

ТЕРМОЕЛЕКТРИКА

МІЖНАРОДНИЙ НАУКОВИЙ ЖУРНАЛ

Заснований у грудні 1993 р.,
видається 4 рази на рік

№ 2

2022

Редакційна колегія

Головний редактор Л.І. АНАТИЧУК

Л.М. Вихор

А.О. Снарський

В.В. Лисько

Б.І. Стадник

С.В. Мельничук

О.І. Рогачова

Міжнародна редакційна рада

Л.І. Анатичук, *Україна*

Ю. Грін, *Німеччина*

С.П. Ашмонтас, *Литва*

Т. Кадзікава, *Японія*

Ж.К. Теденак, *Франція*

Т. Трітт, *США*

Х.Дж. Голдсмід, *Австралія*

С.О. Філін, *Польща*

Л. Чен, *Китай*

Д. Шарп, *США*

Т. Кайя, *США*

Ю.Г. Гуревич, *Мексика*

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

Редактори
В.М. Крамар, П.В. Горський

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

Адреса редакції:
Україна, 58002, м.Чернівці, Головноштамт, а/с 86
Тел. : + (380-372) 90 31 65.
Факс :+(380-3722) 4 19 17
E-mail: jt@inst.cv.ua
<http://www.jt.inst.cv.ua>

Підписано до друку: 24.03.2022 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, 2022

ЗМІСТ

Загальні проблеми

- Вихор Л.М., Горський П.В., Лисько В.В.* Методи вимірювання контактних опорів структур «метал – термоелектричний матеріал» (частина 1) 5

Технології

- Гаврилюк М.В., Лисько В.В., Руснак О.С.* Експериментальні дослідження термоелектричних параметрів матеріалів у складі термоелектричних модулів 25

Конструювання

- Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В.* Комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції без врахування фазового переходу 34

- Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Прибила А.В., Константинович І.А., Бойчук В.В.* Комп'ютерне моделювання термоелектричного сенсора теплового потоку на поверхні тіла людини 46

Термоелектричне приладобудування

- Анатичук Л.І., Прибила А.В.* Термоелектричний генератор, що використовує перепади температур у місячному ґрунті 61

- Анатичук Л.І., Гаврилюк М.В., Лисько В.В.* Обладнання для визначення термоелектричних властивостей матеріалу модифікованим методом Хармана 67

- До 85-річчя Л.І. Анатичука 75

УДК 53.08

Вихор Л.М., доктор фіз.-мат. наук¹
Горський П.В., доктор фіз.-мат. наук^{1,2}
Лисько В.В., канд. фіз.-мат. наук^{1,2}

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

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

МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ КОНТАКТНИХ ОПОРІВ СТРУКТУР «МЕТАЛ – ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИЙ МАТЕРІАЛ» (ЧАСТИНА 1)

Наведено огляд існуючих методів вимірювання електричного контактної опору. Проведено аналіз їх точності, переваг та недоліків, а також можливостей використання у термоелектриці для дослідження та оптимізації структур «метал – термоелектричний матеріал». Бібл. 11, рис. 14.

Ключові слова: електричний контактний опір, вимірювання, точність, термоелектричні перетворювачі енергії.

Вступ

Зменшення собівартості виготовлення термоелектричних перетворювачів енергії є актуальною задачею в термоелектриці. Вирішення цієї задачі дозволить суттєво підвищити конкурентоспроможність як охолоджувальних, так і генераторних термоелектричних модулів та розширити області їх практичного використання.

Зокрема, важливим є використання термоелектрики для рекуперації відходів тепла. Практично всі технологічні процеси у промисловості, а також отримання електричної енергії пов'язані з використанням палив, у тому числі і ядерного, для отримання теплової енергії. Більшість цієї енергії у промисловості після здійснення технологічних процесів розсіюється у оточуюче середовище газовими або рідинними теплоносіями.

У теплових машинах тільки 25 – 40 % теплової енергії перетворюється у механічну. Решта більше 50 % віддається оточуючому середовищу, що призводить до його термального забруднення і порушення теплового балансу Землі. Ця тепла потужність може бути перетворена в електричну енергію. Використання термоелектричних рекуператорів дозволяє отримати з цього тепла стільки електричної енергії, скільки генерують усі атомні електростанції. Таким чином термоелектричні рекуператори можуть стати важливим чинником у загальному екологічному покращенні, і отже є важливими для інтересів загальнонародської спільноти.

При цьому основною перешкодою для широкого практичного використання термоелектрики для рекуперації теплових відходів є висока вартість термоелектричних перетворювачів енергії, найбільшу частку у якій займає вартість термоелектричного матеріалу. Отже, вартість термоелектричних перетворювачів енергії може бути зменшена у десятки разів і наблизитись до необхідної для широких практичних застосувань завдяки їх мініатюризації. Однак, спроби створити мініатюрні модулі наштовхуються на зростаючий вплив контактних

опорів, які зумовлюють катастрофічне зниження якості модулів.

Розробка та оптимізація технологій створення контактних опорів, необхідних для задоволення практичних потреб, здійснюється експериментально шляхом вивчення впливу різноманітних технологічних факторів на величину контактного опору. Останнє є можливим тільки при наявності надійних методів та обладнання для вимірювання контактних опорів.

Метою цієї роботи є аналіз існуючих методів та обладнання для визначення величин контактних опорів та можливостей їх використання для дослідження та оптимізації структур «метал – термоелектричний матеріал».

1. Методи вимірювання електричного контактного опору

1.1 Методи, що застосовуються у мікроелектроніці

До найбільш сучасних методів вимірювання електричного контактного опору належать метод Кокса-Стрека [1], метод лінії передачі, метод Кельвіна та метод зондування межі розділу. Ці методи успішно використовуються в мікроелектроніці [1 – 10].

Автори праці [1] запропонували контакти зі сплаву срібла з індієм та германієм для арсеніду галію *n*-типу і контакти зі сплаву срібла з індієм та цинком для арсеніду галію *p*-типу. В залежності від питомого опору арсеніду галію опір таких контактів складає від 10^{-4} до 10^{-3} Ом·см².

В праці [2] показано, що на контактний опір істотно впливає технологія очищення поверхні напівпровідника. Зокрема, очищення розпиленням замість хімічного травлення істотно знижує контактний опір.

В праці [3] обговорюються різні методи вимірювання контактного опору і розповсюджені джерела похибок. Описано ряд методів, зокрема метод лінії передачі. Представлено і обговорено результати вимірювання контактних опорів для контактів алюміній-кремній в широкому інтервалі рівнів легування поверхневого шару кремнію.

В праці [4] запропоновано метод відокремлення контактного опору від опору масивного зразка. Цей метод ґрунтується на вимірюванні кутової залежності геометричного магнетоопору. Його ефективність перевірено на діодах Ганна. Похибка складає менше 0.5 % від загального опору пристрою.

