ін. [5,6,7]. Дослідження в цій області у Росії проводяться в НДІ акушерства й гінекології ім. Д. Отта РАМН (м. Санкт-Петербург), Івановському НДІ материнства й дитинства, НДІ педіатрії й репродукції людини (м. Іркутськ), Московської медичної академії ім. І.М. Сєченова, Московському обласному НДІ акушерства й гінекології та ін. [3, 4, 5]. Основний акцент під час розробки й дослідження у цій області робиться на використання як терморегулюючих систем апаратів, заснованих на парокомпресійному, абсорбційному, повітряному й рідинному методах. Застосування як засіб регулювання мікроклімату в об'ємі реанімаційної камери термоелектричних перетворювачів енергії не практикується через низькі надійнісні характеристики слабострумівих термоелектричних батарей (ТЕБ). Однак застосування термоелектричних перетворювачів енергії для регулювання температури всередині реанімаційного інкубатора з усуненням зазначеного вище недоліку буде ефективним через їх абсолютну екологічну безпеку, простоту переходу з режиму охолодження в режим нагрівання і навпаки, пожежобезпеку, безшумність, високий ресурс роботи.

Мета пропонованої роботи – дослідження конструкції неонатологічного реанімаційного комплексу, виконаного на базі ТЕБ, що характеризуються досить великими струмами живлення [6].

## Опис конструкції комплексу

Конструкцію комплексу наведено на рис.1, а його зовнішній вигляд на рис. 2.

Комплекс для інтенсивної терапії немовлят містить пересувний стіл 1 з інкубатором 2 з подвійними стінками і верхньою відкидною 3 та бічною висувною 4 кришками. На дні інкубатора 2 є гелевий протипролежневий матрац 5 з високотеплопровідного матеріалу, гнізда 6 якого заповнені гелем 7 з високим коефіцієнтом теплопровідності. Кожна із комірок 6 гелевого протипролежневого матраца 5 перебуває в тепловому контакті з робочими спаями 8 термоелектричної батареї 9, другі спаї 10 якої сполучено з єдиним повітряним радіатором 11. Термоелектрична батарея розділена на секції з можливістю їх послідовного підключення відповідно до сигналів, що надходять із датчиків температури, розташованих у різних точках протипролежневого матраца. Усередині інкубатора розташовано обладнання для гіпотермії голови 12, що являє собою циліндричну склянку 13 зі сферичною внутрішньою порожниною 14 і гелевим прошарком 15, що перебуває в контакті з робочими спаями 16 термоелектричного модуля 17, другі спаї якого контактують із рідинним теплообмінником 18. Контроль над температурою тіла немовляти здійснюється за допомогою розташованих на поверхні протипролежневого матраца 5 і в гелевому прошарку 15 обладнання для гіпотермії голови 12 датчиків температури 19, підключених до блоку керування 20.

Принцип роботи обладнання такий. Новонародженого пацієнта укладають в інкубатор 2, а голову за необхідності поміщають у сферичну внутрішню порожнину 14 для гіпотермії голови 12. Для контролю над температурою тіла немовляти встановлюються відповідні датчики, після чого включають живлення термоелектричної батареї 9 і термоелектричного модуля 17.

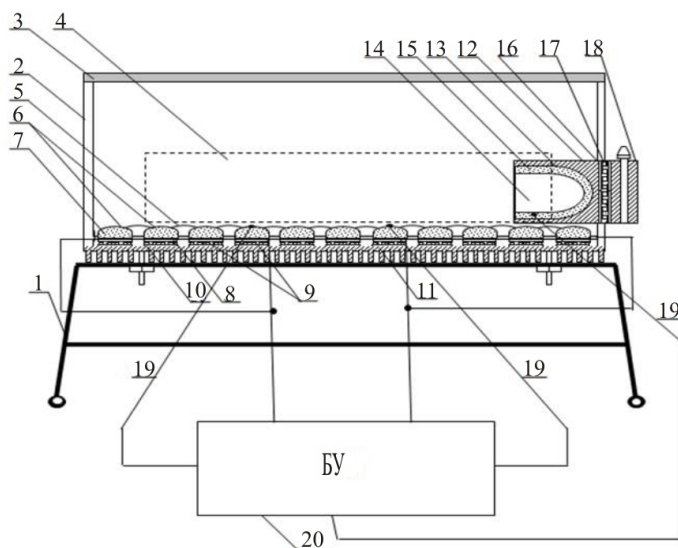


Рис. 1. Структурна схема комплексу для інтенсивної терапії новонароджених.

Залежно від обраної методики впливу на блоці керування 20 задають необхідний рівень температурного впливу. Зміна струму живлення термоелектричної батареї 9 і термоелектричного модуля 17, а також послідовне підключення секцій термоелектричної батареї 9 дають можливість плавно регулювати температуру гелевого протипролежневого матраца 5, а реверс струму живлення зробить можливим перейти з режиму охолодження в режим нагрівання. Одночасно здійснюється тепловідведення із других спаїв термоелектричної батареї 9 і термоелектричного модуля 7 за допомогою теплообмінників 11 і 18.



Рис. 2. Зовнішній вигляд комплексу для інтенсивної терапії новонароджених.

### Результати моделювання

Узагальнена теплова схема неонатального комплексу містить камеру, заповнену повітряним середовищем, в об'ємі якої знаходиться спеціальний лежак, на якому розміщується немовля. З бічною поверхнею в тепловий контакт приведена ТЕБ, що має холодопродуктивність  $q_{\text{ТЕБ}}$ . Відведення теплоти з гарячих спаїв ТЕБ може здійснюватися за допомогою повітряних радіаторів, що обдуваються вентилятором, а також шляхом рідинного охолодження. Нижня торцева поверхня камери неонатального реанімаційного комплексу обмінюється теплом з навколишнім середовищем за коефіцієнта теплообміну, рівному  $\alpha_{\text{ср}}$ .

Математичне формулювання завдання розрахунків температурного поля для такої системи має такий вигляд [7]:

при  $x, y, z \in D_1$

$$\rho_1 C_1 \frac{\partial T_1}{\partial t} = \lambda_1 \left( \frac{\partial^2 T_1}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right) + Q_{\text{ВН}}, \quad (1)$$

при  $x, y, z \in D_2$

$$\rho_2 C_2 \frac{\partial T_2}{\partial z} = \lambda_2 \left( \frac{\partial^2 T_2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right),$$

при  $x, y, z \in D_3$

$$\begin{aligned} C_3 \rho_3 \left( \frac{\partial T_3}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial T_3}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial T_3}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial T_3}{\partial z} \right) &= \lambda_3 \left( \frac{\partial^2 T_3}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} \right), \\ \frac{\partial \omega_x}{\partial x} + \frac{\partial \omega_y}{\partial y} + \frac{\partial \omega_z}{\partial z} &= 0, \\ \rho_3 \left( \frac{\partial}{\partial \tau} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_y &= \\ = -\frac{\partial P}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu_3 \left( \frac{\partial \omega_y}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial y} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial y} \left( \mu_3 \frac{\partial \omega_y}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu_3 \left( \frac{\partial \omega_y}{\partial z} + \frac{\partial \omega_z}{\partial y} \right) \right] - \frac{2}{3} \times \\ &\times \frac{\partial}{\partial y} (\mu_3 \text{div} \vec{\omega}) - g_y \times \rho_3 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \rho_3 \left( \frac{\partial}{\partial \tau} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_y = \\ & = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu_3 \left( \frac{\partial \omega_z}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu_3 \left( \frac{\partial \omega_z}{\partial y} + \frac{\partial \omega_y}{\partial z} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial z} \left( \mu_3 \frac{\partial \omega_z}{\partial z} \right) - \frac{2}{3} \times \\ & \quad \times \frac{\partial}{\partial y} (\mu_3 \operatorname{div} \boldsymbol{\omega}) - g_y \times \rho_3 \\ & \rho_3 \left( \frac{\partial}{\partial t} + \omega_x \frac{\partial}{\partial x} + \omega_y \frac{\partial}{\partial y} + \omega_z \frac{\partial}{\partial z} \right) \omega_z = \\ & = -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu_3 \left( \frac{\partial \omega_z}{\partial x} + \frac{\partial \omega_x}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu_3 \left( \frac{\partial \omega_z}{\partial y} + \frac{\partial \omega_y}{\partial z} \right) \right] + 2 \frac{\partial}{\partial z} \left( \mu_3 \frac{\partial \omega_z}{\partial z} \right) - \frac{2}{3} \times \\ & \quad \times \frac{\partial}{\partial z} (\mu_3 \operatorname{div} \boldsymbol{\omega}) + g_z \times \rho_3 \\ & \beta = -\frac{1}{\rho_3} \frac{\partial \rho_3}{\partial T_3}, \end{aligned}$$

де  $T$  – температура; індекси 1, 2, 3 – відповідають немовляті, ліжечку й повітряному середовищу в об'ємі неонатального комплексу;  $\rho_1, \rho_2, \rho_3$  – густина областей  $D_1, D_2, D_3$ ;  $C_1, C_2, C_3$  – теплоємність областей  $D_1, D_2, D_3$ ;  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  – теплопровідність областей  $D_1, D_2, D_3$ ;  $t$  – час,  $Q_{\text{вн}}$  – питома кількість теплоти, що виділяється немовлям в одиницю часу;  $\omega_x, \omega_y, \omega_z$  – компоненти вектора швидкості руху повітря в камері;  $P$  – тиск повітря;  $\mu_3$  – динамічна в'язкість повітря;  $g_x, g_y, g_z$  – компоненти вектора прискорення вільного падіння;  $\beta$  – коефіцієнт теплового розширення повітря.

Умови однозначності мають вигляд:

початкові умови –

$$T_{2,3}(x, y, z, t) = T_{cp}, T_1(x, y, z, t) = 309.6 \text{ К за } t = 0, \quad (2)$$

$$\omega_x = 0; \omega_y = 0; \omega_z = 0; t = 0$$

$$P = 100 \text{ кПа за } t = 0;$$

граничні умови –

$$\lambda_3 \frac{\partial T_3}{\partial n} = q_{\text{ТЕБ}} \text{ для } S_{3-0}$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = q_{\text{ОП}} \text{ для } S''_{3-0},$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \alpha_{cp} T_{cp} - T_2 \text{ для } S_{2-0},$$

$$\lambda_2 \frac{\partial T_2}{\partial n} = \lambda_x \frac{\partial T_1}{\partial n} \text{ для } S_{2-1},$$

$$\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S_{3-0} \text{ у загальному випадку}$$

$$\omega_x = \omega_y = \omega_z = 0 \text{ для } S'_{3-0}, S''_{3-0}, S_{3-1}, S_{3-2}, S_{2-1}, S_{2-0},$$

де  $S_{3-0}$  – площа контакту області  $D_3$  з навколишнім середовищем на бічній поверхні;  $S_2$  – площа зіткнення області  $D_3$  з областю  $D_2$ ;  $S_{3-1}$  – площа зіткнення області  $D_3$  з областю  $D_1$ ;  $S_{2-0}$  – площа контакту області  $D_2$  з навколишнім середовищем;  $S_{2-1}$  – площа зіткнення області  $D_2$  з областю  $D_1$ ;  $S'_{3-0}$  – площа контакту області  $D_3$  з навколишнім середовищем і верхньою поверхнею,  $S''_{3-0}$  – площа контакту області  $D_3$  з навколишнім середовищем по нижній поверхні;  $\alpha_{cp}$  – коефіцієнт теплообміну з навколишнім середовищем;  $\alpha_k$  – коефіцієнт теплообміну з повітрям у камері;  $T_{cp}$  – температура навколишнього середовища.

Розв'язок даної системи диференціальних рівнянь (1) з умовами однозначності (2) дасть можливість визначити зміну температури кожної точки описаної системи в будь-який момент часу, а також відстежити її зміну залежно від величин холодо- і теплопродуктивності ТЕБ та зовнішніх умов [8]. Розрахунки описаного вище завдання виконано чисельним методом кінцевих елементів, який володіє високою ефективністю й точністю у розрахунках теплообміну в неоднорідних системах складної конфігурації.

Результати подано на рис. 3-5 і являють собою графіки зміни температури в різних точках системи, а також у часі за різних величин холодопродуктивності та теплопродуктивності ТЕБ.

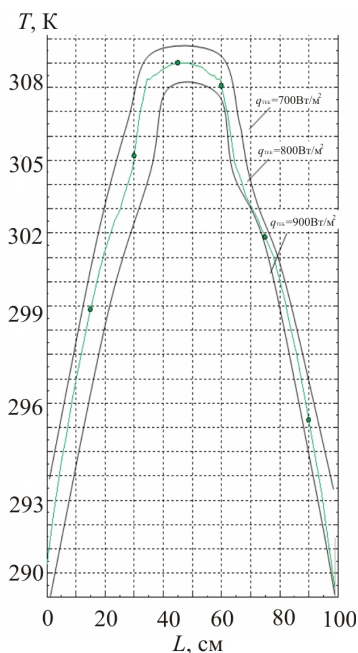


Рис. 3. Розподіл температури вздовж центральної осьової лінії в поперечному напрямку за різних  $q_{TEB}$ .

Відповідно до проказаних графіків температура в об'ємі неонатального реанімаційного комплексу дуже залежить від холодопродуктивності ТЕБ. Згідно з розрахунковими даними за  $q_{TEB} = 700 \text{ Вт/м}^2$  мінімальне значення температури стінки становить 293 К, а в центрі – 309 К. Зі збільшенням  $q_{TEB}$  до 800 і 900  $\text{Вт/м}^2$  відповідні значення температур зменшуються до 290 і 308 К та 289 і 307 К. Таким чином, регулюючи холодопродуктивність ТЕБ, можна регулювати температуру дитини. За підвищеної температури немовляти слід збільшувати потужність ТЕБ, а зі зниженням – зменшувати її, створюючи в такий спосіб оптимальні умови для його виходжування.

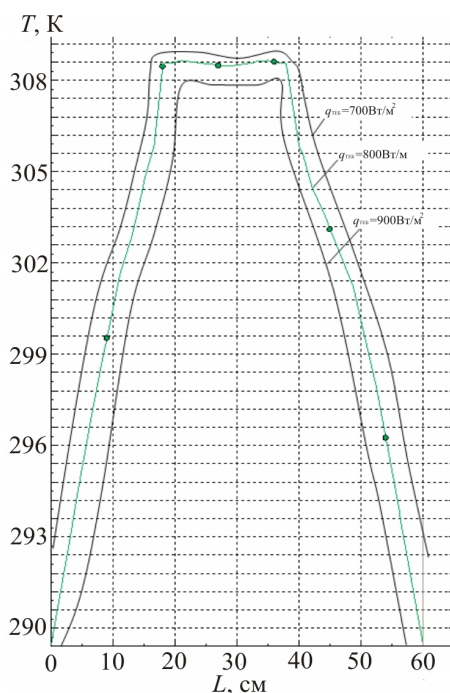


Рис. 4. Розподіл температури вздовж центральної осевої лінії в повздовжному напрямку за різних  $q_{TEB}$ .

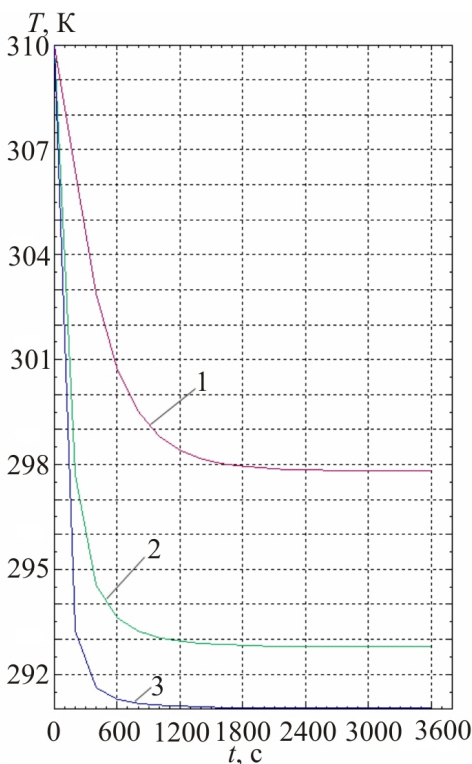


Рис. 5. Зміна температури у часі різних частин неонатального реанімаційного комплексу.

Для оцінки часової залежності температури в різних точках об'єму камери отримано графіки зміни температури в часі різних частин неонатального реанімаційного комплексу. На рис. 5 показано зміну в часі температури в центрі камери (графік 1), на відстані 30 см від центру камери (графік 2) і бічної поверхні (графік 3). Як видно із розрахункових даних, вихід



на стаціонарний режим становить приблизно 35 хв. Це значення цілком прийнятне, оскільки прискорений вихід на режим роботи може призвести до теплового удару немовляти.

### **Висновки**

1. Розроблено конструкцію неонатального реанімаційного комплексу, реалізованого на базі потужнострумових ТЕБ, що дає можливість підвищити його потужнісні та надійнісні характеристики.
2. Створено модель комплексу, що включає в себе систему рівнянь, які описують конвективний теплообмін у його камері з урахуванням використання ТЕБ як джерела тепла (холоду).
3. На основі розробленої моделі отримано залежності зміни температури в різних точках комплексу, а також у часі за різних величин холодопродуктивності та теплопродуктивності ТЕБ, які показують ефективність використання останньої.

### **Література**

1. Н.Н. Володин, Д.Н. Дегтярев. Принципы выхаживания детей с экстремально низкой массой тела / Вопросы гинекологии, акушерства и перинатологии, 2003, т.2, №2, с.64-69.
2. Н.П. Шабалов, Неонатология / Учебное пособие, в 2 т. – М. : МЕДпресс - информ, 2009.
3. <http://www.draeger.com>
4. <http://www.axion-med.ru>
5. <http://medconcept.kz>
6. Пат. 2494715 Рос. Федерация: МПК А61G 10/02, А61G 11/00, Реанимационный комплекс для новорожденных / Исмаилов Т.А., Хазамова М.А., Евдулов О.В., Камилова З.А.; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВПО «Дагестанский государственный технический университет». - №2012102167/14; заявл. 23.01.2012; опубл. 10.10.2013, Бюл. № 28.
7. Теория тепломассообмена / Под. ред. А.И. Леонтьева. М.: МГТУ им. Баумана. – 1997
8. Ши Д. Численные методы в задачах теплообмена. Пер. с англ. М.: Мир, 1988.

Надійшла до редакції 16.06.2015

УДК 537.32

Анатичук Л.І.<sup>1,2</sup>, Денисенко О.І.<sup>3</sup>, Кобилянський Р.Р.<sup>1,2</sup>, Каденюк Т.Я.<sup>1</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;

<sup>3</sup>Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет», Театральна площа, 2, Чернівці, 58002, Україна.

## ПРО ВИКОРИСТАННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ОХОЛОДЖЕННЯ В ДЕРМАТОЛОГІЇ ТА КОСМЕТОЛОГІЇ

---

*У роботі наведено огляд сучасного стану застосування термоелектрики в дерматології та косметології. Показано наявні термоелектричні прилади для лікування захворювань шкіри, їх класифікацію та короткий опис технічних характеристик. Встановлено, що термоелектричні прилади для лікування захворювань шкіри мають низку переваг перед медичним обладнанням на основі рідкого азоту, а саме: контроль температури робочого інструмента, висока точність підтримки температури, автономність, компактність, надійність, простота і безпека використання. Визначено пріоритетні напрямки застосування термоелектричних приладів у дерматології та косметології.*

**Ключові слова:** термоелектричне охолодження, дерматологія, косметологія.

*A review of current status of thermoelectricity application in dermatology and cosmetology is given. The paper presents currently used thermoelectric devices for treatment of skin diseases, their classification and a brief description of technical specifications. It has been established that thermoelectric devices for treatment of skin diseases offer a number of advantages over medical equipment based on liquid nitrogen, namely: temperature control of work instrument, high temperature accuracy, self-containment, compactness, reliability, simplicity and safety of application. The priority lines of using thermoelectric devices in dermatology and cosmetology have been determined.*

**Key words:** thermoelectric cooling, dermatology, cosmetology.

### Вступ

*Загальна характеристика проблеми.* Термоелектричне охолодження використовують у багатьох галузях науки і техніки, зокрема в медицині [1-3]. Загальновідомим у медичній практиці є те, що температурний вплив – важливий фактор лікування багатьох захворювань організму людини, у тому числі й шкіри.

Науковий напрям і методи, які пов'язані із впливом на організм низьких температур, називаються кріотерапією. Методи кріотерапії умовно поділяють на кріодеструкцію та кріомасаж. Під час кріодеструкції фахівці видаляють бородавки, в тому числі гострокінцеві конділоми, а також контагіозний молюск, доброякісні новоутворення шкіри (кератоми, папіломи та ін.), різні рубці, обмежені гіперкератози тощо. Водночас кріомасаж широко застосовують у лікуванні акне (звичайні вугри), розацеа (рожеві вугри), алопеції, червоного

плоского лишая, вогнищового нейродерміту та інших дерматозів. У косметології низькі температури використовують для кріоомолодження, внаслідок чого покращується еластичність шкіри, зникають чи зменшуються прояви целюліту, сповільнюються процеси старіння шкірного покриву на обличчі й тілі людини [4-8].

Проте пристрої, які використовують для цієї мети у медичній практиці, здебільшого є громіздкими, без належних можливостей регулювання температури та відтворення термічних режимів. Для досягнення низьких температур у вітчизняній дерматології та косметології переважно застосовують рідкий азот, який швидко випаровується й потребує спеціального зберігання, що значно обмежує можливості його використання у медичних та косметологічних закладах. Це в свою чергу створює певні труднощі щодо використання температурного впливу на організм людини.

*Актуальність роботи* полягає у створенні нової сучасної термоелектричної медичної апаратури та її попередніх досліджень з метою розробки практичних рекомендацій і методик лікування захворювань шкіри.

Відомі термоелектричні прилади для лікування захворювань шкіри за температурним впливом можна поділити на такі групи [9]:

- термоелектричні прилади, які використовують для сильного охолодження ( $-60 \div -25$ )°C, для виморожування (кріодеструкції) дефектів шкіри, лікування новоутворень шкіри і проведення хірургічних операцій;
- термоелектричні прилади, які використовують для помірного охолодження (для проведення кріомасажу) або нагрів ( $-25 \div +60$ )°C, для лікування захворювань шкіри шляхом контрастної температурної дії.

*Мета пропонованої роботи* – аналіз сучасного стану використання термоелектричного охолодження у дерматології та косметології, а також розробка рекомендацій щодо використання термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри «АЛТЕК-7010» у медичній практиці.

## Термоелектричні прилади для дерматології

Прикладом сучасних розробок приладів в області медичної техніки, які працюють на основі термоелектричних модулів, є прилад Kryotur 600 (рис. 1 а). Він призначений для локальної кріотерапії, зокрема для зупинки кровотечі, зменшення болю, попередження запалення, запобігання появі набряків, а також використовується при отриманні вивихів, розтягів, ударів, пошкоджень м'язів або суглобів, у випадку передопераційної підготовки пацієнтів. Температуру робочого аплікатора приладу встановлюють з кроком 1°C до -10°C і підтримують на заданому рівні під час терапевтичної процедури. Температура аплікатора контролюється за допомогою датчика температури і відображається на екрані дисплея. Крім аплікатора, до апарата можна підключати змінний аплікатор-манжет для помірного охолодження до +12°C, а також змінний аплікатор з насадкою, яку можна охолодити до -35 °C для дерматокосметології [10].

Апарат для локального контрастного охолодження поверхневих шарів біологічної тканини Холод-01 (рис.1 б) використовують для лікування захворювань шкіри та проведення кріомасажу [11]. Конструктивно апарат складається з термоелектричного терапевтичного пристрою та блока живлення. Максимальна температура охолодження становить -12°C.

Одним із сучасних пристроїв для кріотерапії є компактний медичний апарат Cryos Card (рис.1 в), що призначений для проведення кріотерапії, термотерапії, лікування запальних процесів, зменшення болю, посттравматичної реабілітації, лікування ревматичних

захворювань, псоріазу тощо. Анальгетичний ефект досягається за рахунок температурного впливу на чутливі нервові волокна. Апарат оснащений кріовипромінювачем і термальним конусом для кріотерапії, з можливістю регулювання робочих температур в діапазоні від +50°C до -10°C [12].



Рис.1.: а)-Kryotur 600 (Німеччина) [10]; б)- Холод-01 (Росія) [11]; в)- Cryos Card (Італія) [12]; г)- ArTek Spot (США) [13]; д)- ArTek Air (США) [14]; е)- Cryocell (Корея) [15].

Прилад для кріомасажу ArTek Spot (рис.1 г) призначений для місцевого охолодження ушкодженої ділянки тіла людини та використовується в різноманітних медичних закладах і косметичних салонах для зменшення больового синдрому при видаленні волосся та процедури видалення татуювання, зменшення набряків, синців і термічних травм. Прилад складається з блока охолодження та керування, а також декількох робочих інструментів різної форми, призначених для проведення терапевтичних процедур на обличчі, спині, руках та ногах. Точний контроль температури робочих інструментів усуває ризик обмороження та пошкодження біологічних тканин. Прилад працює в діапазоні робочих температур  $0 \div +40^\circ\text{C}$  [13].

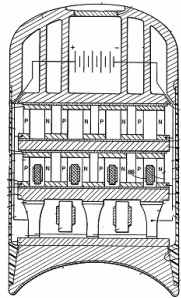
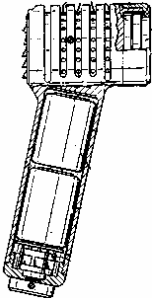
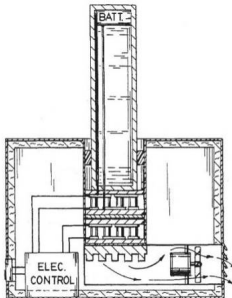
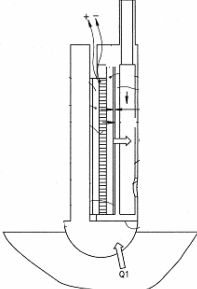
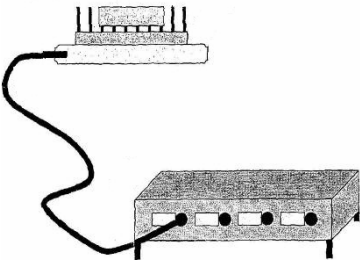
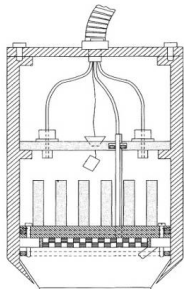
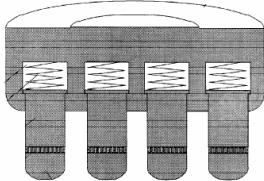
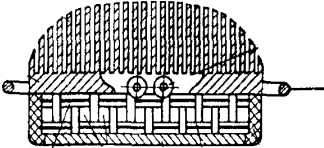
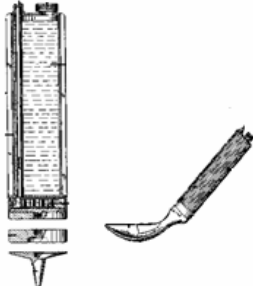
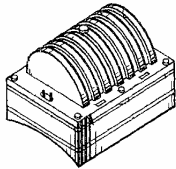
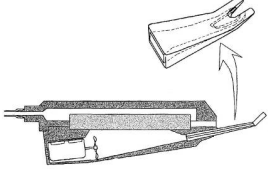
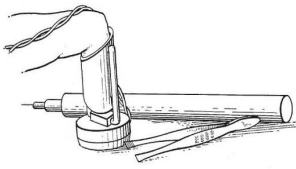
Прилад для кріотерапії ArTek Air (рис.1 д) призначений для охолодження поверхні шкіри тіла людини. Використовується для проведення кріомасажу, зменшення болю, зменшення набряків та тимчасового знеболення при ін'єкціях. Принцип роботи приладу базується на охолодженні потоку повітря за допомогою термоелектричних модулів Пельтьє. Згодом за допомогою охолодженого до відповідної температури повітря здійснюються терапевтичні процедури на шкірі пацієнта. Прилад складається з охолоджувального термоелектричного блока та робочого зонда для подачі «холодного» або «гарячого» повітря [14].

Прилад Cryocell (рис.1 е) призначений для проведення кріомасажу та лікування захворювань шкіри людини за допомогою методу кріоелектрофорезу. Такий прилад дає можливість проводити кріотерапію, «гарячу» терапію, іонофорез, електричну терапію, а також комбінований температурний вплив на шкіру пацієнта. Прилад використовується для зниження больових відчуттів при травмах [15].

У табл.1. наведено приклади запатентованих розробок термоелектричних приладів для дерматології (рис.2-13) [16-27].

Таблиця 1

Запатентовані розробки термоелектричних приладів для дерматології

		
<p>Рис. 2. Інструмент для терапевтичної гіпотермії (US 4483341A) [16]</p>	<p>Рис. 3. Пристрій для нагрівання і охолодження шкіри (US 5097828, US5209227) [17]</p>	<p>Рис. 4. Стійка для попереднього охолодження зонда (US 5277030) [18]</p>
		
<p>Рис. 5. Кріокатетер (WO 2013164820A1) [19]</p>	<p>Рис. 6. Прилад для температурної експозиції шкіри (DE 10147563) [20]</p>	<p>Рис. 7. Кріозонд (US 6017337) [21]</p>
		
<p>Рис. 8. Термоелектричний пристрій для лікування захворювань шкіри голови (РФ 2341737) [22]</p>	<p>Рис. 9. Мікроохолодильник для лікування захворювань шкіри [23]</p>	<p>Рис. 10. Термоелектричний медичний пристрій - холодний скальпель (US 3133539) [24]</p>
		
<p>Рис. 11. Гіпотермічний пристрій (US 3327713) [25]</p>	<p>Рис. 12. Пристрій для лікування захворювань шкіри і хірургічних операцій (US 7037326) [26]</p>	<p>Рис. 13. Зонд для охолодження шкіри (US 4614191) [27]</p>

**Термоелектричні прилади для косметології**

Сучасний апарат Стуоліфт 3 (рис 14 а) використовують у багатьох косметологічних салонах для здійснення кріотерапії та люмінотерапії. Для зменшення больових відчуттів під час

проведення косметичних процедур застосовують локальне охолодження поверхні шкіри пацієнта за допомогою робочого аплікатора апарата, в який вмонтовано термоелектричний охолоджувач. В апараті Cryolift 3 передбачено два режими світлового впливу – імпульсний і безперервний. Імпульсний режим забезпечує більш ефективну стимуляцію синтезу колагену за рахунок глибокого проникнення в біологічну тканину і впливу на внутрішньоклітинні органели. Люмінотерапію успішно використовують в антицелюлітних програмах, для корекції вікових змін шкіри, для лікування запальних процесів (еритема, набряк тощо), у комплексному лікуванні алопеції, у профілактиці гіпертрофічних рубців і постзапальній гіперпігментації, для прискорення їх загоєння. Поєднання в одній процедурі люмінотерапії та кріотерапії забезпечує синергічний «anti-age» ефект (біоревіталізація та покращення стану шкіри) [28].



Рис. 14.: а)- Cryolift 3 (Італія) [28]; б)- FormaxPlus (Ізраїль) [29];  
в)- Broad Band Light (BBL)(США) [30]; г)- HS 810 diode laser (Кумаї) [31];  
д)- SkinPulse 500 (Німеччина) [32]; е)- Proshockice (Кумаї) [33].

Прилад FormaxPlus (рис.14 б) застосовують для видалення волосся, зменшення зморшок, шрамів після вугрової висипки, видимих на шкірі пацієнта судин та пігментних плям. За контактного охолодження прилад дає можливість підтримувати постійною температуру епідермісу, близькою до +5 °С за рахунок термоелектричного охолодження. Температура охолодження відображається на дисплеї приладу та підтримується постійною упродовж довготривалих процедур. Цей метод гарантує максимальну безпеку, контроль охолодження, комфорт пацієнта і відсутність необхідності в анестезії [29].

BroadBand Light (BBL) (рис.14 в) – система високоінтенсивного широкосмугового світлового випромінювання для видалення волосся, судинної патології, доброякісних пігментних новоутворень, проведення фотоомолодження, лікування акне тощо. У приладі використовується інтегрована термоелектрична система моніторингу температури охолодження робочого інструмента, яка точно контролює температуру від 0 °С до 30 °С з точністю до 1 °С. Діапазон випромінювання дає можливість виконувати широкий спектр процедур без додаткових насадок. Адаптери різних розмірів дають можливість гнучко підлаштовуватись навіть під важко доступні ділянки шкіри [30].

Прилад HS 810 diode laser (рис.14 г) використовують для лазерної епіляції та омолодження шкіри пацієнта. Для досягнення швидкого ефекту HS 810 diode laser здійснює 10 лазерних спалахів за секунду, що робить процедуру видалення волосся менш чутливою та безболісною. В апараті використовують термоелектричне охолодження системи з резервуарами для води, а також наконечника робочого інструмента до 0÷5 °С. Безперервний режим роботи приладу становить 24 години [31].

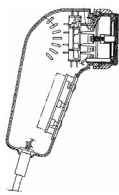
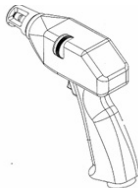
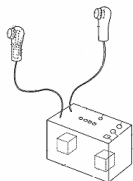
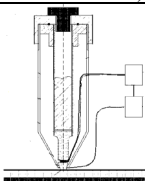
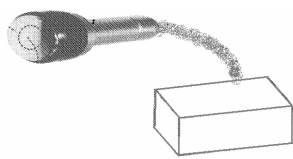
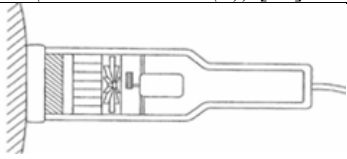

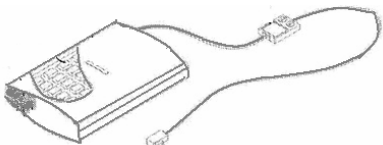
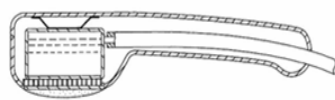
Компактний апарат SkinPulse 500 (рис.14 д) призначений для видалення волосся з тіла і лікування за допомогою технології імпульсів світла. Допомагає у лікуванні судинних уражень шкіри, вугрової висипки, пігментації, почервоніння. Контактне охолодження локальної ділянки шкіри пацієнта здійснюється за допомогою термоелектричних модулів і коливається в діапазоні температур +10°C ÷ -4°C [32].

Прилад ProShockIce (рис.14 е) зменшує локальні жирові відкладення та прояви целюліту за допомогою технології Ice-shock-lipolysis. Це нова методика, яка полягає у зменшенні підшкірного жиру і фіброзного целюліту в тих зонах, для яких до останнього часу застосовувалася тільки ліпосакція. Вперше в технології використовується комбінація двох методів: кріоліполізу і ударно-хвильового впливу акустичних хвиль. Під час локального заморожування проблемної ділянки за допомогою спеціальної охолоджуючої насадки з вбудованою термоелектричною батареєю відбувається затвердіння і руйнування підшкірної жирової тканини [33].

У табл. 2 наведено приклади запатентованих розробок термоелектричних приладів для косметології (рис. 15-23) [34-42].

*Таблиця 2*

*Запатентовані розробки термоелектричних приладів для косметології*

		
<i>Рис. 15. Пристрій охолодження (JP 2000037412A) [34]</i>	<i>Рис. 16. Пристрій для догляду за шкірою (KR 20100060222(A) [35]</i>	<i>Рис. 17. Прилад для охолодження локальних ділянок шкіри обличчя (JP 2012152307(A)) [36]</i>
		
<i>Рис. 18. Апарат для кріотерапії (JP 2006130055(A)) [37]</i>	<i>Рис. 19. Апарат для догляду за шкірою (KR 20130043299(A)) [38]</i>	<i>Рис. 20. Пристрій для масажу обличчя (KR 20010077967(A)) [39]</i>
		
<i>Рис. 21. Косметична маска (CN 1640370(A)) [40]</i>	<i>Рис. 22. Пояс охолодження (KR 20120090862(A))[41]</i>	<i>Рис. 23. Пристрій для холодних і гарячих примочок (US 6311497) [42]</i>

Таким чином, з наведеного вище огляду літератури випливає, що на сьогодні є досить велика кількість розробок термоелектричної медичної апаратури для дерматології та косметології. Однак досі не вистачає інформації щодо методик використання такої апаратури та очікуваного результату лікування. Зокрема важливо дослідити лікувальний вплив помірному охолодження шкіри. Для цього в роботі використано розроблений в Інституті термоелектрики НАН та МОН України термоелектричний прилад для лікування захворювань шкіри «Алтек-7010» з діапазоном робочих температур  $(-35 \div +5) \text{ }^\circ\text{C}$  [43].

### Термоелектричний прилад для лікування захворювань шкіри «АЛТЕК-7010»

Розроблений в Інституті термоелектрики прилад «Алтек-7010» [43] призначений для проведення кріомасажу, механізм дії якого полягає в стимулювальному впливі на нервові закінчення шкіри, внаслідок чого покращуються обмінні й репаративні процеси та прискорюється регрес запальних процесів у випадках хронічних дерматозів. Завдяки позитивному впливові на шкіру метод кріомасажу застосовують у комплексному лікуванні таких захворювань шкіри, як осередкова алопеція, рожеві та вульгарні вугрі, нейродерміт обмежений, шкірний свербіж, хронічна екзема, червоний плоский лишай, плоскі бородавки, кільцеподібна гранульома та ін. Зовнішній вигляд приладу наведено на рис. 24.