В праці [5] описано установку для одночасного вимірювання електричного та теплового контактних опорів між металами. Вона дозволяє вимірювати електричний контактний опір з похибкою 0.003 % і тепловий контактний опір з похибкою 4.4 %. Результати вимірювань для реальних контактів знаходяться у добрій згоді з наявними у літературі теоретичними розрахунками.

В праці [6] описано установку для вимірювання електричного контактного опору. З її допомогою можна вимірювати контактні опори порядку 10мкОм. В ній використовується струм через контакт близько 1 мА, що дозволяє запобігти утворенню електричної дуги.

В праці [7] вказано, що вимірювання контактного опору «метал-високоомний напівпровідник» пов'язано з істотними труднощами, так що помилка може сягати п'яти порядків. Показано, що метод лінії передачі незастосовний, якщо контактний опір менший за 10^{-3} Ом·см².

В праці [8] розроблено установку для вимірювання контактного опору між металевими пластинами в залежності від тиску і досліджено відповідну залежність для пари мідних пластин.

В праці [9] виміряно електричний контактний опір між контактами зі сплаву $Fe-Cr$ та термоелектричним матеріалом $Ca_3Co_4O_9$. Максимальний контактний опір, отриманий при цьому, склав $1.2 \cdot 10^{-7}$ Ом·см².

Суть основних методів вимірювання контактної опору в мікроелектроніці викладена в праці [10]. Методи вимірювання контактної опору поділяються на чотири категорії:

- 1) двоконтактні-двоклемні;
- 2) багатоконтактні-двоклемні,
- 3) чотирьохклемні,
- 4) шести-клемні.

Жоден з цих методів незастосовний до вимірювання питомого поверхневого опору ρ_i . Замість цього визначається питомий контактний опір ρ_c , який не є власне опором поверхні розділу «метал-напівпровідник», але це є практично застосовна чисельна характеристика, яка описує реальний контакт. З цієї точки зору порівняти теорію та експеримент доволі важко, оскільки теорія не може точно передбачити ρ_c , а експериментально важко точно виміряти ρ_i . Часто важко навіть однозначно виміряти ρ_c . Ми обмежимося обговоренням експериментальних методик.

1.1.1 Двоконтактний-двоклемний метод

Цей метод є найбільш раннім. Його точність доволі сумнівна і застосовується він нечасто. Його найпростішу схемну реалізацію показано на рис. 1.

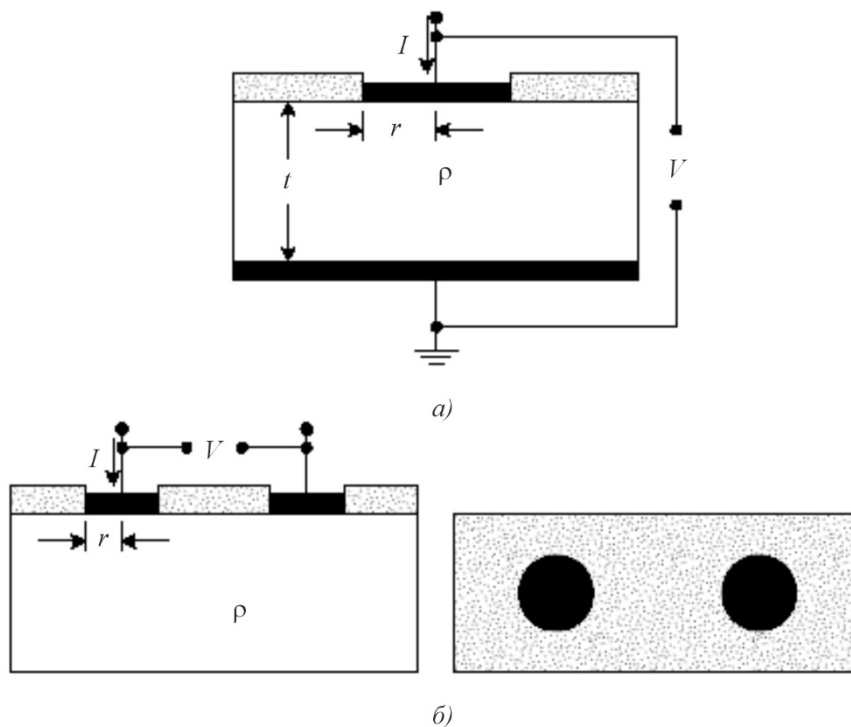


Рис. 1. Вертикальна двоклемна структура (а) і поверхнева двоклемна структура (б) для вимірювання контактної опору [10].

Для однорідного напівпровідника з питомим опором ρ і товщиною t загальний опір $R_T = V/I$, виміряний за схемою (а) при пропусканні через зразок струму I з визначенням напруги V між контактами, дорівнює:

$$R_T = R_c + R_{sb} + R_{cb} + R_p. \quad (1)$$

При вимірюванні за схемою (б) замість (1) використовується співвідношення:

$$R_T = 2R_c + 2R_{sb} + 2R_p. \quad (2)$$

В цих формулах R_c – контактний опір верхнього контакту, опір розтікання безпосередньо під контактом, R_{cb} – контактний опір нижнього контакту, R_p – опір зонду або дротини (проводу). Зазвичай нижній контакт має велику площу, і, отже, порівняно малий супутній контактний опір. Отже, контактним опором нижнього контакту часто нехтують. Подібно до цього, опір зонду також вважається малим.

Опір розтікання плоского непроникаючого контакту круглої форми радіусу r на поверхні напівпровідника з питомим опором ρ і товщиною t дорівнює:

$$R_{sp} = \frac{\rho}{2\pi r} \arctg(2t/r) \quad (3)$$

У випадку $2t \gg r$ справедливе співвідношення:

$$R_{sp} = \frac{C\rho}{4r}. \quad (4)$$

В цій формулі C – коригувальний множник, який залежить від ρ, r та розподілу струму. Для далеко рознесених контактів, як на схемі (б), що знаходяться на однорідно легованій напівобмеженій підкладці, $C = 1$. Якщо струм втікає вертикально у верхній контакт, як на схемі (а), то контактний опір дорівнює:

$$R_c = \rho_c / A_c = \rho_c / \pi r^2 \quad (5)$$

Співвідношення (1) показує, що за малих R_{cb} та R_p контактний опір буде різницею між загальним опором і опором розтікання. Але опір розтікання незалежно виміряти не можна. Отже, навіть малі похибки в опорі розтікання призведуть до значних похибок у значенні контактного опору. Отже, двоклемний метод найкраще працює, коли $R_{sp} \ll R_c$, тобто у випадку контактів малого радіусу.