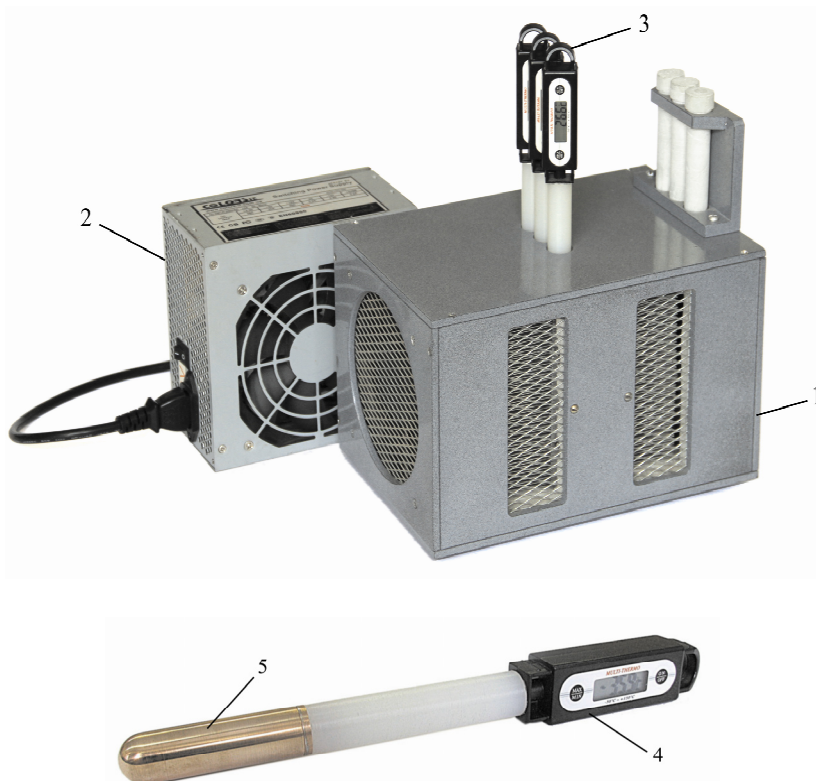


Рис. 24. Термоелектричний прилад для лікування захворювань шкіри [43]:  
1 – термоелектричний блок охолодження, 2 – блок живлення,  
3 – комплект робочих інструментів, 4 – вбудований електронний термометр,  
5 – циліндричний контейнер, заповнений рідиною з високою теплоємністю.

Прилад складається з трьох основних функціональних вузлів: термоелектричного блока охолодження 1, блока живлення 2 та комплекту робочих інструментів 3 (рис. 24). У свою чергу



блок охолодження містить корпус, камеру охолодження для робочих інструментів, двокаскадні термоелектричні модулі «Алтек-11» та повітряні радіатори з вентиляторами для охолодження гарячих сторін термоелектричних модулів. Робочі інструменти приладу містять вбудовані електронні термометри 4 з автономними джерелами живлення та циліндричні порожнисті насадки 5, заповнені рідиною з високою теплоємністю.

Принцип роботи приладу «Алтек-7010» полягає в охолодженні робочих інструментів за допомогою термоелектричних модулів Пельтьє. Охолодженням робочим інструментом здійснюється температурний вплив на відповідні ділянки шкіри людини. До переваг такого приладу слід віднести: наявність електронних термометрів робочих інструментів, відсутність з'єднання робочих інструментів з блоком охолодження та невеликі габаритні розміри робочих інструментів приладу. Технічні характеристики такого приладу наведено у табл.3.

*Таблиця 3*

*Технічні характеристики приладу для лікування захворювань шкіри «АЛТЕК-7010»*

№	Технічні характеристики приладу	Значення параметрів
1.	Діапазон робочих температур приладу	$(-35 \div +5) \text{ }^{\circ}\text{C}$
2.	Час виходу приладу на температурний режим	10 хв.
3.	Точність вимірювання температури	$\pm 1 \text{ }^{\circ}\text{C}$
4.	Напруга живлення приладу змінним струмом	$(220 \pm 10) \text{ В}$
5.	Споживна потужність приладу	250 Вт
6.	Габаритні розміри термоелектричного охолоджувача	$(240 \times 160 \times 15) \text{ мм}$
7.	Габаритні розміри робочого інструменту	$(18.5 \times 23 \times 215) \text{ мм}$
8.	Вага робочого інструменту	0.08 кг
9.	Вага приладу	6.5 кг
10.	Час неперервної роботи приладу	8 год.

З відомих аналогів найбільш близьким за технічними характеристиками є термоелектричний прилад для лікування захворювань шкіри [44], що складається з блока живлення, блока охолодження та комплекту робочих інструментів зі змінними наконечниками різної конфігурації. Охолодження робочих інструментів приладу відбувається у блоці охолодження, тепло від гарячих спаїв термоелектричних модулів відводиться за допомогою охолоджуючої рідини, що протікає через рідинні теплообмінники. Особливістю конструкції приладу є те, що робочі інструменти гальванічно від'єднані від блоків живлення та охолодження. Прилад дає можливість підтримувати температуру робочих інструментів у діапазоні  $-50 \div 0 \text{ }^{\circ}\text{C}$ . Однак основними недоліками такого приладу є його прив'язаність до центрального водопостачання, що обмежує можливості його використання та відсутність контролю температури поверхні робочих інструментів під час проведення терапевтичних процедур.

Запропонований прилад «Алтек-7010» відрізняється тим, що тепло з гарячих сторін термоелектричних модулів відводиться у навколишнє середовище за допомогою повітряних радіаторів та кожен робочий інструмент містить електронний термометр з цифровим дисплеєм контролю температури наконечника робочого інструменту. Такий прилад дає можливість проводити терапевтичні процедури в нестационарних умовах лікування при одночасній можливості візуального контролю температури робочих інструментів.

## Результати клінічного застосування термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри «АЛТЕК-7010»

Під спостереженням перебували 24 пацієнти (з них 19 осіб – жіночої та 5 – чоловічої статі) віком від 19 до 69 років – хворі на хронічні захворювання шкіри (вугри рожеві, вугри вульгарні, алопецію вогнищеву, псоріаз та ліхен амілоїдний), у комплексній терапії яких було застосовано метод кріомасажу із використанням термоелектричного приладу «Алтек-7010». Клінічні дослідження проведено на кафедрі дерматовенерології Буковинського державного медичного університету. Приклади клінічного застосування приладу наведено нижче.

**Вугри рожеві (розацеа).** Серед обстежених пацієнтів у 9 осіб було діагностовано вугри рожеві (розацеа). Рожеві вугри (розацеа) – хронічний дерматоз із поліфакторним етіопатогенезом, який виникає внаслідок дії зовнішніх чинників (аліментарні, метео- та професійні фактори, діяльність кліщів роду *Demodex*) на тлі гормональних, імунних, обмінних, мікроциркуляторних порушень тощо. Дерматоз локалізується на шкірі обличчя, проявляється почервонінням (еритема), розширенням поверхневих судин (телеангіектазії), дрібними ущільненими вузликами (папули), гнійничками (пустули). Згідно відомої класифікації, у 5 хворих було діагностовано еритематозно-папуло-пустульозу форму розацеа, у 4 осіб – еритематозно-папульозу форму дерматозу. Всім хворим було призначено стандартну терапію дерматозу, яка включала засоби системної та зовнішньої (топічної) дії, а також метод кріомасажу із використанням термоелектричного приладу “Алтек-7010” – відразу хворим на еритематозно-папульозу форму дерматозу, а пацієнтам із еритематозно-папуло-пустульозною формою – лише після регресу гнійничкових елементів висипки (на 6-7 день після початку лікування).

Сеанси кріомасажу призначали по 30-40 сек 2-3 рази на кожне поле (за загальної експозиції – 10 хв) щоденно – впродовж 5 днів та через день наступні 10-12 днів (всього на курс – 10-11 процедур). Динаміку регресу елементів висипки у хворих на вугри рожеві внаслідок застосування в їх комплексній терапії сеансів кріомасажу з використанням термоелектричного приладу “Алтек-7010” (у балах згідно відомої класифікації В.П. Адашкевича, 2004 [45]) показано на рис. 25 та у вигляді фотоілюстрацій на рис. 26.

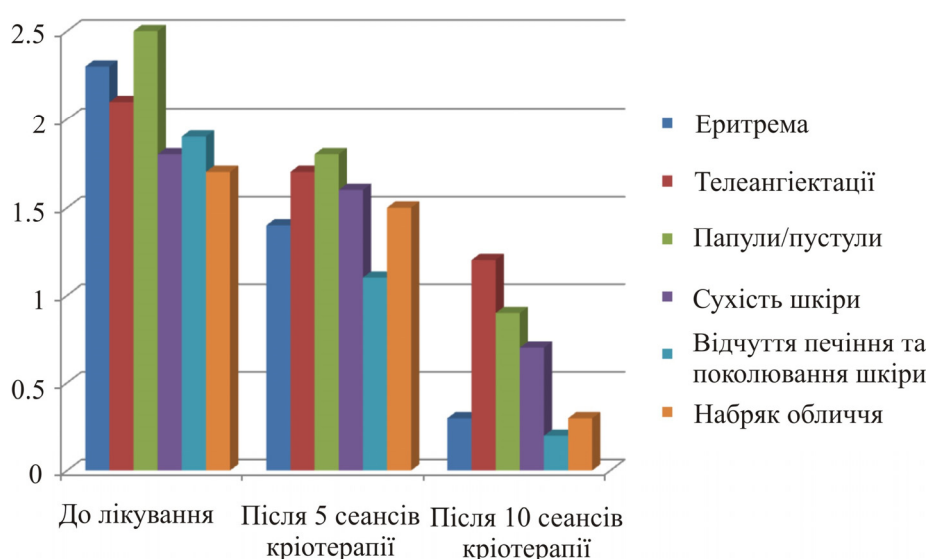


Рис. 25. Динаміка регресу елементів висипки у хворих на вугри рожеві при застосуванні кріомасажу з використанням термоелектричного приладу “Алтек-7010” (у балах, згідно класифікації В.П. Адашкевич, 2004 [45]).



а)

б)

Рис. 26. Хворий К., 69 років. Діагноз: розжевї вугри (розацеа), еритематозно-папульоза форма, до та після курсу лікування (зникнення більшості телеангіектазій, зменшення у розмірах папульозних елементів висипки).

**Вугри звичайні (акне).** Серед обстежених пацієнтів у 11 осіб було діагностовано вугри звичайні. Вугри звичайні (акне) – це поліетіологічне хронічне захворювання шкіри, причиною якого є ряд мікроорганізмів (*Propionibacterium acnes*, *Staphylococcus epidermidis* та інші коки), які розвиваються на тлі нейроендокринних, імунних, обмінних порушень, розладів мікроциркуляції тощо. Дерматоз локалізується на шкірі обличчя, пліч і тулуба, проявляється комедонами, запальними вузликами (папульозні акне), гнійничками (пустульозні акне), вузлами (індуративні, конглобатні акне). За ступенем тяжкості розрізняють легкі форми акне, середньої тяжкості та тяжкі форми акне [46]. Серед обстежених пацієнтів у 7 осіб було діагностовано вугри звичайні середньої тяжкості, у 3 осіб – тяжку форму і у 1 – легку форму акне. Всім хворим було призначено стандартну терапію дерматозу, яка включала засоби системної та зовнішньої дії, а також метод кріомасажу із використанням термоелектричного приладу “Алтек-7010” (рис. 27).



Рис. 27. Хвора Н., 19 років. Діагноз: вугри звичайні (акне), середньої тяжкості.

Сеанси кріомасажу хворим на вугри звичайні призначали по 30-40 сек 3-4 рази на кожне поле (за загальної експозиції – 10 хв) щоденно – впродовж 5-8 днів та через день наступні 10-12 днів (всього на курс – 11-14 процедур). Згідно з динамікою регресу елементів висипки у хворих на вугри звичайні після завершення курсу лікування у 4 пацієнтів було діагностовано легку ступінь, у 6 – середньої тяжкості та у 1 – тяжку форму акне (рис. 28).

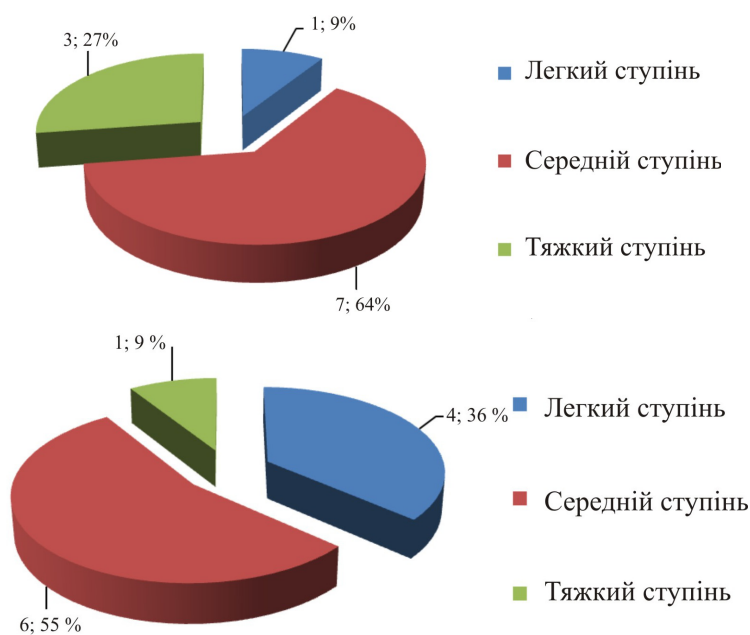


Рис. 28. Розподіл хворих на акне до і після лікування за ступенем тяжкості дерматозу.

**Алопеція вогнищева (коловидна, гніздова)** була діагностована у 2-х пацієнтів. Дерматоз має поліфакторний патогенез та виникає, здебільшого, на тлі комбінованої супутньої патології внутрішніх органів, хронічних осередків фокальної інфекції тощо. Лікування цього захворювання передбачає комплексне обстеження хворого й корекцію виявленої коморбідної патології. Метод кріомасажу здавна є важливим компонентом лікування цього дерматозу.

Сеанси кріомасажу хворим на алопецію вогнищеву призначали по 40-50 сек у 2-3 етапи впродовж 5 хвилин щоденно (всього на курс – 15-20 процедур). Через місяць після завершення лікування призначали повторний курс кріомасажу за такою ж схемою. Результати лікування пацієнтки через 5 місяців показано на рис. 29.

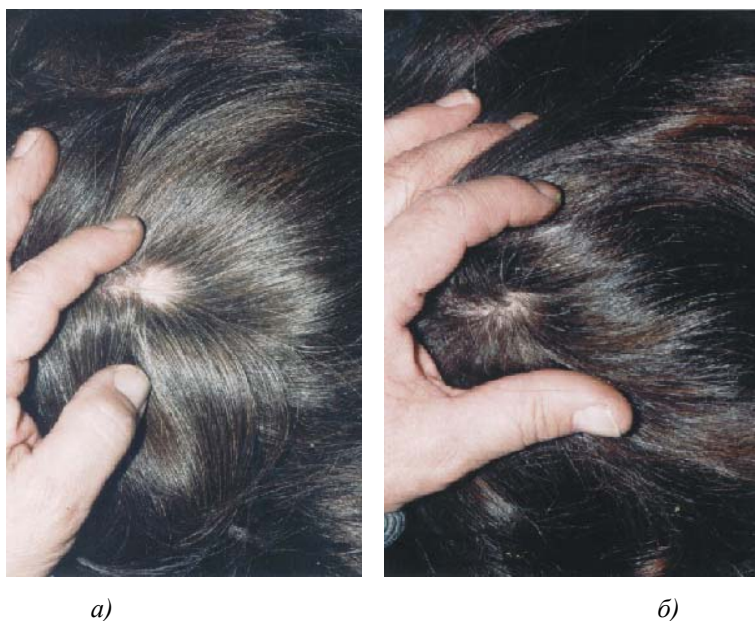


Рис.29. Хвора М., 39 років. Діагноз: алопеція вогнищева волосяної ділянки голови (до та через 5 місяців після лікування).

**Псоріаз** – поширене хронічне захворювання шкіри, яке характеризується доброякісною гіперпроліферацією поверхневих шарів шкіри з утворенням запальних бляшок і масивним пластинчастим лущенням на їх поверхні. У перебігу дерматозу розрізняють прогресуючу, стаціонарну стадію та стадію регресу. У комплексній терапії таких хворих широко застосовують фототерапію, яка виявляє цитостатичну дію – пригнічує надмірний поділ клітин. Методи фізіотерапії рекомендовано застосовувати у стаціонарну стадію дерматозу та стадію регресу. Даних про застосування методів кріотерапії у доступній вітчизняній літературі не знайдено. Цей метод нами було застосовано у пацієнта з діагнозом: псоріаз поширений, ексудативна форма, стадія регресу. Дерматоз у цього хворого був затяжного торпідного перебігу, тяжко піддавався стандартним методам лікування. Після 3-х тижнів стандартної терапії на шкірі нижніх кінцівок зберігалися помірно інфільтровані бляшки, на які було призначено сеанси кріомасажу із використанням термоелектричного приладу “Алтек-7010” (рис. 30).

Процедури кріомасажу хворому на псоріаз у стадії регресу призначали по 30-40 с. у 2-3 етапи впродовж 5 хвилин щоденно (всього на курс – 10 процедур), після чого процес на шкірі поступово вирішився, залишилися лише ознаки вторинної гіперемії.



Рис. 30. Хворий Т., 53 р. Діагноз: псоріаз поширений, ексудативна форма, стадія регресу.

**Ліхен амілоїдний** – рідкісне захворювання шкіри, яке виникає внаслідок обмінних, нейро-ендокринних та мікроциркуляторних порушень з утворенням переважно на шкірі гомілок дрібних напівкулястих вузликів, які супроводжуються інтенсивним свербіжем.

Під спостереженням перебувала хвора С., 29 років, із діагнозом: ліхен амілоїдний гомілок. Поряд із стандартною терапією хворій було проведено курс кріомасажу із використанням термоелектричного приладу “Алтек-7010” по 30-40 с. у 3-4 етапи впродовж 8 хвилин щоденно (всього на курс – 10 процедур), після чого стан шкіри значно покращився, свербіж практично припинився, папули на шкірі спростилися (рис. 31).



а)

б)

Рис. 31. Хвора С., 29 р. Диагноз: ліхен амілоїдний гомілок (до і після курсу лікування).

Після завершення курсу лікування хворій на ліхен амілоїдний гомілок було рекомендовано через 3-4 тижні повторити курс терапії із застосуванням сеансів кріомасажу регресу з використанням термоелектричного приладу «Алтек-7010».

## Висновки

1. Встановлено, що термоелектричний прилад для лікування захворювань шкіри «Алтек-7010» дає можливість робити кріомасаж у комплексному лікуванні хронічних дерматозів з можливістю точного контролю температури охолодження (до  $0.1^{\circ}\text{C}$ ) локальної ділянки шкіри пацієнта, проте такий прилад потребує вдосконалення конструкції з метою розширення робочого діапазону температур та підвищення ефективності лікування захворювань шкіри.
2. Підтверджено використання термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри «Алтек-7010» у дерматології та косметології. Розроблено практичні рекомендації щодо використання такого приладу у медичній практиці та створено методи лікування таких захворювань шкіри: вугри рожеві (розацеа), вугри звичайні (акне), алопеція вогнищева (коловидна, гніздова), псоріаз та ліхен амілоїдний.

## Література

1. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. – К.: Наук. думка. – 1979. – 768 с.
2. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Т.2. Термоэлектрические преобразователи энергии. Киев, Черновцы: Институт термоэлектричества, 2003. – 376 с.
3. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. – Л.: Наука, 1967. – 283с.
4. Алброва В.К. Лечение бородавок, веснушек и келоидных рубцов жидким азотом. – В кн.: Вопросы врачебной косметики. – М.: Медицина. – 1968. – с. 19-25.
5. Задорожный Б.А. Криотерапия в дерматологии (Библиотека практического врача). – К.: Здоров'я. – 1985. – 72 с.

6. Розентул М.А. Справочник по косметике. – М.: Медицина. – 1964. – 337 с.
7. Грищенко В.И., Сандомирський Б.П., Колонтай Ю.Ю. Практическая криомедицина. – К.: Здоровье. – 1987. – 248 с
8. Машкиллейсон А.Л. Лечение кожных болезней. – М.: Крон-Прес. – 2000. – 250 с.
9. Земсков В.С. Гасанов Л.И. Низкие температуры в медицине – К.: Наукова думка. – 1988. – 278 с.
10. <http://www.gymna.ru/shop/krioterapiya/kriotur-600-kryotur-600/>
11. <http://www.elamed.com/catalog/catalog/krioborudovanie/apparat-dlya-lokalnoy-gipotermii-kholod-01>
12. <http://osd.prom.ua/p3913869-krioterapiya-cryos-card.html>
13. [http://www.thermotekusa.com/md\\_artekspot.php](http://www.thermotekusa.com/md_artekspot.php)
14. [http://www.thermotekusa.com/md\\_artekair.php](http://www.thermotekusa.com/md_artekair.php)
15. [http://www.ec21.com/offer\\_detail/Sell\\_Medical\\_Device\\_Business\\_Unit--19708108.html](http://www.ec21.com/offer_detail/Sell_Medical_Device_Business_Unit--19708108.html)
16. Patent US 4483341(A). Therapeutic hypothermia instrument / Witteles Eleonora. – 1984.
17. Patent US 5097828. Thermoelectric therapy device/ Richard Deutsch. – 1992.
18. Patent US 5277030. Preconditioning stand for cooling probe/ William R. Miller. – 1994.
19. Patent WO 2013164820(A1). Cryocatheter with coolant fluid cooled thermoelectric module / Berger Avi, Hazan Avri. – 2013.
20. Patent DE 10147563. Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen/ Maurer, Marcus. – 2003.
21. Patent US 6017337. Cryoprobe based on a Peltier module/ Luc Pira. – 2000.
22. Патент РФ 2341737. Термоэлектрическое устройство для лечения заболеваний кожи головы / Исмаилов Т. А., Аминов Г. И., Попова И. В., Хазамова М.А. – 2008.
23. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. – Л.: Наука, 1967. – 283с
24. Patent US 3133539. Thermoelectric medical instrument/ Eidus William. – 1964.
25. Patent US 3327713. Portable thermoelectric hypothermia device / Eidus William. – 1967.
26. Patent US 7037326. Skin cooling device using thermoelectric element / Hee-Young Lee. – 2006.
27. Patent US 4614191. Skin-cooling probe/ Robert F. Perler. – 1986.
28. <http://www.mciti.ru/main.php?k=8>
29. <http://volkovabeauty.ru/nashe-oborudovanie/sharplight>
30. <http://sciton.com.ua/products/sciton-joule/bbl>
31. [http://www.apolo-laser.com/products\\_detail/&productId=30.html](http://www.apolo-laser.com/products_detail/&productId=30.html)
32. <http://perukar.sells.com.ua/kompaktniyj-skinpulse-500-tsena-10-880-evro/p1857>
33. <http://t-clinic.ru/cryolipolys>
34. Patent JP 2000037412A. Skin beatifying implement / Miyabayashi Kiyomi. – 2000.
35. Patent KR 20100060222(A). Device for skin beauty and medical treatment / Gim Yang Soo. – 2010.
36. Patent JP 2012152307(A). Beauty appliance / Hitachi Maxell. – 2012.
37. Patent JP 2006130055(A). Cryotherapy apparatus by Peltier module / element and temperature control method for cryotherapy by Peltier module / element / Maruyama Shigenao, Yamaya Tomoyuki, Alba Setsuya. – 2006.
38. Patent KR 20130043299(A). Medical skin beauty care apparatus for heating and stimulating skin using thermoelectric module and ultra-sonic vibrator / Kim Ki Tae. – 2013.
39. Patent KR 20010077967(A). Facial treatment implement / Shimizu Hirohisa. – 2001.
40. Patent CN 1640370(A). Beauty cover / Myong – Ha Kim. – 2005.

41. Patent KR 20120090862(A). An apparatus for hot and cold therapy which utilizes thermoelectric module / Kang Sung Mo. – 2012.
42. Patent US 6311497. Device for cold and warm formentations/ Young-Chun Chung. – 2001
43. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Мочернюк Ю.М. Термоелектричний прилад для лікування шкіри // Термоелектрика. – 2009. – № 4. – С. 90-96.
44. Прибор для лечения кожи. Патент UA 8462 / Анатичук Л.І., Кушнерик Л.Я. – 2005.
45. Адашкевич В.П. Диагностические индексы в дерматологии / В.П. Адашкевич. – М.: Мед.книга, 2004. – 164 с.
46. Дерматологія, венерологія / за ред. В.І. Степаненка. – К. : КІМ, 2012. – 848 с.

Надійшла до редакції 20.07.2015



---

**ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИЙ ТЕПЛОБМІННИЙ АПАРАТ РЕКУПЕРАТИВНОГО  
ТИПУ З ТЕПЛОВИМИ МІСТКАМИ**

---

*У роботі розглянуто конструкцію термоелектричного теплообмінного апарата з тепловими містками. Показано результати його математичного моделювання й натурних випробувань дослідного зразка. Наведено розрахункові та експериментальні графіки зміни температури в різних точках апарата. Отримані результати дають можливість зробити висновок про ефективність використання конструкції теплообмінного апарата на практиці.*

**Ключові слова:** теплообмінний апарат, термоелектрична батарея, теплоносій, температурне поле, математична модель, дослідний зразок, експеримент.

*This paper dwells upon the design of a thermoelectric heat-exchange apparatus with thermal bridges. The results of its mathematical simulation and full-scale test of the prototype are presented. Calculated and experimental plots of temperature variation at different points of the apparatus are given. The results obtained allow for a conclusion on the efficient practical application of heat-exchange apparatus.*

**Key words:** heat-exchange apparatus, thermopile, heat carrier, temperature field, mathematical model, prototype, experiment.

## **Вступ**

На сучасному етапі розвитку науки й техніки все більш нагальними та актуальними є завдання дослідження спеціальних засобів для забезпечення інтенсивної теплопередачі від джерел з високими тепловими навантаженнями, створення принципово нових високоефективних систем охолодження й термостабілізації, що відповідають специфічним вимогам, проектування теплообмінних апаратів, що володіють поліпшеними характеристиками [1]. Це пов'язано з наповненням світового ринку новими технічними засобами, що мають більші функціональні можливості й високу швидкодію, але, в свою чергу, характеризуються підвищеним значенням питомих теплових перевантажень і перегрівів, що позначається на надійності їх роботи.

Одним з перспективних напрямків у створенні систем охолодження й термостабілізації апаратури є використання напівпровідникових термоелектричних перетворювачів, що забезпечують побудову економічних малогабаритних холодильників і стабілізаторів температури із широкими функціональними можливостями підтримки заданого теплового режиму [2, 3]. Теорію й можливості практичного застосування приладів подібного типу досить докладно описано в роботах Йоффе А.Ф., Стільбанса Л.С., Коленко А.Е., Бурштейна А.І., Каганова М.А., Прівіна М.Р., Анатичука Л.І., Вайнера А.Л., Йорданішвілі Е.К., Зоріна І.В. і ін. У їхніх працях розраховано параметри приладів, що працюють у різних режимах, визначено

енергетичну ефективність їх застосування. Основний акцент тут зроблено на дослідження теплофізичних процесів за незмінної температури на спаях термоелектричних перетворювачів енергії.

Однак існує багато областей застосування термоелектричних приладів, де має місце зміна температури теплоносіїв уздовж поверхонь термоелектричної батареї (ТЕБ), які поглинають та виділяють тепло. У першу чергу сюди необхідно віднести різні типи теплообмінних апаратів: охолоджувачі й нагрівачі потоків рідини, охолоджувачі повітря, кондиціонери і т.п., тобто всі прилади, у яких циркуляція теплоносіїв відбувається уздовж спаїв ТЕБ. Значного прогресу в термоелектричній техніці робіт про обладнання подібного типу практично немає, не розроблено повною мірою їх теоретичні основи, не зазначено ефективні режими роботи, не визначено області доцільного застосування і т.д.

Інтерес становить дослідження термоелектричних теплообмінних апаратів спеціальної конструкції з поліпшеними енергетичними характеристиками, їх оптимізація, визначення основних параметрів, а також областей раціонального застосування. Зазначений інтерес обумовлений недостатнім дослідженням у цій області поряд з гострою необхідністю розробки діючих високоефективних теплообмінних апаратів з поліпшеними властивостями. Згадані обставини і визначають актуальність нашого дослідження.

Мета роботи – дослідження термоелектричного теплообмінного апарата рекуперативного типу з тепловими містками із поліпшеними енергетичними, масогабаритними та надійнісними показниками.

### Математична модель теплообмінного апарата

Розрахункову схему приладу наведено на рис.1. На ній на елементарній ділянці  $dx$  довжини ТЕБ забезпечується теплопередача як через термоелементи (ТЕ), так і через високотеплопровідні теплові містки з інтенсивністю теплообміну, що визначається числами Біо відповідно для ТЕБ –  $Bi_{1,2}$ ; для теплового містка –  $Bi'_{1,2}$ . Вводиться поняття коефіцієнта заповнення  $\xi$ , який у цьому випадку характеризується відношенням площі ТЕБ на елементарній ділянці до площі елементарної ділянки. Тоді на елементарній ділянці довжини  $dx$  площа спаїв ТЕ займає поверхню  $\xi L dx$ , а площа поверхні теплового містка –  $(1-\xi)L dx$ , де  $L$  – ширина ТЕБ.

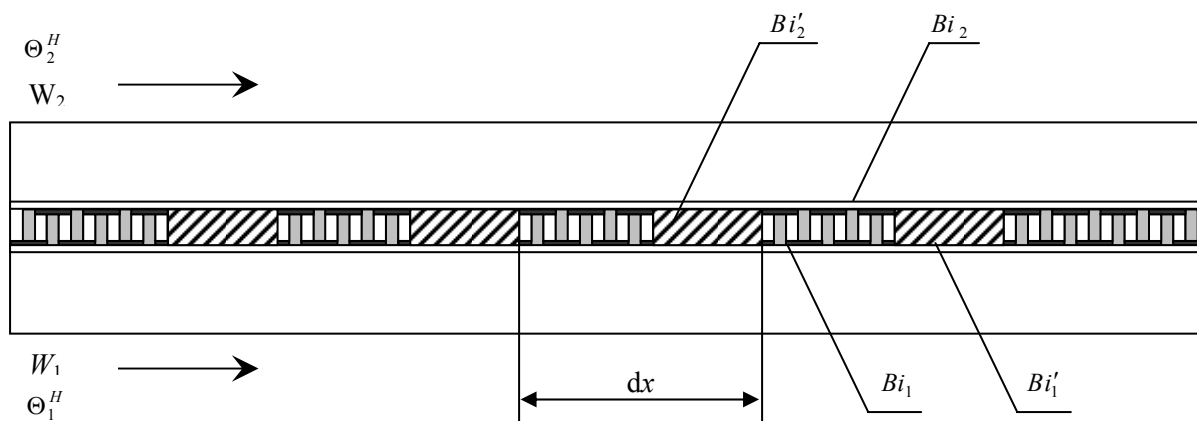


Рис. 1. Розрахункова схема термоелектричного теплообмінного апарата з тепловими містками.

Коефіцієнти тепловіддачі, теплопровідності та товщину відповідно для ТЕБ і теплового містка позначимо через  $\alpha_{1,2}$ ,  $\alpha'_{1,2}$ ,  $\lambda_{1,2}$ ,  $\lambda'_{1,2}$ ,  $d$ ,  $d'$ . Приймаємо, що температури теплоносіїв, що охолоджуються та нагріваються, на вході в ТЕБ співвідносяться як  $T_1 > T_2$ . Інші припущення відповідають загальноприйнятим для протічних термоелектричних теплових насосів: потоки абсолютно перемішуються в напрямку, перпендикулярному напрямку руху; властивості теплоносіїв і матеріалів не залежать від температури; теплопередача через невраховані елементи конструкції відсутня.

Рівняння теплового балансу потоків теплоносіїв для наведеної схеми в умовах прямогоку виглядають так:

$$W_1 \frac{dT_1}{dx} = \alpha_1 \xi L (T_{1TЭБ} - T_1) + \alpha'_1 (1 - \xi) L (T_{1м} - T_1),$$

$$W_2 \frac{dT_2}{dx} = \alpha_2 \xi L (T_{2TЭБ} - T_2) + \alpha'_2 (1 - \xi) L (T_{2м} - T_2),$$

де  $T_{1ТЕБ, 2ТЕБ}$  – температури спаїв термоелементів,  $T_{1м, 2м}$  – температури поверхонь теплових містків,  $T_{1, 2}$  – температури теплоносіїв, що охолоджуються та нагріваються.

Рівняння теплового балансу на поверхнях, що омиваються потоками теплоносіїв, для спаїв ТЕ мають вигляд

$$\alpha_1 (T_1 - T_{1TЭБ}) = \bar{e} j T_{1TЭБ} - \frac{1}{2} j^2 \rho d - \frac{\lambda}{d} (T_{2TЭБ} - T_{1TЭБ}),$$

$$\alpha_2 (T_{2TЭБ} - T_2) = \bar{e} j T_{2TЭБ} + \frac{1}{2} j^2 \rho d - \frac{\lambda}{d} (T_{2TЭБ} - T_{1TЭБ}),$$

де  $\bar{e}$  – коефіцієнт термоЕРС,  $j$  – густина електричного струму, для теплових містків

$$\alpha'_1 (T_1 - T_{1м}) = K' (T_1 - T_2),$$

$$\alpha'_2 (T_{2м} - T_2) = K' (T_1 - T_2),$$

де  $K' = \left( \frac{1}{\alpha_1} + \frac{1}{\alpha_2} + \frac{d'}{\lambda} \right)^{-1}$  – коефіцієнт теплопередачі через тепловий місток.

Після виключення температур поверхонь  $T_{1ТЕБ, 2ТЕБ}$  і  $T_{1м, 2м}$  і приведення виразів до безрозмірного вигляду, вирази для зміни температур потоків теплоносіїв уздовж теплообмінної поверхні теплообмінного апарата набувають вигляду

$$\frac{d\Theta_1}{dx} = b \xi \left\{ [m\beta v^2 - (1 + v)] \Theta_1 + \Theta_2 + \frac{v^2}{2} [1 + (2 - v)m\beta] \right\} + b' (1 - \xi) (\Theta_2 - \Theta_1), \quad (1)$$

$$\frac{d\Theta_2}{dx} = \eta b \xi \left\{ [\beta v^2 - (1 - v)] \Theta_1 + \Theta_2 + \frac{v^2}{2} [1 + (2 + v)\beta] \right\} + \eta b' (1 - \xi) (\Theta_1 - \Theta_2), \quad (2)$$

де  $b' = \frac{K'}{W_1} S$ ;  $\Theta_1 = \frac{\bar{e}^2}{\rho \lambda} T_1$ ;  $\Theta_2 = \frac{\bar{e}^2}{\rho \lambda} T_2$ ;  $v = \frac{\bar{e} d}{\lambda} j$ ;

$$b = \frac{K}{W_1} S; K = \left[ \frac{1}{\alpha_1} + \frac{1}{\alpha_2} + \frac{d}{\lambda} + v \left( \frac{1}{\alpha_1} - \frac{1}{\alpha_2} - \frac{v \lambda}{\alpha_1 \alpha_2 d} \right) \right]^{-1}.$$

Граничні умови записуються для випадку прямопотоку у вигляді

$$\Theta_1|_{x=0} = \Theta_1^H; \Theta_2|_{x=0} = \Theta_2^H. \quad (3)$$

Розв'язок отриманої системи диференціальних рівнянь (1)-(2) із граничними умовами (3) для умови прямопотоку записується таким чином:

$$\begin{aligned} \Theta_1 &= C_1(\Psi_1 - b_2) \frac{e^{\Psi_1 x}}{b_1} + C_2(\Psi_2 - b_2) - \frac{P_1}{\Psi_1 b_1}(\Psi_1 - b_2) - \frac{P_2}{\Psi_2 b_1}(\Psi_2 - b_2), \\ \Theta_2 &= C_1 e^{\Psi_1 x} + C_2 e^{\Psi_2 x} - \frac{P_1}{\Psi_1 b_1} - \frac{P_2}{\Psi_2 b_1}, \end{aligned}$$

де

$$C_1 = [\Theta_1^H b_1 - (\Psi_1 - b_2)\Theta_2^H + (\Psi_2 - b_2)V - b_1 \delta] / (\Psi_1 - \Psi_2),$$

$$C_2 = [\Theta_1^H b_1 - (\Psi_1 - b_2)\Theta_2^H + (\Psi_1 - b_2)V - b_1 \delta] / (\Psi_2 - \Psi_1),$$

$$P_1 = (a_3 b_1 - b_3 \Psi_2 + b_3 b_2) / (\Psi_1 - \Psi_2),$$

$$P_2 = (a_3 b_1 - b_3 \Psi_1 + b_3 b_2) / (\Psi_2 - \Psi_1),$$

$$\delta = \frac{P_1}{\Psi_1 b_1}(\Psi_1 - b_2) - \frac{P_2}{\Psi_2 b_1}(\Psi_2 - b_2), \quad V = -\frac{P_1}{\Psi_1} - \frac{P_2}{\Psi_2},$$

$$\Psi_{1,2} = \frac{b_2 + a_1 \pm \sqrt{(b_2 - a_1)^2 + 4a_2 b_1}}{2},$$

$$a_1 = b\xi[v^2 m\beta - (1+v)] - b'(1-\xi), \quad a_2 = b\xi + b'(1-\xi),$$

$$a_3 = b\xi \frac{v^2}{2} [1 + (2-v)m\beta], \quad b_1 = \eta b\xi + \eta b'(1-\xi),$$

$$b_2 = \eta b\xi [v^2 \beta - (1-v)] - b'\eta(1-\xi), \quad b_3 = \eta b\xi \frac{v^2}{2} [1 + (2+v)\beta].$$

У випадку протитечії знак лівої частини другого рівняння вихідної системи для опису полів температур теплоносіїв уздовж теплообмінника слід змінити на протилежний. Це рівносильно тому, що у всіх виразах для визначення  $\Theta_1$  і  $\Theta_2$  у випадку прямопотоку замість  $b_1, b_2, b_3$  необхідно обрати  $-b_1, -b_2, -b_3$ .

Крім того, постійні  $C_1$  і  $C_2$  повинні бути визначені із граничних умов:

$$\Theta_1|_{x=0} = \Theta_1^H, \Theta_2|_{x=1} = \Theta_2^H.$$

Відповідно до викладеного, для визначення  $C_1$  і  $C_2$  у випадку протитечії використовуються такі співвідношення:

$$\begin{cases} \Theta_1^H = C_1(\Psi_1 - b_2) \frac{1}{b_1} + C_2(\Psi_2 - b_2) \frac{1}{b_1} + \delta, \\ \Theta_2^H = C_1 e^{\Psi_1} + C_2 e^{\Psi_2} + V. \end{cases} \quad (4)$$

Із системи одержимо

$$C_1 = \frac{-b_1(\Theta_1^H - \delta)e^{\Psi_2} + (\Theta_2^H - V)(\Psi_2 - b_2)}{(\Psi_2 - b_2)e^{\Psi_2} - (\Psi_1 - b_2)e^{\Psi_2}}, \quad (5)$$

$$C_2 = \frac{-b_1(\Theta_1^H - \delta)e^{\Psi_1} + (V - \Theta_2^H)(\Psi_1 - b_2)}{(\Psi_2 - b_2)e^{\Psi_1} - (\Psi_1 - b_2)e^{\Psi_2}}. \quad (6)$$

У даних виразах також потрібно замінити  $b_1, b_2, b_3$ , на  $-b_1, -b_2, -b_3$ . А температури теплоносіїв при цьому визначаються тими ж формулами, що і для прямопотоку.