Модифікацією двоклемного методу є використання верхніх контактів різних діаметрів. Отже, за відомими значеннями R_T можна визначити і побудувати залежність R_c від $1/A_c$ і за нахилом відповідного графіка визначити ρ_c . В якості альтернативи можна побудувати графік загального опору як функції $1/r$. Використовуючи контакти різних діаметрів, з форми кривої можна визначити, чи не є дані аномальними.

Двоклемний метод найчастіше реалізується з використанням горизонтальної (поверхневої) структури, зображеної на рис. 2.

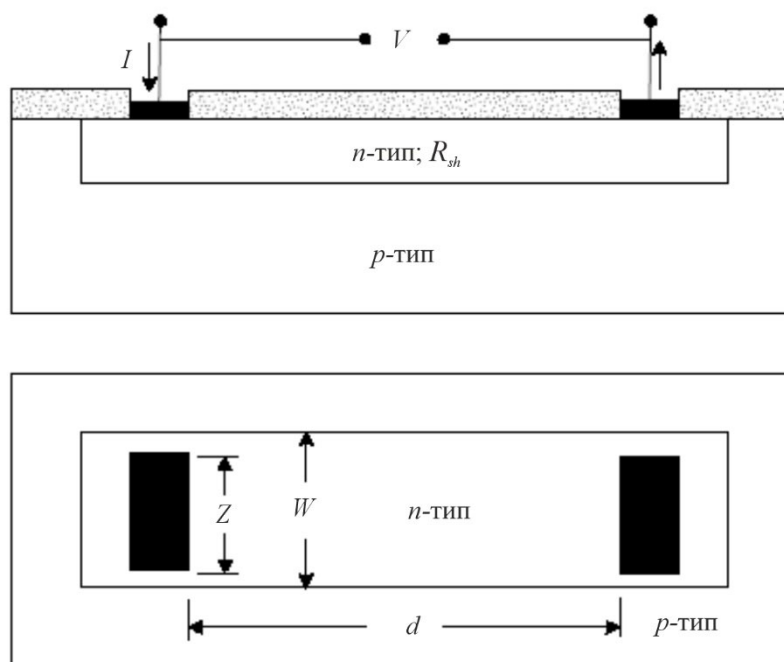


Рис. 2. Поверхнева (горизонтальна)структура для реалізації двоклемного методу вимірювання контактного опору в розрізі і в плані [10].

Вона відрізняється від структури, зображеної на рис. 1 б тим, що струм обмежується острівцем n -типу. Тестова структура складається з двох контактів, розділених відстанню d . З метою обмеження струму область, в якій розташовані контакти, повинна бути ізольована від решти підкладки шляхом легування або дифузії так, щоб, наприклад, у p -підкладці утворити область n -типу шляхом планарної технології або ж хімічного витравлювання області, що оточує острівець із залишенням «мези». Острівець в цьому прикладі має ширину W і в ідеальному випадку таку ж ширину повинні мати контакти. Однак це важко зробити, тому ширина контактів Z зазвичай відрізняється від W . В цьому випадку аналіз ускладнюється за рахунок горизонтального протікання струму, зростання його густини поблизу контактів та геометрії зразка. Для геометрії, зображеної на рис. 2, загальний опір дорівнює:

$$R_T = R_{sh}d/W + R_d + R_w + 2R_c. \quad (6)$$

В цій формулі R_{sh} – поверхневий опір n -шару, R_d – поправка на зміну струму поблизу контакту, R_w – поправка на ширину контакту, якщо $Z < W$. Вирази для опорів, що фігурують у формулі (6), дано в праці [10].

Для випадку багатьох контактів застосовується так званий «метод контактної ланцюга», схему якого зображено на рис. 3.

В цій схемі загальний опір між кожною парою контактів визначається як сума опору напівпровідника, контактної опору і опору металу. Опір напівпровідника розраховується за відомим поверхневим опором і геометрією ланцюга. Віднімаючи опір напівпровідника від загального опору отримуємо загальний контактний опір. Контактний опір кожного контакту отримується шляхом ділення результату на подвоєну кількість контактів.

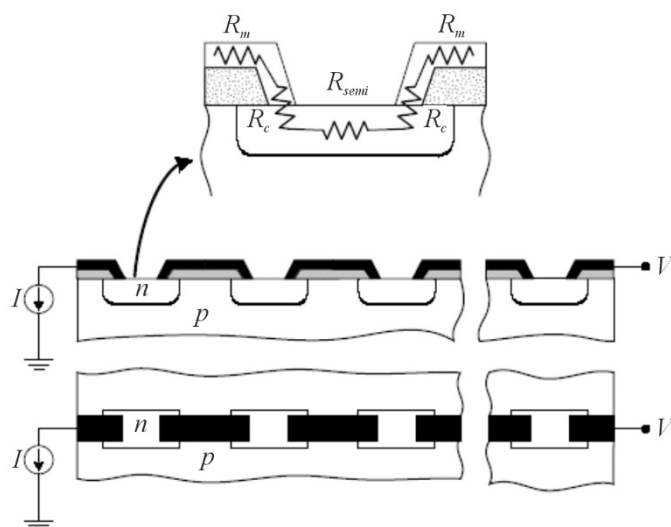


Рис. 3. Схема методу «контактного ланцюга» і зображення тестової структури в плані і в розрізі [10].

В цій схемі загальний опір між кожною парою контактів визначається як сума опору напівпровідника, контактного опору і опору металу. Опір напівпровідника розраховується за відомим поверхневим опором і геометрією ланцюга. Віднімаючи опір напівпровідника від загального опору отримуємо загальний контактний опір. Контактний опір кожного контакту отримується шляхом ділення результату на подвоєну кількість контактів. Для контактної ланцюга, який складається з N острівців і $2N$ контактів шириною W , розділених відстанню за умови нехтування опором металу справедливе наступне співвідношення:

$$R_T = \frac{NR_{sh}d}{W} + 2NR_c \quad (7)$$

Цей метод є надто грубим для точної оцінки контактної опору. Однак він доволі часто використовується для контролю технологічного процесу.

1.1.2 Багатоконтактний двоклемний метод

Схему методу зображено на рис. 4, тестову структуру для його реалізації – на рис. 5.

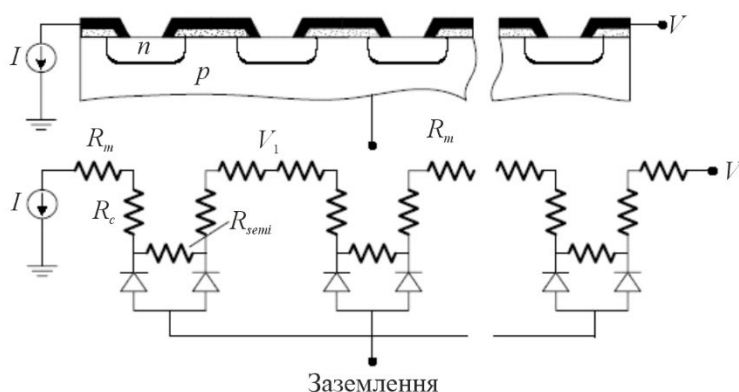


Рис. 4. Схема багатоконтактного двоклемного методу [10].