Відмінною рисою режиму протитечії є те, що в цьому випадку підкореневий вираз у  $\Psi_1$  і  $\Psi_2$  може виявитися від'ємною величиною, тобто

$$(b_2 - a_1)^2 + 4a_2b_1 < 0.$$

Якщо такий випадок має місце, то  $\Psi_1$  і  $\Psi_2$  можна подати у комплексному вигляді

$$\Psi_1 = \phi + j\Psi, \quad \Psi_2 = \phi - j\Psi,$$

де

$$\phi = (b_2 + a_1)/2, \quad \Psi = \sqrt{|(b_2 - a_1)^2 + 4a_2b_1|}$$

У цьому випадку зміна температур  $\Theta_1$  і  $\Theta_2$  уздовж теплообмінника буде мати характер гармонійних коливань.

У випадку, коли  $\Psi_1$  і  $\Psi_2$  дійсні в режимі протитечії, повні зміни температур у потоках теплоносіїв, що охолоджуються і нагріваються, проходженням через теплообмінник дорівнюють:

$$\Delta\Theta_1 = \Theta_1|_{x=0} - \Theta_1|_{x=1} = \frac{C_1}{b_1}(\Psi_1 - b_2)(1 - e^{\Psi_1}) + \frac{C_2}{b_1}(\Psi_2 - b_2)(1 - e^{\Psi_2}),$$

$$\Delta\Theta_2 = \Theta_2|_{x=0} - \Theta_2|_{x=1} = C_1(1 - e^{\Psi_1}) + C_2(1 - e^{\Psi_2}).$$

Результати обчислювального експерименту наведено на рис.2-4.

Як видно із рис.2, де показано графіки зміни температур на виході з теплообмінника залежно від його довжини, для найкращого використання термоелектричного теплообмінного апарата необхідно виходити із вимог до нього. Наприклад, якщо потрібно одержати більш глибоке охолодження за однієї й тієї ж величини струму, то необхідно використовувати довшу ТЕБ, а коефіцієнт заповнення нижчий. При цьому вираш в економії ТЕ порівняно з випадком, коли ними покрита вся поверхня ( $\xi = 1$ ), досить відчутний. Із графіка випливає, що за  $\xi = 1$  максимальна довжина ТЕБ у теплообмінному апараті для зазначених вище умов дорівнює 1.1 м, а рідина охолоджується при цьому з 318 К до 312 К. Площа поверхні ТЕ в цьому випадку  $S_1 = L \cdot \xi = 1.1L$  м<sup>2</sup>. Коли  $\xi = 0.2$ , довжина ТЕБ в теплообмінному апараті, за якої досягається максимально можливе охолодження рідини, дорівнює 3.6 м. В цьому випадку теплоносіїв охолоджується з 318 К до 308 К, площа поверхні ТЕ при цьому  $S_2 = 0.38$  м<sup>2</sup>.

Якщо тепер порівняти ці два випадки, то охолодження рідини на виході в другому випадку більш глибоке, ніж у першому. Крім того, площа поверхні у другому випадку менша від площі в першому, тобто  $S_2 < S_1$ , що означає економію матеріалу ТЕ та електричної енергії, яка витрачається.

На рис. 3 показано графіки зміни граничних довжин ТЕБ залежно від коефіцієнта заповнення, тобто тих довжин, за яких температури рідин на виході з теплообмінника рівні між собою. Із наведених даних видно, що чим більша різниця температур теплоносіїв на вході в теплообмінник, тим більша довжина ТЕБ, необхідна для утримання режиму інтенсифікації. Графіки мають

монотонно спадний характер залежно від коефіцієнта заповнення. Чим більша різниця температур теплоносіїв на вході, тим різкіше спадають функції  $L = L(\xi)$  за постійного струму живлення  $I = 5A$ .

На рис. 4 наведено графіки залежності граничних довжин ТЕБ у режимі інтенсифікації від коефіцієнта заповнення за різних струмів живлення та постійної різниці температур теплоносіїв на вході в теплообмінник. Функції  $L = L(\xi)$  також мають монотонно спадний характер. При цьому чим більше значення струму живлення, тим менша довжина ТЕБ для утримання режиму інтенсифікації.

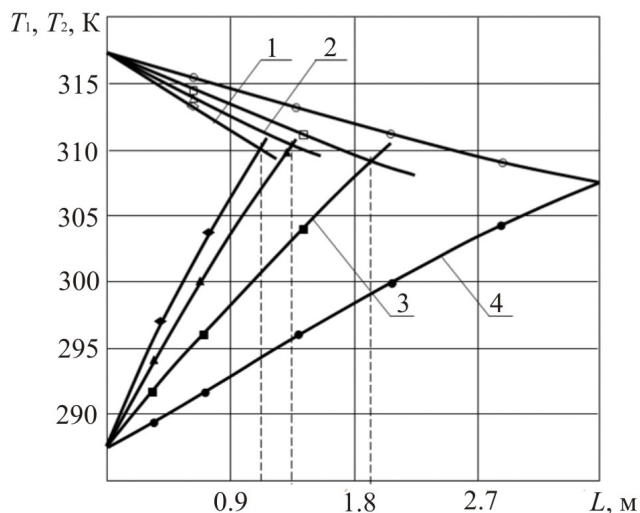


Рис. 2. Зміна температур рідин на виході із теплообмінника залежно від довжини за різних коефіцієнтів заповнення (1 –  $\xi = 1$ ; 2 –  $\xi = 0,8$ ; 3 –  $\xi = 0,5$ ; 4 –  $\xi = 0,2$ ;  $I = 10 A$ ).

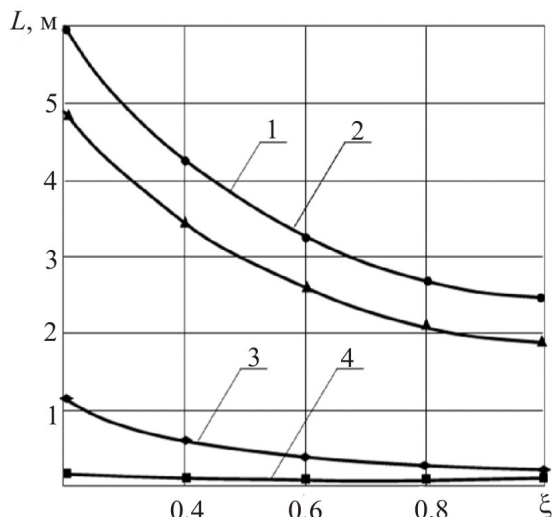


Рис. 3. Залежності граничних довжин ТЕБ в режимі інтенсифікації від коефіцієнта заповнення за різних температур (1 –  $T^H = 327K$ ; 2 –  $T^H = 318K$ ; 3 –  $T^H = 297K$ ; 4 –  $T^H = 293K$ ;  $T^H_2 = 287K$ ;  $I = 5A$ ).

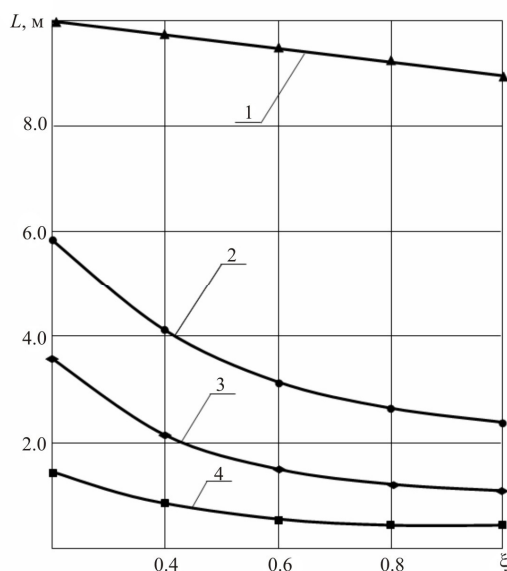


Рис. 4. Залежності граничних довжин ТЕБ в режимі інтенсифікації від коефіцієнта заповнення за різних струмів живлення (1 –  $I = 1A$ ; 2 –  $I = 5A$ ; 3 –  $I = 10A$ ; 4 –  $I = 20A$ ;  $T^H_1 = 318 K$ ;  $T^H_2 = 287K$ ).

Аналіз результатів розрахунків показує, що величина струму, за якого ще можлива робота теплообмінника в режимі інтенсифікатора, суттєво залежить від різниці температур теплоносіїв на вході в теплообмінник. Чим вища ця різниця, тим більшою є величина струму режиму інтенсифікатора за інших рівних параметрів.

Наведені результати розрахунків холодильного коефіцієнта  $\epsilon(v)$ , коефіцієнта перетворення  $\mu(v)$  і температур теплоносіїв на виході з теплообмінників в 1 м і 0.5 м,  $T_{1\text{вх}}=45^\circ\text{C}$ ,  $T_{2\text{вх}}=14^\circ\text{C}$ , де  $T_{1\text{вх}}$ ,  $T_{2\text{вх}}$  – температури на вході теплоносіїв, що охолоджуються та нагріваються. Згідно з цими даними чим більший коефіцієнт заповнення, тим менша область зміни струму для режиму інтенсифікації. Більш глибокого охолодження можна досягти в режимі інтенсифікації меншими струмами, але за більших значень коефіцієнта заповнення  $\xi$ . За менших значень  $\xi$  такого охолодження може зовсім і не бути, тому що сильне збільшення струму призводить до подальшого нагрівання охолоджуваного теплоносія. Що стосується теплоносія, який нагрівається, то за того ж самого значення струму більш сильне нагрівання відбувається за малих значень коефіцієнта  $\xi$ . Порівняння холодильних коефіцієнтів або коефіцієнтів перетворення показує, що за інших рівних умов ці коефіцієнти вищі в теплообміннику з меншою довжиною. Якщо розглядається той самий теплообмінник з різними значеннями  $\xi$ , то вони вищі для менших значень  $\xi$ .

Наведені результати розрахунків  $\epsilon(v)$ ,  $\mu(v)$  і температур теплоносіїв на виході з теплообмінника за довжини ТЕБ 0.24 м,  $T_{1\text{вх}}=30^\circ\text{C}$ ,  $T_{2\text{вх}}=21^\circ\text{C}$ . У цьому випадку області значень струмів, за яких дотримується режим інтенсифікації для різних значень коефіцієнта заповнення, близькі один до одного. Причому спадання цих областей повільніше, ніж для випадку більш високих різниць температур теплоносіїв на вході в теплообмінник. А температури на виході з теплообмінника для граничних значень струмів у режимі інтенсифікації відрізняються один від одного не більше, ніж на один градус.

### Експериментальні дослідження теплообмінного апарата

Для здійснення натурних досліджень теплообмінного апарата був розроблений експериментальний стенд, принципову схему якого наведено на рис.5.

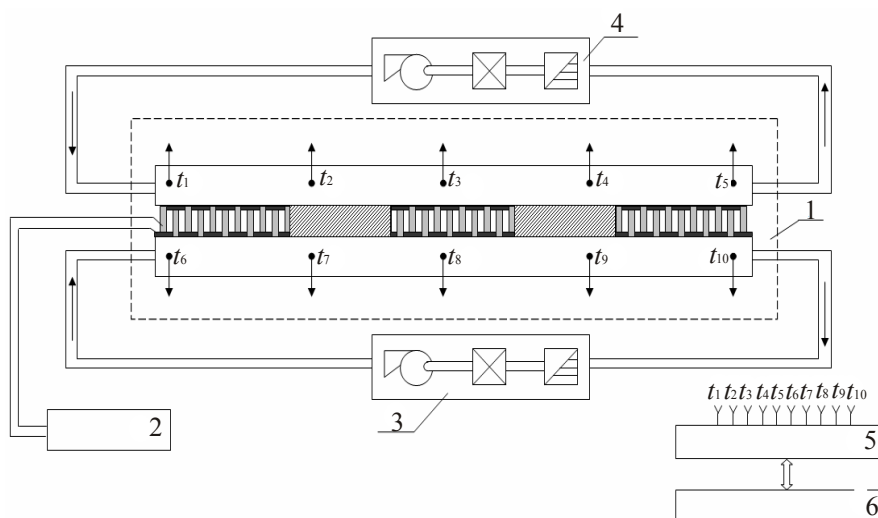


Рис. 5. Принципова схема експериментального стенда.

Теплообмінний апарат 1 підключений до контурів циркуляції холодо- і теплоносія, у ролі яких

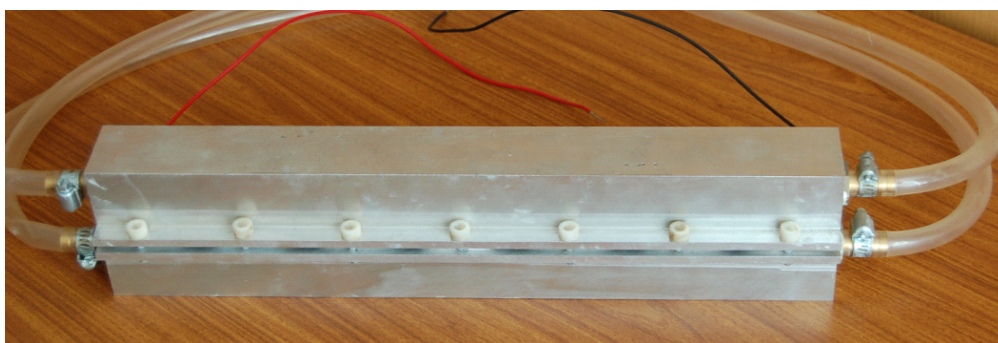
використовується вода, а також до регульованого джерела постійного струму 2. Ультратермостати 3 і 4 підтримують задані температури холодо- і теплоносіїв на входах теплообмінного апарата з точністю 0,1°C та забезпечують їх циркуляцію. Витрати по контурах холодо- і теплоносіїв регулюються вентилями, розташованими на відповідних ультратермостатах.

Реєстрація поточних значень температур здійснюється вимірювальним комплексом ИРТМ2402/М3 - 5, який підключається до ПЕОМ - 6 і передбачає можливість одночасного приєднання до 24 датчиків температури.

Об'єктом експериментальних досліджень був термоелектричний теплообмінний апарат проточного типу (рис.6), що складається із двох сталевих труб із внутрішнім діаметром 7 мм і довжиною 250 мм. Зовнішня поверхня труб відшліфована у вигляді чотиригранника 20×20 мм. Як ТЕБ використано уніфіковані термоелектричні модулі (ТЕМ) типу БПТМ і ТЕМ, розроблені в лабораторії напівпровідникових термоелектричних приладів та приладів Дагестанського державного технічного університету.

Електрично послідовно підключені між собою ТЕМ і теплові містки через теплопровідну пасту КПТ затиснуті між двома трубами.

Для виключення теплообміну із зовнішнім середовищем уся конструкція розміщена в пінопластовий кожух. На бічних гранях по довжині труб установлені мідь-константанові термопари  $t_1 - t_{10}$ , опорні спаї яких термостабілізовані за 0°C у посудині Дьюара.



*Рис. 6. Зовнішній вигляд термоелектричного теплообмінного апарата з тепловими містками.*

Експериментальні криві розподілу температури по довжині були отримані шляхом вимірювання температур у різних точках теплообмінного апарата:

- за різних коефіцієнтів заповнення напівпровідниковими модулями,
- за різних струмів, що протікають через ТЕ,
- для різних матеріалів теплових містків.

Усі експерименти здійснювалися за заданими постійними температурами і витратах холодо- і теплоносіїв на входах конструкції. Для цього в теплообмінний апарат спочатку встановлювалися тільки напівпровідникові ТЕМ кількістю 10 шт. (100% заповнення ТЕМ, коефіцієнт заповнення  $\xi=1$ ).

За допомогою ультратермостатів підтримувалися задані витрати й температури холодо- і теплоносіїв на входах. Після стабілізації режиму ультратермостатів (через 15-20 хвилин) на вимірювальному комплексі запускалася програма циклічного опитування термопар з наступним виводом значень температури на ПЕОМ. Одночасно теплообмінний апарат підключався до джерела постійного струму, за вимірювальним приладом якого встановлювалася необхідна величина струму живлення.



Зміна коефіцієнта заповнення здійснювалася в такий спосіб: після складання обладнання відключалася частина ТЕМ, модулі, що залишилися, розсовувалися й розподілялися по довжині труби рівномірно, між ТЕМ установлювалися теплові містки, виготовлені з відповідного матеріалу (мідь, алюміній, сталь), сумарна площа яких була рівною сумарній площі вилучених модулів. Для цього було виготовлено різні типорозміри теплових містків. Наприклад, для одержання 80% заповнення ( $\xi=0,8$ ), з 10 ТЕМ віддалялися два модулі, замість яких установлювали 2 теплових містки, кожний з яких був рівний 1/4 частини площі модуля.

На основі експериментального стенда було здійснено низку дослідів, що дають можливість судити про прийнятність розробленої математичної моделі термоелектричного теплообмінного апарата з тепловими містками на практиці.

Основним завданням під час здійснення експериментальних досліджень дослідного зразка теплообмінного апарата було визначення залежності температури в контрольних точках, зазначених вище, від величини струму живлення ТЕ, коефіцієнта заповнення, матеріалу теплових містків.

На рис. 7 показано результати експериментальних досліджень (кружки) теплообмінного апарата в стаціонарних режимах роботи за різних коефіцієнтів заповнення ТЕМ і для порівняння результати теоретичних розрахунків (суцільна лінія). У розрахунках використано паспортні дані на теплофізичні властивості, використаних у конструкції, напівпровідникової речовини й характеристики ТЕМ, геометричні параметри віток, величини контактних електричних і теплових опорів.

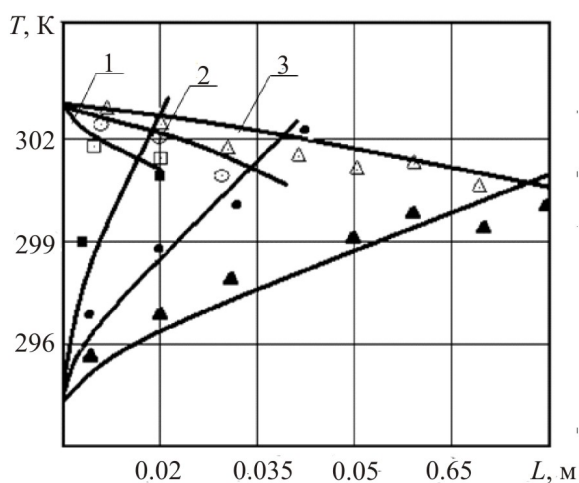


Рис. 7. Експериментальні та теоретичні залежності температур теплоносіїв на виході із теплообмінного апарата від довжини за різних коефіцієнтів заповнення (1 -  $\xi=1.0$ ; 2 -  $\xi=0.5$ ; 3 -  $\xi=0.2$ ; струм живлення ТЕМ, 8 А).

Теплоємності труб у розрахунках не враховувалися. При зіставленні даних з результатами можна побачити, що результати розрахунків і експериментальні дані відповідають один одному. Максимальні кількісні розбіжності теоретичних розрахунків з експериментальними результатами не перевищують 12%, спостерігалися в початковій ділянці трубопроводів, що можна вважати задовільним. Із малюнка видно, що зі збільшенням коефіцієнта заповнення криві розподілу температур зміни температур змінюються більш круто, тобто теплообмінний апарат працює ефективніше.