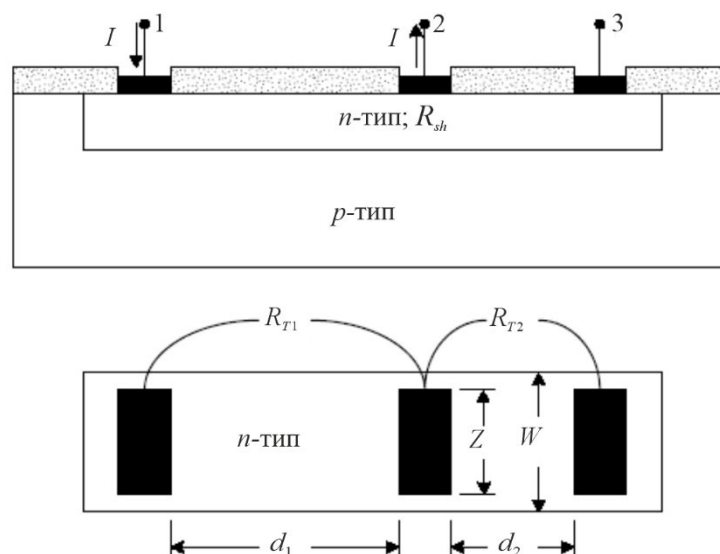


Рис. 5. Тестова структура для реалізації багато контактного двоклемного методу [10].

Даний метод було розроблено з метою усунення недоліків двоконтактного двоклемного методу. В його рамках створюються три однакових контакти до напівпровідника, розділених відстанями d_1 та d_2 . В припущенні, що контактні опори усіх трьох контактів однакові, загальний опір можна визначити так:

$$R_{Ti} = \frac{R_{sh}d_i}{W} + 2R_c. \quad (8)$$

Тому, підставляючи $i=1,2$ і розв'язуючи відповідну систему рівнянь відносно R_c , отримаємо:

$$R_c = \frac{R_{T2}d_1 - R_{T1}d_2}{2(d_1 - d_2)}. \quad (9)$$

Такий тестовій структурі не притаманні невизначеності простої двоклемної структури, оскільки немає необхідності знати об'ємний і поверхневий опір напівпровідника. Припущення про однаковість контактних опорів усіх трьох контактів дещо сумнівне, однак має підстави, якщо зразок не дуже великий. Контактний опір визначається через різницю двох великих величин. Це може створювати труднощі, особливо для контактів з малим опором. Визначення відстаней d_1 та d_2 являє собою додаткове джерело неточностей. Випадково даний метод може дати і від'ємне значення для контактного опору.

Структура на рис. 5 дозволяє визначити лише *контактний опір*. Питомий контактний опір не може бути прямо визначений з двох вимірювань опору. Знаходження r_c вимагає більш детальної оцінки розподілу струму в області горизонтального контакту і поза ним. Ранні дослідження двомірного розподілу струму у дифузійних резисторах, проведені Кенеді та Марлі, показали, що існує згущення струму в контактах. Аналіз в припущенні нульового контактного опору показав, що лише частина довжини контакту є активною при передачі струму від напівпровідника до металу і навпаки. Було знайдено, що ця частина приблизно дорівнює товщині дифузійного напівпровідникового шару.

Розглянемо тепер деякі тестові структури для вимірювання контактного опору, які зображено на рис. 6.

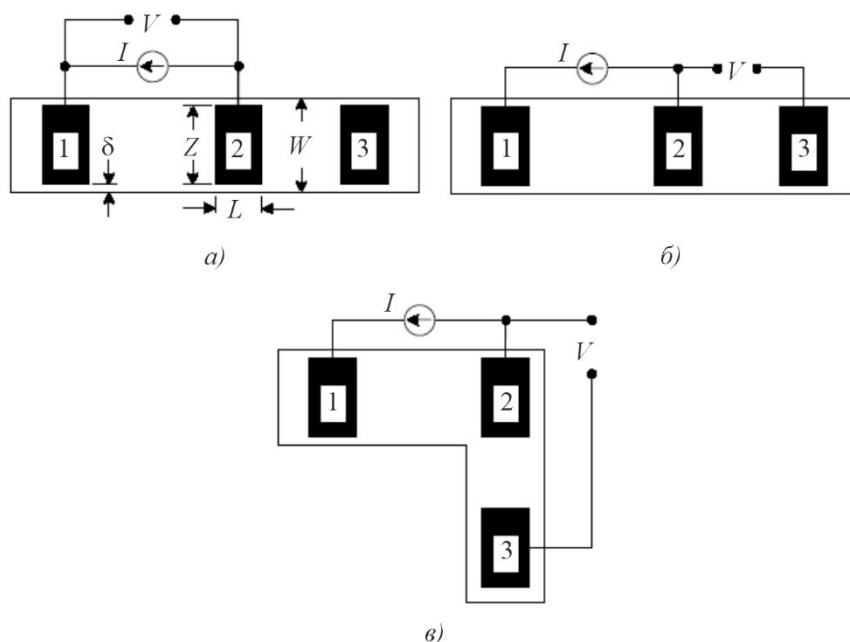


Рис. 6. Тестові структури для вимірювання контактної опору:
 а) звичайна; б) для вимірювання контактної опору кінцевого контакту;
 в) тестова структура Кельвіна типу «перехресний міст» [10].

В усіх цих структурах струм протікає від контакту 1 до контакту 2. В тестовій структурі для реалізації методу лінії передачі, зображеній на рис. 6 а, яка також називається *структурою для вимірювання опору переднього контакту*, напруга вимірюється між тими самими контактами, що й струм. В тестовій структурі, зображеній на рис. 6 б, напруга вимірюється між контактами 2 і 3. В тестовій структурі для вимірювання контактної опору методом Кельвіна (рис. 6 в), який вважається одним з найбільш точних, напруга вимірюється під прямим кутом до струму.

Розглянемо тепер вирази для опорів в цих схемах. В схемі б опір переднього контакту дорівнює:

$$R_{cf} = V/I = \frac{\sqrt{R_{sh}\rho_c}}{Z} \operatorname{cth}(L/L_T) = \frac{\rho_c}{L_T Z} \operatorname{cth}(L/L_T), \quad (10)$$

якщо $Z = W$. Якщо ж зразок ширший, ніж контакт, то формула (10) є лише наближеною.

Зазвичай вважається, що $R_{cf} = R_c$. Загальна формула (10) допускає ряд спрощень.

Наприклад, якщо $L < 0.5L_T$, то $\operatorname{cth}(L/L_T) \approx L_T/L$, отже,

$$R_c = \frac{\rho_c}{LZ}. \quad (11)$$

Якщо ж $L > 1.5L_T$, то $\operatorname{cth}(L/L_T) \approx 1$, отже

$$R_c = \frac{\rho_c}{L_T Z}. \quad (12)$$

В першому випадку істинна площа контакту співпадає з його ефективною площею. Однак у другому випадку ефективна площа контакту менша від істинної. Це веде до ряду важливих наслідків. Для прикладу розглянемо структуру з поверхневим опором 20 Ом/кв і питомим контактним опором 10^{-7} Ом·см². В цьому випадку «характерна довжина передачі» дорівнює 0.7 мкм. Для контакту довжиною 10 мкм і шириною 50 мкм істинна контактна площа дорівнює $5 \cdot 10^{-6}$ см². Однак ефективна площа контакту дорівнює лише $3.5 \cdot 10^{-7}$ см². Таким чином густина струму в контакті стає у 14 разів більшою, ніж у випадку, коли весь контакт є активним. Таке підвищення густини струму в контакті викликає проблеми, пов'язані з деградацією контакту. Зменшена площа контакту прогоряє в екстремальних випадках і активна ділянка контакту поступово зсувається аж до повного його руйнування.

Модель контакту, зображена на рис. 6, може виявитись надто спрощеною у випадку для ряду контактів. Наприклад, у випадку сплавних контактів контактна область складається з металу, області сплавлення і прилеглого шару напівпровідника. Контакти, які отримуються шляхом напилення металу на тонкий шар вузькозонного або широкозонного напівпровідника, також потрапляють у цю категорію. Це вимагає більш складної моделі лінії передачі, а саме тришарової. Тоді відповідні рівняння істотно ускладнюються.

Коли напруга вимірюється між контактами 2 і 3 в той час, як струм тече між контактами 1 і 2 (рис. 6 б), відповідний контактний опір дорівнює:

$$R_{ce} = V/I = \frac{\sqrt{R_{sh} \rho_c}}{Z \operatorname{sh}(L/L_T)} = \frac{\rho_c}{L_T Z \operatorname{sh}(L/L_T)}. \quad (13)$$

Вимірювання опору кінця контакту може бути використане для визначення питомого контактного опору через вимірювання R_{ce} і використання ітерації співвідношення (13). У випадку коротких контактів R_{ce} чутливе до змін довжини контакту, тому помилка у визначенні L лімітує точність методу. Для контактів великої довжини R_{ce} стає малим і точність його визначення лімітується похибкою приладів. Це можна побачити, побудувавши відношення

$$\frac{R_{ce}}{R_{cf}} = \frac{1}{\operatorname{ch}(L/L_T)}, \quad (14)$$

яке стає дуже малим для $L \gg L_T$.

Для випадку тестової структури Кельвіна (рис. 6 в) контакт 3 знаходиться в стороні від контактної лінії 1–2. Тому вимірювана напруга являє собою середнє значення потенціалу по довжині контакту, тобто:

$$V = L^{-1} \int_0^L V(x) dx, \quad (15)$$

Інтегруючи, отримаємо:

$$R_c = V/I = \frac{\rho_c}{LZ}, \quad (16)$$

Рівняння (13) припускає, що ширина контакту Z дорівнює ширині напівпровідникового шару. Це рідко реалізується на практиці. Зазвичай $Z < W$. Експерименти при $Z = 5$ мкм і W в діапазоні від 10 до 60 мкм показує що метод вимірювання опору кінця контакту дає помилково великий контактний опір. Помилка зростає, якщо ρ_c знижується. Або якщо R_{sh} зростає. Джерелом помилки є різниця потенціалів між переднім і заднім краєм контакту, внаслідок якої струм може обтікати краї контактів. Вимірюваний опір пропорційний до поверхневого опору і нечутливий до контактної опору за великих δ . Для справедливості простої одновимірної теорії тестова структура повинна задовольняти умовам $L \leq L_T, Z \gg L$ та $\delta \ll Z$. «Одновимірний» аналіз непридатний, якщо вказані умови не задовольняються. Але точне визначення ρ_c можливе, якщо належним чином підганяти чисельні розрахунки (моделювання) під дані вимірювань.

Проблемі, пов'язаній з тим, що $W \neq Z$ можна запобігти, якщо використовувати колову (кільцеву) тестову структуру, яка складається з провідної внутрішньої області радіусом L , щілини шириною d та внутрішньої контактної області. Провідні області зазвичай металеві, а ширина щілини варіюється від декількох мікронів до десятків мікронів. Структуру показано на рис. 7.

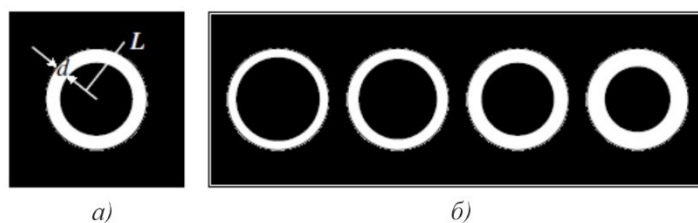


Рис. 7. Окремий елемент колової структури (а) та структура в цілому (б).
Чорні області – метал [10].

Якщо поверхневі опори напівпровідникового шару під металом і у щілині однакові, то для загального опору між зовнішніми і внутрішніми контактами справедливий наступний вираз:

$$R_T = \frac{R_{sh}}{2\pi} \left[\frac{L_T}{L} \frac{I_0(L/L_T)}{I_1(L/L_T)} + \frac{L_T}{L+d} \frac{K_0(L/L_T)}{K_1(L/L_T)} + \ln \left(1 + \frac{d}{L} \right) \right] \quad (17)$$

В цих формулах $I_m(z)$ та $K_m(z)$ – функції Беселя уявного аргументу та модифіковані функції Беселя відповідних індексів.

Для колової тестової структури лінії передачі, зображеної на рис. 7, за умови $L \gg 4L_T$ відношення I_0/I_1 і K_0/K_1 прямує до одиниці, і, отже, вираз (17) спрощується:

$$R_T = \frac{R_{sh}}{2\pi} \left[\frac{L_T}{L} + \frac{L_T}{L+d} + \ln \left(1 + \frac{d}{L} \right) \right] \quad (18)$$

Якщо, до того ж, $L \gg d$, то вираз (25) набуває вигляду:

$$R_T = \frac{R_{sh} C}{2\pi L} (d + 2L_T), \quad (19)$$

де

$$C = \frac{L}{d} \ln \left(1 + \frac{d}{L} \right) \quad (20)$$

Для використовуваних на практиці радіусів близько 200 мкм та ширини щілин в діапазоні 5 – 50 мкм необхідний коректуючий фактор d/L для компенсації відмінності між результатами лінійного методу лінії передачі і розгляду у відповідності з коловою схемою з метою одержання лінійного згладжування експериментальних даних. Без коректуючого фактору питомий контактний опір недооцінюється. Подібно до випадку лінійної структури, скоректовані дані дозволяють оцінити характерну довжину передачі, отже, і питомий контактний опір.