На рис. 8 наведено криві розподілу температури по довжині теплообмінного апарата за коефіцієнта заповнення рівному  $\xi=0.2$ , для теплових містків, виготовлених з різних матеріалів – міді,

алюмінію та сталі. Із наведених даних видно, що ефективність роботи теплообмінного апарата не суттєво залежить від матеріалу теплових містків, що підтверджується й результатами чисельного експерименту. Однак все-таки ефективнішим є використання мідних теплових містків, що пов'язано з більш високим значенням коефіцієнта теплопровідності цього матеріалу.

На рис. 9 наведено залежність довжини ТЕБ від струму живлення під час роботи обладнання в режимі інтенсифікації за коефіцієнта заповнення  $\xi=0.5$  для теплових містків, виготовлених з міді. Як видно, збільшення струму живлення зменшує ділянку теплообмінника, де ТЕБ працює в режимі інтенсифікації теплообміну. Наприклад, з підвищенням струму на 0.5 А для даних умов зазначена довжина зменшується на 1.8 см.

На рис. 9 наведено експериментальні залежності зміни температури від часу в точці на відстані 1.5 см від початку входу в теплообмінний апарат. Як впливає із наведених даних, стабілізація настає приблизно через 27 хв. після включення ТЕБ.

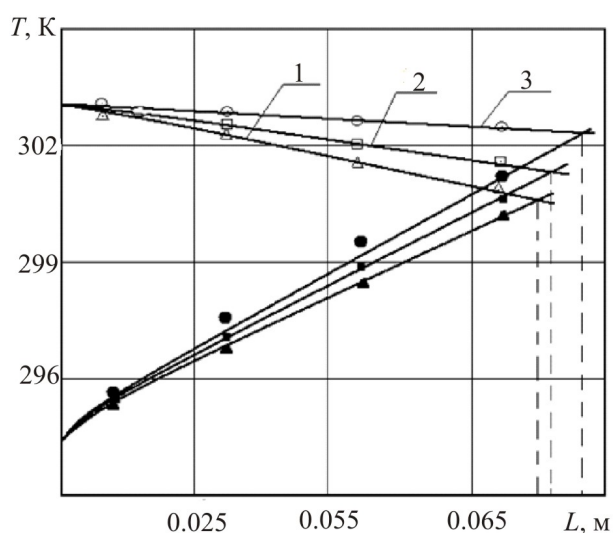


Рис. 8. Експериментальні та теоретичні залежності температур теплоносіїв на виході із теплообмінного апарата від довжини для теплових містків із різних матеріалів (1 – мідь, 2 – алюміній, 3 – сталь; струм живлення ТЕМ 1.8 А).

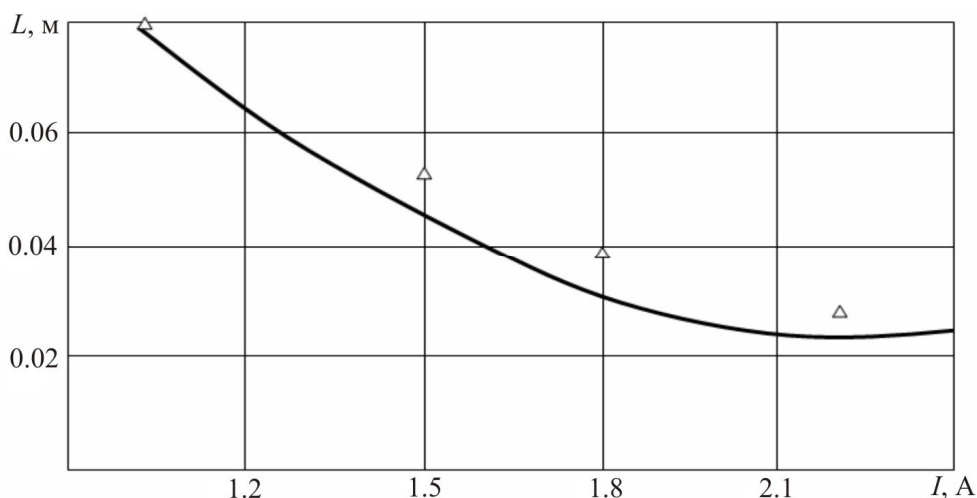


Рис. 9. Залежність граничної довжини ТЕБ в теплообмінному апараті від струму живлення ( $\xi=0.5$ , матеріал теплового містка - мідь).

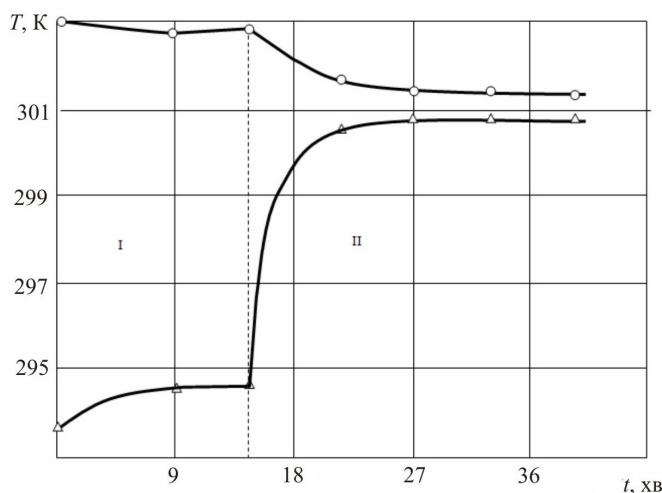


Рис. 10. Залежність температур теплоносіїв від часу без (область I) та з ввімкненою (область II) ТЕБ ( $\zeta=0.8$ ,  $L=0.015$  м;  $I=1.8$  А, матеріал теплового містка – мідь).

В цілому результати експериментальних досліджень підтверджують достовірність розробленої математичної моделі.

## Висновки

На основі здійснених досліджень можуть бути зроблені такі висновки:

1. На основі результатів проведеного огляду методів інтенсифікації теплообміну, а також конструкцій теплообмінних апаратів показано, що для інтенсифікації теплообміну між двома потоками теплоносіїв доцільним є застосування термоелектричних перетворювачів енергії.
2. Запропоновано принцип побудови термоелектричних теплообмінних апаратів рекуперативного типу, що полягає в сполученні можливостей теплопередачі через високотеплопровідний матеріал (тепловий місток) та інтенсифікації теплообміну за використання ТЕБ.
3. Розроблено математичну модель для розрахунків теплового режиму термоелектричних теплообмінних апаратів рекуперативного типу, виконаних разом з тепловими містками різної конфігурації.
4. Здійснено розрахунки основних характеристик термоелектричного теплообмінного апарата з тепловими містками, у тому числі зміна температури теплоносіїв залежно від коефіцієнта заповнення, величини струму живлення ТЕБ, а також довжини теплообмінного апарата.
5. Доведено адекватність розробленої математичної моделі експериментальним шляхом; зіставлення експериментальних і розрахункових даних показало, що їх розбіжність не перевищила припустимих значень.

## Література

1. Каримов К.Ф. Оценка эффективности теплообменных аппаратов холодильных машин / К.Ф. Каримов // Вестник МАХ. – 2006. – №4. – С.14-16.
2. Анатычук Л.И. Термоэлектричество. Т. 2. Термоэлектрические преобразователи энергии./ Л.И. Анатычук // Киев-Черновцы: Институт термоэлектричества. – 2003. – С.376
3. Исмаилов Т.А. Термоэлектрические полупроводниковые устройства и интенсификаторы теплопередачи / Т.А. Исмаилов // СПб.: Политехника. – 2005.

Надійшла до редакції 15.06.2015

**Хазимова М.А., Юсуфов Ш.А.**



*Хазимова М.А.*

ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний  
технічний університет»,  
пр.імама Шаміля 70,  
Махачкала, 367015, Росія.



*Юсуфов Ш.А.*

**ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНА СИСТЕМА  
КОНТРАСТНОГО ТЕПЛОВОГО  
ВПЛИВУ НА РЕФЛЕКСОГЕННІ ЗОНИ  
СТОПИ ЛЮДИНИ**

*У роботі розглянуто термоелектричну систему для контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони людського організму, зокрема для локального впливу на нижню поверхню стопи людини. Показано результати її математичного моделювання й натурних випробувань дослідного зразка. Наведено експериментальні графіки зміни температури в різних ділянках системи.*

**Ключові слова:** рефлексогенна зона, термоелектрична система, термоелектрична батарея, тепловий вплив, температурне поле, математична модель, дослідний зразок, експеримент.

*The paper deals with a thermoelectric system for contrast thermal effect on the reflexogenic zones of human organism, in particular, for local effect on the lower surface of human foot. The results of its mathematical simulation and prototype full-scale test are presented. Experimental plots of temperature variation at different system points are given.*

**Key words:** reflexogenic zone, thermoelectric system, thermopile, thermal effect, temperature field, mathematical model, prototype, experiment.

## **Вступ**

Нині у медичній практиці все більше розповсюджуються методики, засновані на використанні різного роду фізичних факторів (тепло, електромагнітне випромінювання, низькопотенціальний електричний вплив та ін.). Перевага таких методик у медичній реабілітації, лікуванні й оздоровленні перед фармакотерапією полягає в тому, що вони стимулюють власні сили організму, тобто процеси саногенезу й фактично не мають протипоказань і не призводять до яких-небудь значних ускладнень у застосуванні.

До методів, що використовують фізичні фактори, також можна віднести локальний тепловий вплив на біологічні тканини, який має певні особливості. Унікальні терапевтичні властивості тепла й холоду знаходять фізіологічне й імунологічне обґрунтування, впливаючи як на організм у цілому, так і на його окремі органи та області, зокрема на рефлексогенні зони, що мають низьку теплопровідність. Однією з областей медицини, у якій ефективно застосування теплового впливу, є фізіотерапія, зокрема її частина, що стосується оздоровчих

процедур опорно-рухового апарата.

На сьогодні відомі методики теплового впливу (контрастні ванни, вихрові ванни, парафіно- і озокеритолікування та ін.) мають різні недоліки [1], такі як низька ефективність, дискомфортність процедур, неможливість контрастного комбінованого впливу декількома фізичними факторами. У цих умовах ефективним є використання як джерела холоду і тепла, термоелектричних перетворювачів енергії, що мають високу надійність, екологічність, безшумність роботи, можливість швидкого переходу з режиму охолодження в режим нагрівання і навпаки.

У НДІ напівпровідникових термоелектричних приладів і обладнань ФДБОУ ВПО «Дагестанський державний технічний університет» розроблено напівпровідникове термоелектричне обладнання (ТЕО) для проведення фізіотерапевтичних температурних процедур, пов'язаних із впливом на рефлексогенні зони стопи людини [3,4]. Конструкцію обладнання наведено на рис. 1, а його зовнішній вигляд на рис. 2. Обладнання містить термоелектричну батарею (ТЕБ) 1, перші спаї якої перебувають в тепловому контакті з нижньою поверхнею стопи людини 2 через ванночку 3, що виконана із високотеплопровідного матеріалу, на дні якої розташовуються металеві кульки 4, що також виготовлені з матеріалу з високою теплопровідністю. Відвід тепла із других спаїв ТЕБ 1 проводиться рідинним теплообмінником 5. Керування режимами роботи ТЕБ 1 здійснюється програмованим блоком живлення.

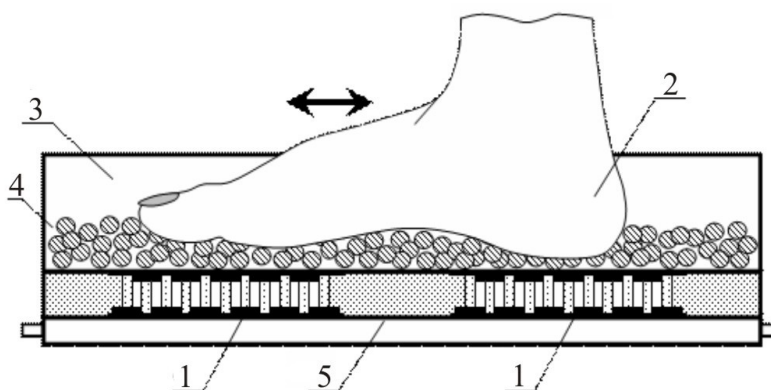


Рис. 1 Конструкція ТЕО для проведення фізіотерапевтичних процедур



Рис. 2 Зовнішній вигляд ТЕО для проведення фізіотерапевтичних процедур

Мета пропонованої роботи – теоретичне й експериментальне дослідження описаної конструкції з метою оптимізації її характеристик.

### Математичне моделювання термоелектричної системи для контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони стопи людини

Значну роль в аналізі роботи термоелектричних систем, що застосовуються для кріотермоаплікації, тобто використання локального теплового впливу, відіграє знання не тільки стаціонарних характеристик приладу, але й особливостей перехідних процесів системи прилад – об'єкт впливу. Це пов'язано з необхідністю оцінки такого показника функціонування термоелектричного обладнання, як тривалість виходу на заданий режим роботи, а також визначення динамічних характеристик приладу.

Для оцінки зазначених показників побудовано квазістаціонарну модель перехідного процесу приладу для теплового впливу на стопу людини, яка розглядає ТЕО як єдину сукупність елементів – теплообмінного обладнання (радіаторів), термоелектричної батареї, теплоізоляції, що забезпечують зниження температури біологічного об'єкта за необхідний час до необхідного значення.

Розглянемо теплову модель досліджуваної системи, яка зображена на рис. 3. У ній ТЕБ через радіатор з теплоємністю  $C_{p1}$  і тепловою провідністю  $\sigma_{p1}$  першим (внутрішнім) спаєм сполучена з об'єктом впливу, який спрощено показано у вигляді двошарової структури, що складається із шкірного покриву й м'язової тканини, які мають відповідно теплоємність  $C_{ш}$ ,  $C_{тк}$  і теплову провідність  $\sigma_{ш}$ ,  $\sigma_{тк}$ . Температура зовнішнього спаю ТЕБ за допомогою повітряного або рідинного теплообмінного апарата (радіатора) підтримується за певної незмінної у часі величини  $T_{p2}$ . Через ТЕБ протікає струм постійної густини  $j$ . Крім того, передбачається, що теплообмін між тканиною й кров'ю відбувається в будь-якій точці розглянутого біологічного об'єкта й характеризується питомою потужністю об'ємних джерел теплоти відповідно для шкірного покриву  $P_{ш}$  і м'язової тканини  $P_{тк}$ .

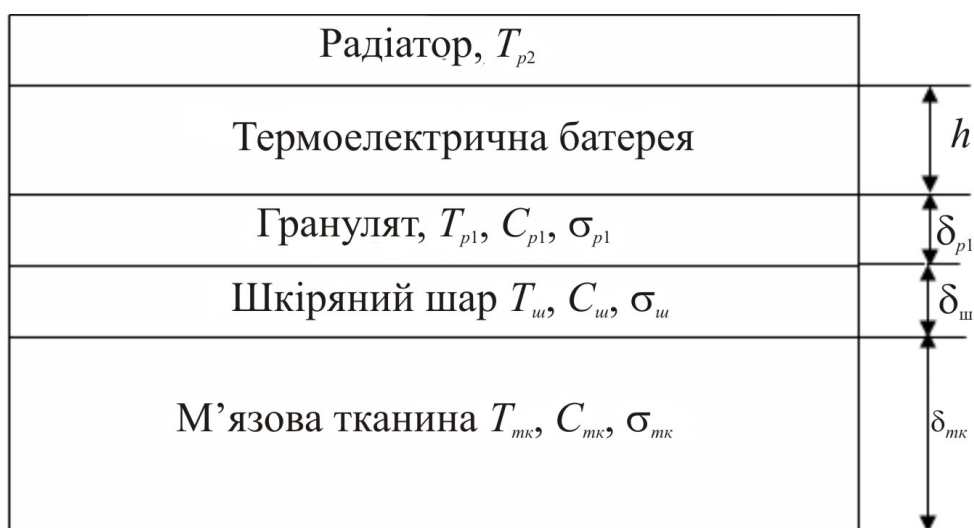


Рис. 3. Теплова модель термоелектричної системи

Математична реалізація моделі визначається системою таких диференціальних рівнянь [2]:

$$\left. \begin{aligned} \frac{dT_{p1}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{p1}} \left[ \sigma_{p1} (T_{ш} - T_{p1}) + \left[ qejT_{p1} + \frac{1}{2} j^2 \rho h + \frac{\lambda}{h} (T_{p2} - T_{p1}) \right] + \sigma_{p1} (T_{cp} - T_{p1}) \right] \\ \frac{dT_{к}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{ш}} \left[ \sigma_{p1} (T_{p1} - T_{ш}) + \sigma_{к} (T_{тк} - T_{ш}) + P_{ш} \right] \\ \frac{dT_{тк}}{d\tau} &= \frac{1}{C_{тк}} \left[ \sigma_{ш} (T_{ш} - T_{тк}) + P_{тк} \right] , \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

де  $T_{p1}$  – температура радіатора, що має тепловий контакт із біологічним об'єктом;  $T_{ш}$  – температура шкірного покриву;  $q = -1$  за функціонування ТЕБ у режимі охолодження об'єкта впливу,  $q = 1$  за функціонування ТЕБ у режимі нагрівання об'єкта впливу;  $e$  – коефіцієнт термо-ЕРС термоелементів у ТЕБ;  $\rho$  – питомий електричний опір ТЕБ;  $h$  – висота термоелементів у ТЕБ;  $\lambda$  – коефіцієнт теплопровідності матеріалу ТЕБ;  $T_{cp}$  – температура навколишнього середовища;  $T_{тк}$  – температура м'язової тканини.

Початкові умови задаються, виходячи із припущення, що в початковий момент часу ТЕО перебуває в термодинамічній рівновазі з навколишнім середовищем і температура всіх точок системи дорівнює температурі середовища, а об'єкт впливу має температуру, рівну 309 К.

Розв'язання системи (1) здійснено чисельним методом у пакеті прикладних програм МATHCAD з використанням алгоритму Рунге-Кутта четвертого порядку. Розрахунки здійснювались за таких вихідних даних:  $e = 350 \cdot 10^{-6}$  В/К;  $h = 0.002$  м;  $\lambda = 3$  Вт/м·К;  $\rho = 0.0001$  Ом·м;  $C_p = 380$  Дж/кг·К;  $C_{ш} = 3600$  Дж/кг·К;  $C_{тк} = 3458$  Дж/кг·К. При цьому теплові провідності визначалися формулами

$$\sigma_{p1} = \frac{\lambda_{p1} \cdot S}{\delta_{p1}}, \sigma_{ш} = \frac{\lambda_{ш} \cdot S}{\delta_{ш}}, \sigma_{тк} = \frac{\lambda_{тк} \cdot S}{\delta_{тк}}, \quad (2)$$

де  $\lambda_{p1}$ ,  $\lambda_{ш}$ ,  $\lambda_{тк}$  – коефіцієнт теплопровідності відповідно радіатора, шкірного покриву й м'язової тканини;  $S$  – площа поверхні дотикання ТЕО для кріотермоаплікації та біологічного об'єкта впливу;  $\delta_{p1}$ ,  $\delta_{ш}$ ,  $\delta_{тк}$  – товщина відповідно радіатора, шкірного покриву і шару м'язової тканини. Чисельні значення вихідних величин у виразах (2) такі:  $\lambda_{p1} = 200$  Вт/м·К;  $\lambda_{ш} = 0,389$  Вт/м;  $\lambda_{тк} = 0.2$  Вт/м·К;  $S = 0.015$  м<sup>2</sup>;  $\rho_{p1} = 0.02$  м;  $\rho_{ш} = 0.002$  м;  $\rho_{тк} = 0.03$  м.