Колова тестова структура має одну істотну перевагу. Вона полягає в тому, що при вимірюваннях немає необхідності ізолювати напівпровідниковий шар, оскільки струм може протікати лише від центрального контакту до оточуючого контакту. В лінійній тестовій структурі для реалізації методу лінії передачі струм може протікати від контакту до контакту через область поза тестовою структурою, якщо вона не ізолювана. Колова тестова структура з чотирма металевими контактами дуже подібна до хрестоподібного мостового резистора Кельвіна, який обговорювався раніше (див. рис. 6 в).

Рівняння (10) і (13) отримано в припущенні, що $\rho_c > 0.2R_{sh}t^2$, де t – товщина овщина шару. Для $R_{sh} = 20 \text{ Ом/кв}$ та $t = 1 \text{ мкм}$ ця умова веде до нерівності $\rho_c > 4 \times 10^{-8} \text{ Ом}\cdot\text{см}^2$. Метод лінії передачі має бути модифікований, якщо ця умова не задовольняється, що перевіряється експериментами та моделюванням. Однак більшість контактних опорів є значно більшими, отже, метод лінії передачі придатний.

Трудність у вирішенні питання про те, де саме вимірювати напругу у схемах на рис. 6 призвела до виникнення призвела до виникнення тестової структури, зображеної на рис. 8 і відповідного до неї «методу довжини передачі», запропонованого Шоклі.

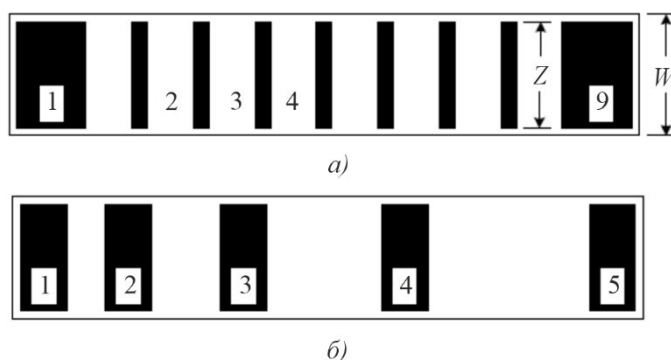


Рис. 8. Тестові структури для реалізації «методу довжини передачі» [10].

Структура для реалізації цього методу дуже схожа на структуру, зображену на рис. 2, однак містить більше, ніж 3 контакти. Два контакти на кінцях тестової структури слугують для входу і виходу струму з вихідної «драбинкової» структури, а напруга вимірюється між одним з великих контактів і кожним з послідовних вузьких контактів як на рис. 8 а. Пізніше було запропоновано структуру, зображено на рис. 8 б, в якій напруга вимірюється між сусідніми контактами.

Структура на рис. 8 б має певні переваги в порівнянні зі структурою, зображеною на рис. 8 а. Якщо напруга в «драбинковій» структурі вимірюється, наприклад, між контактами 1 і 4, то відбувається збурення струму за рахунок наявності контактів 2 та 3. Вплив контактів 2 та 3

залежить від «характерної довжини передачі» L_T та довжини контакту L . Якщо $L \ll L_T$, то струм не проникає відчутним чином у контакт 2 і тому контакти 2 та 3 не впливають на результати вимірювань. Якщо ж $L \gg L_T$, струм протікає в металі і контакт можна уявити як два контакти довжиною L_T , які знаходяться у металевому провіднику. Шунтування струму металевими смужками, вочевидь, впливає на значення вимірюваної напруги, а, отже, і опору. З цієї точки зору структура на рис. 8 б є кращою, оскільки в ній між кожними двома контактами є «чистий» напівпровідник (в тому розумінні, що відповідний проміжок достатній для непроникнення струму у сусідній контакт).

Для контактів, які задовольняють умові $L \geq 1.5L_T$ справедливим є такий вираз для вимірюваного опору переднього контакту:

$$R_T = R_{sh}d/Z + 2R_c \approx \frac{R_{sh}}{Z}(d + 2L_T), \quad (21)$$

де ми використали те ж наближення, яке веде від формули (10) до формули (12).

Залежність вимірюваного контактного опору від d зображено на рис. 9.

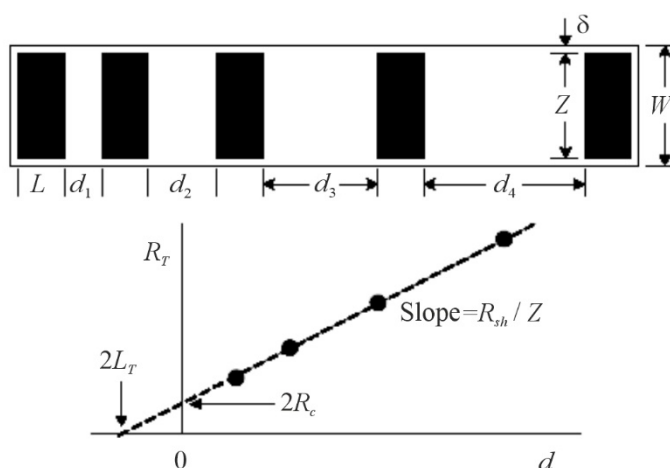


Рис. 9. Тестова структура для реалізації методу «характерної довжини передачі» і залежність вимірюваного загального опору від d [10].

Нахил прямої $\Delta d/d = R_{sh}/Z$ дає можливість визначити поверхневий опір R_{sh} , якщо ширина контакту Z відома з незалежних вимірювань. Точка перетину графіка з вертикальною віссю за умови $d = 0$ дає можливість визначити загальний контактний опір. Точка перетину графіка з горизонтальною віссю за умови $R_T = 0$ дає можливість визначити «характерну довжину передачі», і, отже, питомий контактний опір, оскільки поверхневий опір R_{sh} відомий з нахилу прямої. Таким чином цей метод дає повну характеристику контакту, включаючи поверхневий опір шару напівпровідника, повний контактний опір і питомий контактний опір.

Зазвичай для вимірювання контактного опору використовується саме цей метод, однак він має свої проблеми. Так, точка перетину графіка з горизонтальною віссю не завжди визначається чітко, що веде до невірних значень L_T , а, отже, і R_c . Однак більш серйозну проблему являє невизначеність поверхневого опору шару напівпровідника під контактами. Рівняння (21) справедливе у припущенні однаковості поверхневого опору шару напівпровідника під

контактами і між ними. Однак ці опори можуть відрізнитись між собою за рахунок ефектів, пов'язаних з формуванням контакту. Це вірно для сплавних та «силіцидних» контактів, коли область напівпровідника під контактом модифікується у процесі отримання контакту. В цьому випадку для опору переднього краю контакту і загального опору справедливі такі вирази:

$$R_{cf} = \frac{\rho_c}{L_{Tk} Z} \operatorname{cth}(L/L_{Tk}). \quad (22)$$

$$R_T = \frac{R_{sh} d}{Z} + 2R_k \approx \frac{R_{sh} d}{Z} + \frac{2R_{sk} L_{Tk}}{Z} = \frac{R_{sh}}{Z} \left[d + 2(R_{sk}/R_{sh}) L_{Tk} \right]. \quad (23)$$

У формулі (23) R_{sk} – модифікований поверхневий опір шару напівпровідника під контактом, $L_{Tk} = \sqrt{\rho_c / R_{sk}}$. Нахил залежності R_T від d , як і раніше, визначає R_{sh}/Z і точка перетину з вертикальною віссю дає $2R_c$. Однак, точка перетину з горизонтальною віссю дає $2(R_{sk}/R_{sh})L_{Tk}$, отже, питомий контактний опір тепер визначити неможливо, оскільки R_{sk} невідоме. Тим не паче, визначаючи R_{cf} методом «характерної довжини передачі» та R_{ce} «методом опору кінця контакту», де:

$$R_{ce} = \frac{\sqrt{R_{sk} \rho_c}}{Z \operatorname{sh}(L/L_{Tk})} = \frac{\rho_c}{Z L_{Tk} \operatorname{sh}(L/L_{Tk})}; \quad R_{cf} = \frac{1}{\operatorname{ch}(L/L_{Tk})}. \quad (24)$$

можна визначити L_{Tk} та ρ_c . Таким чином стає можливим визначення контактного опору та питомого контактного опору на додачу до опору поверхневого шару напівпровідника між контактами та під ними. Також можна відокремити R_{sh} від R_{sk} шляхом витравлювання напівпровідника між контактами.

Визначення електричних параметрів контактів методом лінії передачі базується на припущенні про однаковість електричних та геометричних параметрів контактів по перерізу зразка. Однак ці параметри зазвичай розсіюються по чіпу (пластині). Статистичне моделювання свідчить, що звичайна процедура отримання даних може призвести до похибок навіть в тому випадку, якщо відсутні похибки вимірювання електричних та геометричних параметрів. Для випадку коротких контактів ($L < L_T$) ρ_c може бути визначене, незважаючи на розсіювання інших параметрів, в той час, як помилка у визначенні R_{sk} та R_{sh} має місце лише тоді, коли ρ_c розсіюється по пластині. У випадку довгих контактів знайдені значення ρ_c та R_{sk} мають похибку тоді, коли існує похибка вимірювань. Найкращі результати отримуються, коли $L \geq 2L_T$. Якщо пластина має неоднорідний розподіл електричних параметрів з коливаннями 10 – 30 %, то похибка визначення ρ_c та R_{sk} може сягати 100 – 1000 %. Використання більше ніж однієї тестової структури дає можливість знизити похибки.

1.1.3 Чотирьохклемний метод вимірювання контактного опору

Методи вимірювання контактного опору, які розглядалися досі, вимагають знання значення питомого або поверхневого опору напівпровідникового шару. Однак бажаними є такі методи вимірювання R_c та ρ_c , які б дозволяли мінімізувати вклад опорів напівпровідникового шару або й зовсім позбавитись від нього. Метод вимірювання, який найбільше підходить до цієї

мети – це метод Кельвіна, який ґрунтується на структурі Кельвіна з «мостами, що перетинаються». Вперше таку тестову структуру було використано у 1972 р., але лише на початку 80-х років її серйозно оцінили. В принципі цей метод дозволяє виміряти власне контактний опір, не спотворений опорами напівпровідника та металу. Принцип вимірювання ілюструється рис. 10.

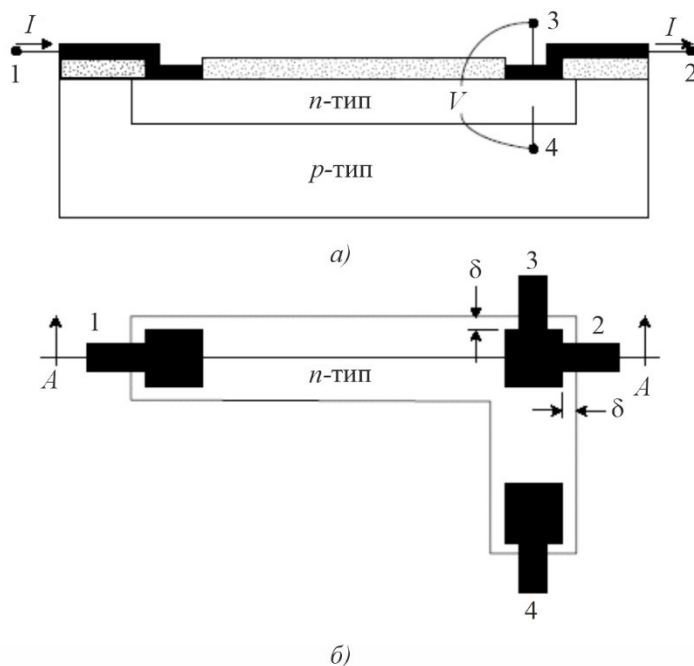


Рис. 10. Тестова структура Кельвіна в розрізі по А-А і в плані [10].

Струм пропускається між контактами 1 та 2, а напруга вимірюється між контактами 3 та 4. Існує три стрибки напруги між контактами 1 і 2. Перший – між пластиною 1 і напівпровідниковим шаром, другий – вздовж поверхні напівпровідникового шару і третій – між n-шаром і пластиною 2/3. Великий вхідний імпеданс вольтметра зумовлює дуже малий струм між контактами 3 та 4. Отже, потенціал на контакті 4 такий самий, як і безпосередньо потенціал n-області під пластиною 2/3, як це ілюструється на рис. 10 а шляхом розміщення точки 4 безпосередньо під контактом 3. Таким чином, вимірювана напруга V_{34} цілком зумовлена стрибком на контакті «метал-напівпровідник». Контактний опір тоді дорівнює:

$$R_c = V_{34} / I, \quad (25)$$

тобто просто відношенню напруги до струму. Отже, питомий контактний опір дорівнює

$$\rho_c = R_c A_c, \quad (26)$$

де A_c – площа контакту.