На рис. 4-5 наведено результати розрахунків теплового поля системи прилад – об'єкт впливу залежно від часу за  $T_{cp} = T_{p2} = 293$  К для випадку функціонування ТЕБ у режимі охолодження (рис.4) і режимі нагрівання (рис. 5) біологічного об'єкта. Розглянуто часову залежність температури радіатора на внутрішньому spaї ТЕБ, шкірного покриву й м'язової тканини. Як видно із наведених даних, залежності мають монотонний характер – спадаючий під час роботи ТЕБ у режимі охолодження й зростаючий з використанням ТЕБ у режимі нагрівання біологічного об'єкта. Згідно з наведеними графіками температура радіатора й шкірного покриву досить швидко стабілізується (у розглянутому випадку за охолодження тривалість виходу на стаціонарний режим температури радіатора й шкірного покриву становить відповідно 93 і 120 с, а за нагрівання – 72 і 96 с), що пов'язано з малою теплоємністю й високою тепловою провідністю радіатора, а також малою товщиною шкірного покриву. Якщо виходити з того, що саме шкірний покрив насичений тепловими рецепторами і є безпосереднім об'єктом кріотермоаплікації, то така обставина вказує на безсумнівну вигоду застосування ТЕО, пов'язану насамперед з малою інерційністю теплового впливу.

На рис.6 зображено графічно залежності зміни в часі температури шкірного покриву за різних величин струму живлення ТЕБ  $I$  ( $j = \frac{I}{S}$ ). Дані наведено для випадку локального охолодження й нагрівання об'єкта впливу. Як видно із розглянутих залежностей, тривалість стабілізації температури шкірного покриву в розглянутому діапазоні струмів постійна й становить близько 120 с.

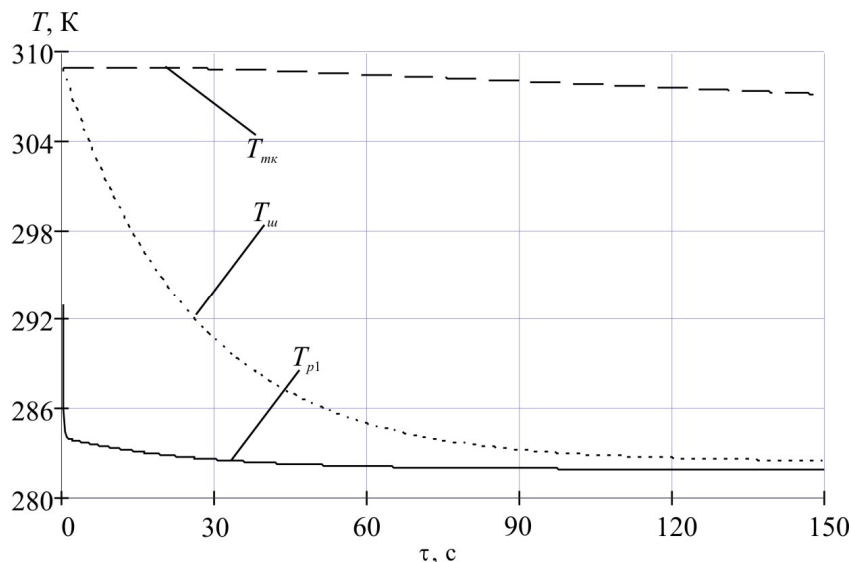


Рис. 4. Залежність температури грануляту на внутрішньому спайі ТЕБ  $T_{p1}$ , шкірного покриву  $T_{ш}$  і м'язової тканини  $T_{мк}$  від часу, в режимі охолодження.

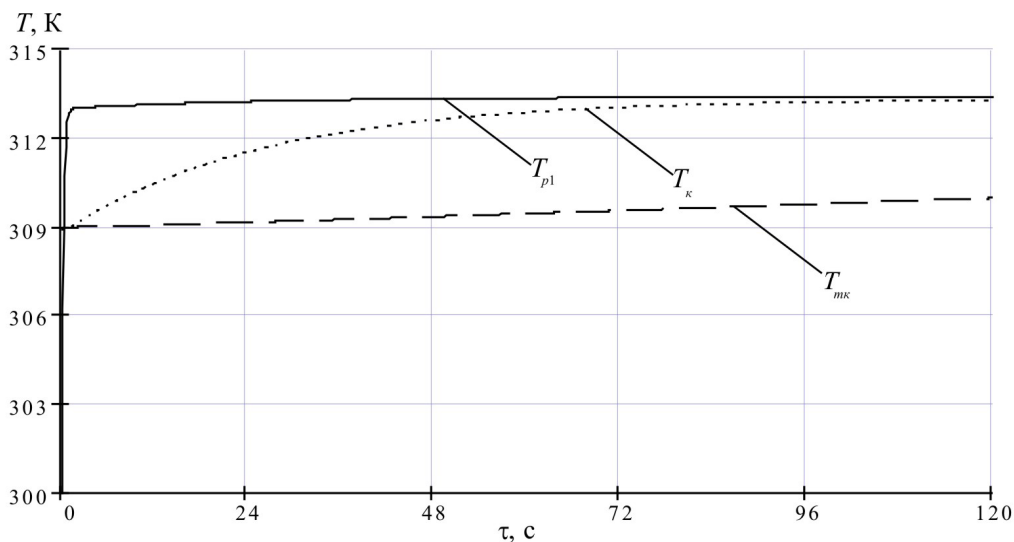


Рис. 5. Залежність температури грануляту на внутрішньому спайі ТЕБ  $T_{p1}$ , шкірного покриву  $T_{ш}$  і м'язової тканини  $T_{мк}$  від часу, в режимі нагрівання.

На рис.6 добре прослідковується залежність рівня охолодження шкірного покриву від величини струму живлення. Із графіків, що описують часову залежність температури шкірного покриву, видно, що зі зміною сили струму від 0 до оптимального значення, за якого має місце максимальне зниження температури на холодному спайі ТЕБ (у нашому випадку 2 А), відношення зміни температури до зміни сили струму зменшується.



Так, для зазначеного випадку (по досягненню стаціонарного режиму) при збільшенні струму живлення з 0.5 до 1 А температура шкірного покриву знижується з 286.5 до 282.5 К, збільшення сили струму з 1 до 1.5 А знижує температуру з 282.5 до 280 К, а збільшення струму живлення з 1.5 до 2 А зменшує температуру до 279.5 К. Даліше збільшення сили струму викликає перевагу теплоти Джоуля над теплотою Пельтьє, що збільшує температуру об'єкта впливу. Таким чином, за фіксованої температури  $T_{p2}$  ТЕО граничне зниження температури біологічного об'єкта обмежене величиною оптимального для даного типу ТЕБ струму живлення.

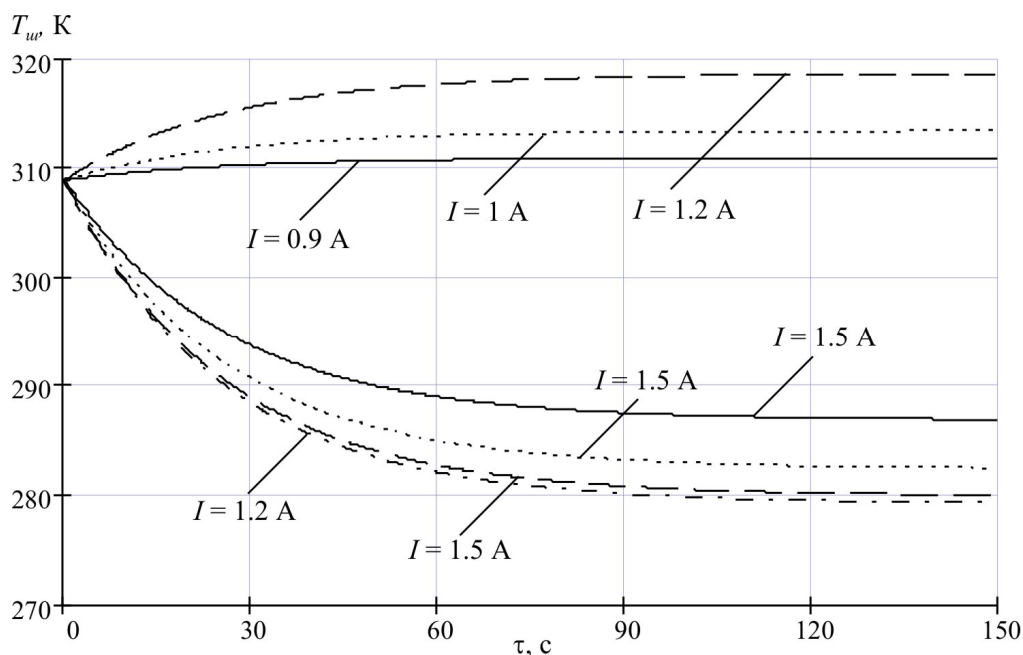


Рис. 6. Зміна в часі температури шкірного покриву за різних величин струму живлення ТЕБ  $I$ , в режимі охолодження.

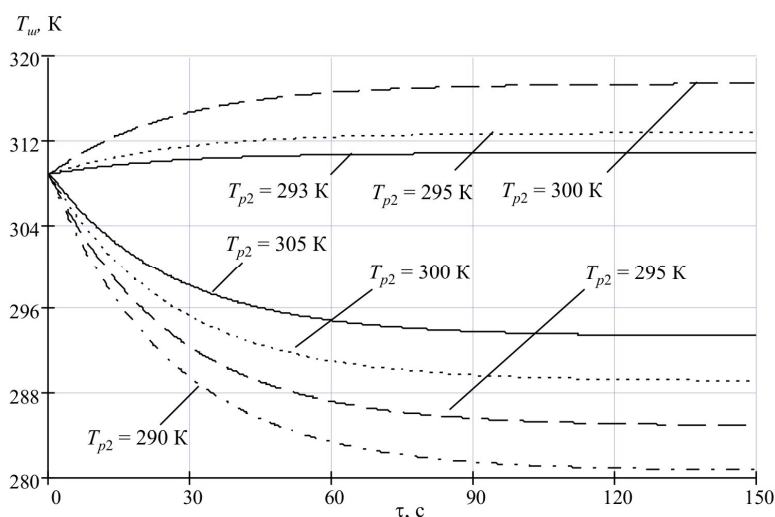


Рис. 7. Зміна температури шкірного покриву в часі за різних значень  $T_{p2}$ .

Одержати більш глибоке зниження температури об'єкта впливу можна, зменшивши значення  $T_{p2}$ . Цю обставину проілюстровано на рис.6., де показано зміну температури шкірного покриву в часі для різних значень  $T_{p2}$  під час роботи ТЕО в режимі охолодження й нагрівання (струм живлення – 0.9 А). Аналізуючи дані, показані на рис.6 і рис.7, видно, що

для зниження температури шкірного покриву, наприклад, до 280 К за температури  $T_{p2}=290$  К, потрібно на 0.6 А менше, ніж у випадку стабілізації  $T_{p2}$  на рівні 293 К. Разом з тим, зменшення температури зовнішнього спаю ( $T_{p2}$ ) вимагає збільшення струму живлення ТЕБ під час роботи останньої в режимі нагрівання біологічного об'єкта для одержання такої ж температури шкірного покриву. Тут необхідно відзначити, що необхідне незначне збільшення струму живлення ТЕБ. При цьому вигреш у споживанні електричної енергії під час роботи ТЕО в режимі охолодження набагато перевищує його програш під час роботи ТЕО в режимі нагрівання біологічного об'єкта.

### **Експериментальні дослідження термоелектричної системи**

З метою підтвердження результатів математичного моделювання було здійснено натурні випробування дослідного зразка даної термоелектричної системи. Об'єктом експериментальних досліджень був дослідний зразок для впливу на стопу людини, виготовлений у вигляді кожуха, що містить ТЕБ, виконану зі стандартних уніфікованих термоелектричних модулів (ТЕМ), одними спаями приведену в тепловий контакт із основою кожуха у вигляді мідної пластини з можливим заповненням мідним гранулятом. Протилежні спаї ТЕБ перебували в тепловому контакті з рідинним теплообмінником, призначеним для відводу тепла.

Під час проведення експерименту дослідний зразок поміщався в теплоізольовану кліматичну камеру, термостатований робочий об'єм якої становить 120 л. Камера забезпечує підтримку температури в межах від 283 до 343 К з точністю 1 С за відносної вологості від 30 до 98%. Задані температура й відносна вологість у камері регулюється блоком керування, зв'язаним з датчиками температури й вологості, покази яких реєструються цифровим табло.

Як ТЕБ використовувалися стандартні уніфіковані з'єднані паралельно ТЕМ типу ІСЕ-71, що випускаються інженерно-виробничою фірмою «Кріотерм». Живлення ТЕМ здійснювалося джерелом електричної енергії. Швидкість плинину рідини в теплообміннику контролювалася за допомогою регулятора. Для проведення вимірювань використовувалися вбудовані в джерело електричної енергії амперметр і вольтметр, датчик швидкості потоку рідини в регуляторі швидкості плинину рідини й багатоканальний вимірник ІРТМ 2402/ М3, підключений до ПЕОМ.

У ході експерименту визначалися напруга й струм на ТЕБ, температура навколишнього середовища, температури в різних точках дослідного зразка. Вимірювання температури проводилося за допомогою мідь-константанових термопар, опорні спаї яких розміщалися в посудині Дьюара, а сигнал знімався вимірювачем ІРТМ 2402/ М3.

Термопари розміщувалися на опорному і робочому спаях ТЕМ, на вході-виході теплообмінника, на поверхні пластини (край і центр), у навколишньому середовищі, на шарах гранулята (при використанні останнього в процесі проведення досвіду), а також безпосередньо на біологічному об'єкті (у цьому випадку стопа пацієнта).

Виміри здійснювалися для випадку холостого ходу обладнання (без теплового навантаження), з тепловим навантаженням за відсутності та наявності гранулята в обладнанні (виміри проводилися за використання гранулята різного діаметра, починаючи з 4 мм і закінчуючи 10 мм з кроком 2 мм). Експеримент здійснювався за безпосереднього теплового впливу на стопу людини, температура якої контролювалася термопарами, установленими на підшві стопи.

У ході експерименту визначалися напруга й струм на ТЕБ, температура навколишнього середовища, температура в різних точках дослідного зразка.

На рис. 8-9 показано часові залежності температури пластини й температури на підшві стопи за різних струмів у режимі нагрівання (рис. 8) та режимі охолодження (рис. 9).

Дослідження цих залежностей показує, що температура на пластині росте зі збільшенням струму живлення ТЕБ, у той час як на підшві стопи помітні процеси терморегуляції живих систем. У початковий момент впливу тепла температура стопи різко підвищується, що обумовлено звуженням судин, друга фаза супроводжується розширенням судин, припливом крові до впливаючих зон, і як наслідок цього, незначним зниженням температури. Далі включаються механізми терморегуляції і температура поступово вирівнюється залежно від режиму впливу. Слід зазначити, що температура на пластині досягає необхідного значення упродовж 3-5 хвилин, а саме 42-45 $^{\circ}$ C у режимі нагрівання та 10-12 $^{\circ}$ C у режимі охолодження.

Під час експериментальних досліджень, крім цього, нами було отримано наступні залежності: зміни температури робочих і опорних спаїв ТЕМ від величини струму живлення, залежність температури в різних точках пластини від струму, криві часу нагрівання й охолодження в інтервалі температур від 10 до 45 $^{\circ}$ C залежно від струму живлення, а також перехідні характеристики обладнання.

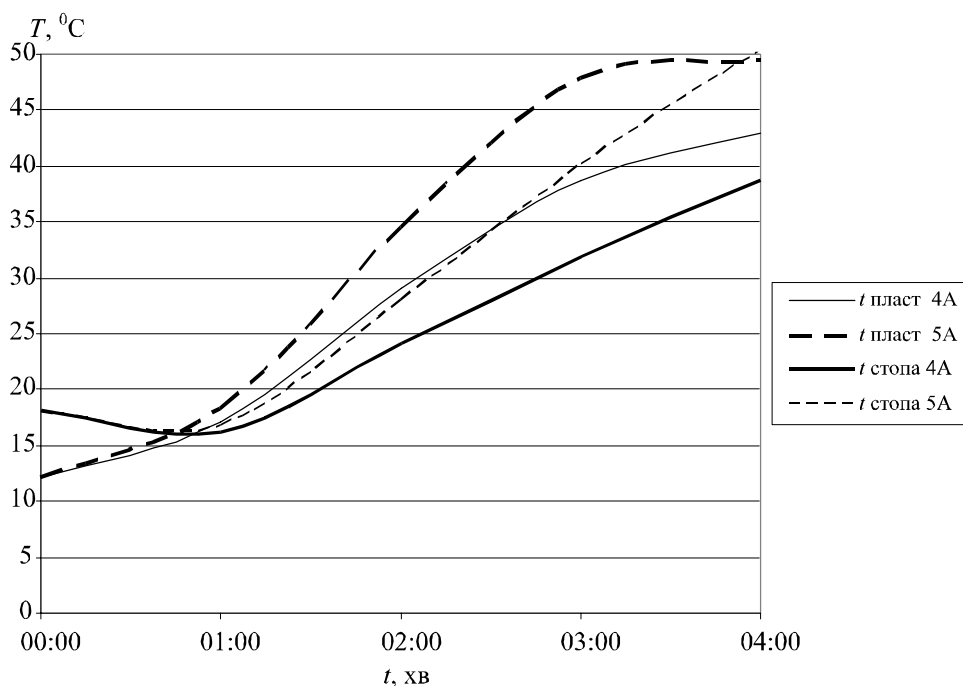


Рис. 8. Часова залежність температури на пластині та на підшві стопи за різних струмів живлення ТЕБ, в режимі нагрівання

На рис. 10 наведено перехідні характеристики, оскільки дане обладнання призначене для роботи в динамічному режимі, забезпечуючи поперемінний вплив теплом і холодом.

Аналіз залежностей показав, що загальний час одного циклу за струму живлення 5А становить близько 6-7 хвилин, причому режим нагрівання забезпечується за 2-3 хвилини, режим охолодження — за 3-5 хвилин. Отримані експериментальні дані визначають прийнятну точність

математичної моделі системи. Максимальна розбіжність розрахункових і експериментальних даних не перевищує 7-7.5С.

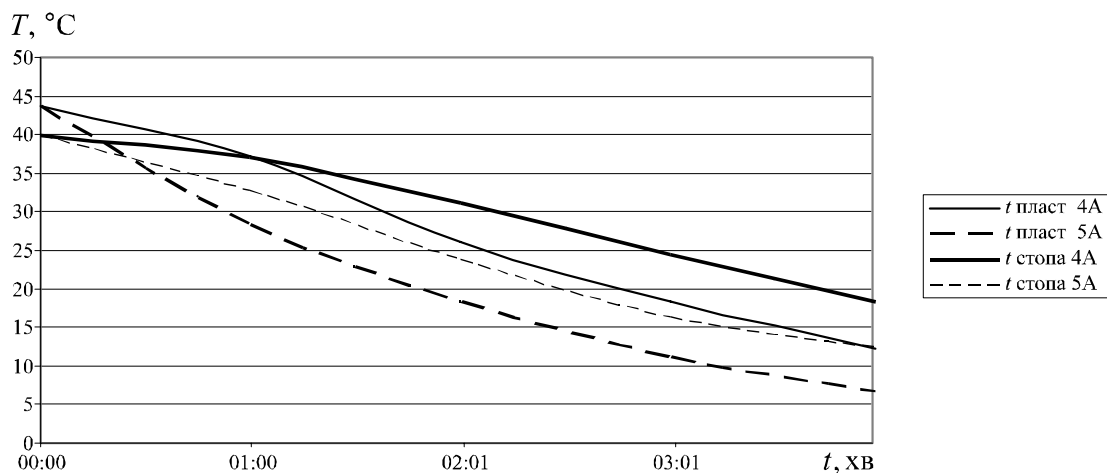


Рис. 9. Часова залежність температури на пластині та на підшаві стопи за різних струмів живлення ТЕБ, в режимі охолодження

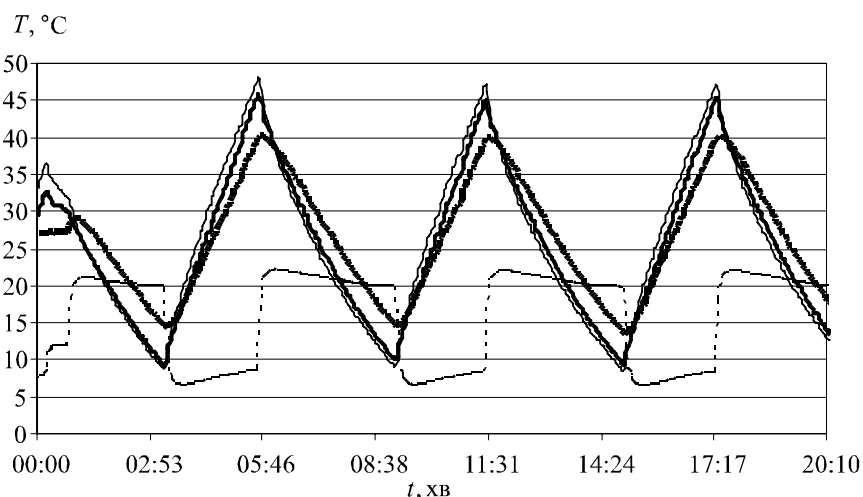


Рис. 10. Залежність  $T$  в динамічному режимі при струмі живлення  $I = 5A$ .

Найбільше відхилення розрахункових даних спостерігається в основному на проміжку часу, пов'язаному з виходом обладнання на режим, який визначається впливом навколишнього середовища та неідеальною тепловою ізоляцією системи обладнання-об'єкт впливу, а також деяким розкидом параметрів ТЕМ і вимірювальних приладів.

## Висновки.

На основі проведених досліджень можуть бути зроблені наступні висновки:

1. розроблено конструкцію термоелектричного обладнання для контрастного теплового впливу на рефлексогенні зони стопи людини, що складається із ТЕБ, ванночки, заповненої гранулятом та теплообмінника.
2. створено математичну модель обладнання на основі системи диференціальних рівнянь, що описують процес теплопередачі в багатошаровій системі;

3. на основі математичної моделі отримано залежності зміни у часі температури гранулята, шкірного покриву й м'язової тканини за різних величин струму живлення ТЕБ, які показали досить швидко стабілізацію температури в зазначених областях, що не перевищує 2 хв.;
4. показано, що для досягнення необхідного рівня охолодження й нагрівання ділянок шкірного покриву можуть використовуватись стандартні ТЕМ зі струмом живлення порядку 2 А;
5. у результаті натурних випробувань дослідного зразка отримано залежності зміни у часі температури підошви стопи, поверхні, на якій перебуває гранулят, при роботі ТЕО в режимі охолодження, нагрівання, а також при контрастному впливові, які показали задовільну збіжність розрахункових і дослідних даних.

### Література

1. Олефиренко В.Т. Водотеплолечение. М.: Медицина, 1986. 288с.
2. Молостов В.Д. Иглотерапия: Практич. пособие. Ростов н/Д. 2000. 480с.
3. Патент № 2245693 РФ. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека / Исмаилов Т.А, Аминов Г.И., Евдулов О.В., Хазимова М.А. //Б.И. № 4, 2002.
4. Патент № 2245694 РФ. Полупроводниковое термоэлектрическое устройство для локального температурного воздействия на стопу человека / Исмаилов Т.А, Аминов Г.И., Зарат А., Евдулов О.В., Хазимова М.А. //Б.И. № 4, 2002.
5. Исмаилов Т.А., Евдулов О.В., Хазимова М.А. Математическая модель полупроводникового термоэлектрического устройства для теплового воздействия на стопу человека // Изв. Вузов. Приборостроение. 2004. Т. 47. № 7. С. 43-50.

Надійшла до редакції 17.06.2015

---

# НОВИНИ



---

**Булат Л.П.<sup>1</sup>, Федоров М.І.<sup>2</sup>**



*Булат Л.П.*

<sup>1</sup>Університет ІТМО, пр. Кронверський,  
49, Санкт – Петербург, 197101, Росія;  
<sup>2</sup>Фізико – технічний інститут, ім. А.Ф. Йоффе,  
вул. Політехнічна 26, Санкт – Петербург,  
194021, Росія.



*Федоров М.І.*

**МІЖНАРОДНА ЛАБОРАТОРІЯ  
«ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНЕ ПЕРЕТВОРЕННЯ ЕНЕРГІЇ Й  
НАНОІНЖИНІРІНГ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ СТРУКТУР»**

---

2013 р. Уряд Російської Федерації розробив і затвердив план заходів щодо розвитку російських університетів і підвищенню їх конкурентоспроможності серед провідних світових науково-освітніх центрів. У результаті виконання цього плану не менше п'яти російських університетів повинні до 2020 року ввійти в першу сотню провідних світових вузів.

Санкт-Петербурзький національний дослідницький університет інформаційних технологій, механіки й оптики (Університет ІТМО) [1] на конкурсній основі було відібрано у групу з 15 провідних російських університетів, що одержали державну підтримку для реалізації програми підвищення своєї міжнародної конкурентоспроможності.

Відповідно до «дорожньої карти» в Університеті ІТМО було організовано низку міжнародних лабораторій. У тому числі з нашої ініціативи створена Міжнародна лабораторія прямого перетворення енергії й наноінжиніринга термоелектричних структур [2]. Лабораторію відкрито 10 вересня 2013 р. на базі кафедри електротехніки й електроніки Університету ІТМО й Лабораторії фізики термоелементів Фізико-технічного інституту ім. А.Ф. Йоффе.

Керівниками Лабораторії є: д.ф.-м.н. Л.П. Булат – зав.кафедрою електротехніки й електроніки Університету ІТМО; д.ф.-м.н. М.І. Федоров – зав.лабораторією фізики термоелементів ФТІ ім. А.Ф. Йоффе й д-р Геральд Джеффрі Снайдер – керівник групи термоелектрики Каліфорнійського технологічного інституту [3].

Більше 20 відомих закордонних учених і керівників фірм є асоційованими членами Лабораторії [4]. До роботи залучено студентів, які навчаються в Університеті ІТМО за магістерською програмою 141200.68.04 «Термоелектричне перетворення енергії», а також аспіранти.

Міжнародна Лабораторія прямого перетворення енергії й наноінжиніринга термоелектричних структур активно співпрацює з російськими організаціями: ВАТ «Гіредмет» ДНЦ РФ, НДТУ МИСиС, ФДБНУ ТІЗНВМ, ІВФ «Кріотерм» та ін.

Основний напрямок досліджень Лабораторії – створення високоефективних термоелектричних матеріалів, у тому числі на основі наноструктур, і розробка на їх основі нового покоління екологічно чистих охолоджувачів і генераторів.

Застосування термоелектриків, що розробляються, включають:



1. Екологічно чисте твердотільне охолодження – кращий технічний розв'язок для завдань зниження температури й теплового менеджменту елементів мікроелектроніки, оптоелектроніки й світлотехніки, охолодження медико-біологічних об'єктів, лабораторних приладів і наукового устаткування.
2. Термоелектричне генерування електроенергії з низькопотенціальних джерел теплоти дає можливість використовувати тепло, що відходить від агрегатів транспортних засобів і енергетичних установок, забезпечити енергопостачання телекомунікаційних систем, космічних станцій; використовувати теплову частину спектра сонячного випромінювання.
3. Лабораторія зацікавлена в участі в різних міжнародних наукових або освітніх програмах або проектах, у створенні спільних освітніх програм магістратури й аспірантури із провідними світовими університетами, у залученні до роботи в Лабораторії російських і закордонних магістрантів і аспірантів, молодих учених.
4. Міжнародна Лабораторія прямого перетворення енергії й наноінжинірінгу термоелектричних структур готова співпрацювати з усіма зацікавленими колегами у виконанні науково-дослідних робіт і організації навчання магістрантів і аспірантів.

1. <http://en.ifmo.ru/>

2. [http://irc.ifmo.ru/en/87791/httpory/main\\_info.htm](http://irc.ifmo.ru/en/87791/httpory/main_info.htm)

3. <http://thttpoelectrics.caltech.edu/>

4. <http://www.its.org/content/laboratory-direct-energy-conversion-and-nano-engineering-thttpoelectric-structures>

---

**Булат Л.П.<sup>1</sup>, Федоров М.І.<sup>2</sup>, Новотельнова А.В.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Університет ІТМО, пр. Кронверський, 49, Санкт – Петербург, 197101, Росія;

<sup>2</sup>Фізико – технічний інститут ім. А.Ф. Іоффе, вул. Політехнічна 26,  
Санкт – Петербург, 194021, Росія.

**МАГІСТЕРСЬКА ПРОГРАМА  
«ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНЕ ПЕРЕТВОРЕННЯ ЕНЕРГІЇ»  
В УНІВЕРСИТЕТІ ІТМО**

---

З вересня 2013 р. у Санкт-Петербурзькому національному дослідницькому університеті інформаційних технологій механіки й оптики (Університет ІТМО) уперше в Російській Федерації почалася підготовка магістрів за програмою 141200.68.04 «Термоелектричне перетворення енергії».

Університет ІТМО – один з найстаріших навчальних закладів Росії. 2010 р. виповнилося 110 років від дня затвердження рішення Державної Ради Російської імперії «Про устанovu механіко-оптичного й годинникового відділення училища цесаревича Миколи». Університет є наступником Ленінградського інституту точної механіки й оптики (ЛІТМО). В 2009 році за результатами конкурсного відбору Міністерства освіти й науки Російської Федерації вуз одержав категорію "національний дослідницький університет".

Університет ІТМО – один з 15 провідних університетів Росії. Студенти навчаються на 18 факультетах інститутів і академій. Денне відділення готує бакалаврів за 31 напрямком та 94 спеціальностями, а заочне відділення – за 27 напрямками. В Університеті ІТМО реалізуються 190 програм магістратури за 32 напрямками підготовки.

Магістерську програму «Термоелектричне перетворення енергії» організували й курують кафедра електротехніки й електроніки разом з лабораторією фізики термоелементів Фізико-технічного інституту ім. А.Ф.Іоффе. До підготовки магістрантів залучено найбільш кваліфікованих викладачів, у тому числі з Фізико-технічного інституту ім. А.Ф.Іоффе.

У магістратуру можуть вступити особи, що мають диплом бакалавра або спеціаліста.

Загальна тривалість навчання становить 2 роки (4 семестри), це – 104 тижні, 120 залікових одиниць (European Credit Transfer and Accumulation System – ECTS), у тому числі:

- теоретичне навчання, включаючи сесії – 60 ECTS;
- практика – 12 ECTS або 432 години;
- науково-дослідна робота – 24 ECTS або 864 години;
- підготовка магістерської дисертації – 14 ECTS або 504 години;
- підсумкова державна атестація – 2 тижня (10 ECTS).

Навчальний план підготовки орієнтовано на дослідження й розробки в області термоелектричних охолоджувачів і генераторів, термоелектричних матеріалів, включаючи їх наноструктурування й вимірювання властивостей. Навчальний план містить такі основні й факультативні дисципліни:

- Вимоги до термоелектриків та їх класифікація.

- Способи одержання термоелектриків.
- Термоелектричні наноструктури.
- Методи вимірювання теплопровідності.
- Методи вимірювання електропровідності й коефіцієнта Зеебека.
- Пряме перетворення енергії й відновлювальні джерела енергії.
- Твердотільні методи охолодження.
- Моделювання температурних і електричних полів у термоелектричних системах.
- Термоелектричні охолоджувальні модулі й системи та технологія їх виготовлення.
- Принципи розрахунків термоелектричних охолоджувачів.
- Термоелектричні генераторні модулі й системи, утилізація низькопотенціального тепла.
- Принципи розрахунків термоелектричних генераторів.
- Обчислювальна газогідродинаміка, тепломасообмін і комп'ютерний інжиніринг.
- Спеціальні розділи термодинаміки низькотемпературних систем.
- Перспективи розвитку й напрямки застосування низькотемпературних систем і установок.
- Філософія й методологія наукового пізнання.
- Ділова іноземна мова.
- Практичний курс професійно-орієнтованого перекладу.

Студенти магістратури використовують унікальне й дороге устаткування Університету ІТМО й Лабораторії фізики термоелементів ФТІ ім. А.Ф. Йоффе. Це різні стенди для вимірювання термоелектричних параметрів різними методами в діапазоні температур (80 – 1300) К; технологічне обладнання, у тому числі для одержання об'ємних нанотермоелектриків; установки для проведення структурних досліджень.

Магістранти проходять виробничу практику в Лабораторії фізики термоелементів ФТІ ім. А.Ф. Йоффе, виконують наукові дослідження в Міжнародній науковій лабораторії прямого перетворення енергії й наноінжинірингу термоелектричних структур.

У період навчання магістранти можуть стажуватися в одному з університетів Європи.

Ми зацікавлені в співробітництві із провідними закордонними університетами стосовно підготовки магістрів і кандидатів наук в області термоелектрики, зокрема – у створенні спільних магістерських і аспірантських програм.

Значну допомогу в розробці навчального плану й робочих програм магістерської програми «Термоелектричне перетворення енергії» надала кафедра термоелектрики й фізичної метрології Чернівецького національного університету (Україна) і Інститут термоелектрики Національної академії наук і Міністерства освіти й науки України. Висловлюємо глибоку подяку співробітникам кафедри термоелектрики та медичної фізики ЧНУ й особисто професорові Лук'яну Івановичу Анатичуку.

## ПРАВИЛА ОФОРМЛЕННЯ СТАТТІ

Стаття повинна відповідати профілю журналу. Зміст статті має бути чітким, стислим, без повторень.

В редакцію направляють електронну версію статі.

Текст статті повинен бути набраним у текстовому редакторі не нижче MS Word 6.0/7.0.

Параметри сторінки: «зеркальні поля» верхнє поле – 2,5 см, нижнє поле – 2,0 см, всередині – 2,0 см, ззовні – 3,0 см, від краю до колонтитула верхнього – 1,27 см, нижнього – 1,27 см.

Графічні матеріали, фотографії подаються кольоровими, як виняток чорно – білими, у форматах .orj чи .cdr, допускається у форматах .jpg чи .tif. За бажанням автора таблиці і частина тексту також можуть бути кольоровими.

Статті подаються англійською мовою для англійськомовних авторів. Для російськомовних та україномовних авторів статті подаються англійською мовою і, відповідно, російською чи українською. Формат сторінок А4. Кількість сторінок – не більше 12. За узгодженням з редакцією число сторінок може бути збільшено.

**Для пришвидшення публікації статті просимо просимо дотримуватись наступних правил:**

- У верхньому лівому куті першої сторінки статті – індекс УДК;
  - ініціали та прізвище авторів – з нового рядка шрифтом Times New Roman розміром 12 пт, міжрядковий інтервал 1,2 вирівнювання по центру;
  - назва організації, адреса (вулиця, місто, індекс, країна) - з нового рядка на 1 см нижче ініціалів та прізвища авторів шрифтом Times New Roman розміром 11 пт, міжрядковий інтервал 1,2 вирівнювання по центру; назва статті розміщується на 1 см нижче назви організації, заглавними буквами полу жирним шрифтом New Roman розмір 12 пт, міжрядковий інтервал 1,2 вирівнювання по центру. Назва статті має бути конкретним і в теж час по можливості коротким;
  - анотація розміщується на 1 см нижче назви статті шрифтом Times New Roman розміром 10 пт, курсивом, міжрядковий інтервал 1,2 вирівнювання по ширині російською та англійською мовами;
  - ключові слова розміщуються нижче анотації шрифтом Times New Roman розміром 10 пт, міжрядковий інтервал 1,2 вирівнювання по ширині. Мова ключових слів відповідає мові анотації. Заголовок «Ключові слова» - шрифт Times New Roman, розмір 10 пт, напівжирний;
  - основний текст статті розміщується на 1 см нижче анотації з абзацу 1 см, шрифт Times New Roman, розмір 11 пт, міжрядковий інтервал 1,2 вирівнювання по ширині;
- формули набирають у редакторі формул шрифтами: Symbol, Times New Roman. Розмір шрифтів: «звичайний» - 12 пт, «крупний індекс» - 7 пт, «дрібний індекс» - 5 пт, «крупний символ» - 18 пт, «дрібний символ» - 12 пт). Формула розміщується по тексту, вирівнюється по центру і не повинна займати більше 5/6 ширини рядка, нумерація формул у круглих дужках справа;
- розмірності всіх величин, що використовуються в статті, подаються в системі СІ, а використовувані символи повинні бути пояснені;
  - рисунки розміщуються по тексту. Рисунки та фотографії повинні бути чіткими і контрастними, осі графіків - паралельними краям листа, усуваючи тим самим можливість появи

зрушення кутів при масштабуванні;

таблиці розміщують по тексту. Ширина таблиці повинна бути на 1 см менша ширини рядка. Над таблицею вказують її порядковий номер, вирівнювання по правому краю. Нумерація таблиць по всьому тексту статті наскрізна. Назва таблиці розміщується під її номером, вирівнювання по центру;

- список літератури наводять у кінці статті. Посилання на літературу вказують за текстом в квадратних дужках. Послідовність джерел у списку літератури має відповідати порядку їх згадування в тексті. Нижче наведені приклади різних типів посилань на літературу.

- Журнальна стаття: автор (спочатку прізвище, потім ініціали), назва статті, назва журналу, номер випуску, рік, номер сторінки (першої та останньої сторінок статті).

- Книга: автор (спочатку прізвище, потім ініціали), назва книги, номер тому або видання, місто, де видавалася, видавництво, рік, число сторінок.

- Патент: Bengen M.E., German Patent Appl. OZ 123, 438, 1940; German Patent 869,070, 1953, Tech. Oil Mission Reel, 143,135, 1946.

- Якщо в джерелі більше одного автора, то вказують всі прізвища та ініціали. Не використовуйте скорочення "і інші".

**До статті додається:**

- лист з клопотанням про публікацію (від організації, де виконувалась робота, або від авторів статті);

- відомості про автора (авторів): прізвище, ім'я, по батькові російською та англійською мовами; повна назва та поштова адреса установи, де працює автор, науковий ступінь, посада, номер телефону, електронна пошта;

- кольорова або, як виняток, чорно-біла фотографія автора (авторів). При числі авторів більше двох їх фотографії не наводяться;

- заява автора такого змісту:

Ми, що нижче підписалися автори, . . . . передаємо засновникам і редколегії журналу «Термоелектрика» право на опублікування статті. . . . . українською, російською та англійською мовами. Ми підтверджуємо, що дана публікація не порушує авторського права інших осіб чи організацій.

Дата Підписи