Цей метод вважається найточнішим, однак співвідношення (26) не завжди узгоджується з експериментальними даними. Питомий контактний опір, розрахований у відповідності з (26) є уявним контактним опором, спотвореним поверхневим згущенням струму у випадку, якщо контактні вікна менші за дифузійний проміжок, позначений як δ на рис. 10. Викривлення контактного вікна до дифузійного шару і горизонтальна дифузія легуючої домішки враховуються за умови $\delta > 0$. Ідеальний випадок $\delta = 0$ ілюструється рис. 11 а. В реальному

контакті частина струму, показана стрілками на рис. 11 б, обтікає металевий контакт. В ідеальному випадку, коли $\delta = 0$, стрибок потенціалу $V_{34} = IR_c$.

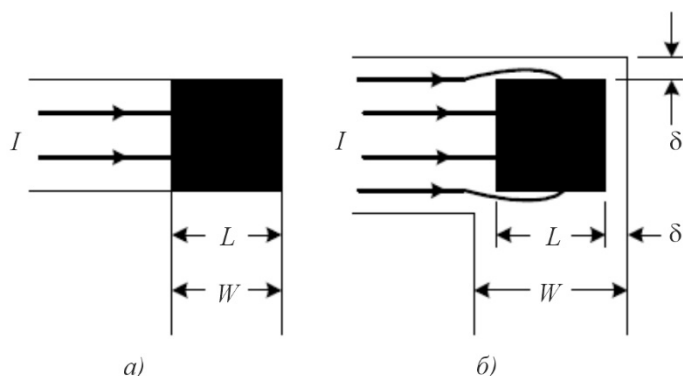


Рис. 11. Тестові структури Кельвіна: а) ідеальна; б) з урахуванням горизонтального протікання струму навколо контакту і під ним [10].

У випадку ж $\delta \neq 0$ горизонтальний струм створює додатковий стрибок напруги, який включається у V_{34} і призводить до більшого значення вимірюваної напруги. У відповідності зі співвідношенням (26) ρ_c зростає, якщо використовується істинна площа контакту. Отримане таким чином значення ρ_c відоме як уявний питомий контактний опір. Помилка, яка вноситься вказаним вище геометричним фактором, більша для нижчих значень ρ_c , та (або) вищих R_{sh} і менша для вищих значень ρ_c , та (або) нижчих R_{sh} . Вертикальний стрибок напруги в напівпровіднику, нормальний до площини контакту, як правило, до уваги не береться, хоча він теж вносить поправку.

1.1.4 Шестиклемний метод вимірювання контактного опору

Схему шестиклемного методу вимірювання контактного опору показано на рис. 12.

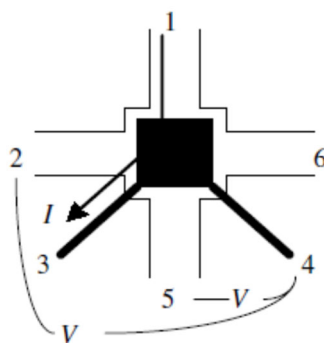


Рис. 12. Схеми шестиклемного методу вимірювання контактної опору, яка дозволяє одночасно визначити $R_c, R_{ce}, R_{cf}, R_{sk}$ [10].

Відповідна тестова структура являє собою чотирьохклемну тестову структуру Кельвіна з двома додатковими контактами для створення додаткових можливостей, не притаманних звичайній структурі Кельвіна. Ця структура дозволяє визначити контактний опір, питомий

контактний опір, опір початку контакту, опір кінця контакту та поверхневий опір напівпровідника. У випадку звичайної структури Кельвіна струм закачується між контактами 1 і 3 і напруга вимірюється між контактами 2 і 4. Тоді $R_c = V_{24}/I$, і, отже, $\rho_c = R_c/A_c$. Проблеми, що впливають з розгляду в рамках двомірної моделі, для шестиклемної структури зберігаються.

Для вимірювання опору кінця контакту у відповідності із співвідношенням $R_{ce} = V_{54}/I$ струм пропускається між контактами 1 та 3, а напруга вимірюється між контактами 5 та 4. За відомих контактних опорів і питомого контактних опорів, визначених раніше, поверхневий опір напівпровідника під контактом може бути визначений через опори R_{ce} та R_{cf} зі співвідношень (10) та (24).

2. Вимірювання електричного контактних опорів в термоелектриці

Відомо, що вплив контактних опорів на ефективність термоелектричного пристрою зростає в міру його мініатюризації. Популярні в мікроелектроніці методи вимірювання контактних опорів придатні для тонких плівок, але не можуть бути безпосередньо перенесені на випадок масивного ТЕ-матеріалу. Автори [11] пропонують метод вимірювання контактних опорів для випадку масивних ТЕ-матеріалів шляхом виготовлення і випробування пачок пластин ТЕ-матеріалу, вкритих металом, з використанням традиційного для виготовлення термоелектричних пристроїв технологічного процесу. Співвідношення для термоелектричної добротності Z пачки використовується з метою виділення контактних опорів і зниження чутливості результатів до опорів ТЕ-матеріалу. Перевагою цієї техніки є те, що вона відображає реальний технологічний процес виготовлення ТЕ-пристроїв і з максимальною точністю копіює структури, подібні до реальних ТЕ-пристроїв. Найменші значення електричного контактних опорів, які вдалось виміряти цим методом при 300 К склали $1.1 \cdot 10^{-6}$ та $1.3 \cdot 10^{-6}$ Ом·см² відповідно для матеріалів n - та p -типу. Похибка вимірювань для кожного зразка складає від 10 до 20 %, що прийнятно при вимірюванні контактних опорів порядку 10^{-6} Ом·см².

Удосконалений метод вимірювання контактних опорів за термоелектричною добротністю в режимі охолодження, описаний в [11] зводиться до наступного. Відомо, що максимальна холодопродуктивність термоелемента визначається як:

$$Q_{\max} = \frac{1}{2L} \left[\frac{\alpha^2 T_c^2}{(2\rho + 4\rho_c/L)} - k\Delta T \right]. \quad (27)$$

У цій формулі L – довжина термоелектричної гілки, α – коефіцієнт Зеебека, T_c – температура холодного спаю, ρ – питомий опір напівпровідника, ρ_c – контактний опір, k – коефіцієнт теплопровідності, ΔT – перепад температур. Вважається, що вплив контактних опорів на продуктивність холодильника є істотним, якщо довжини гілок дорівнюють 200 мкм або менше. Питомий контактний опір виміряти важко, якщо він менший за 10^{-6} Ом·см². З метою кількісної оцінки контактних опорів на Bi_2Te_3 було розроблено і застосовано пачкоподібну структуру, яка імітує реальний пристрій. Технологічний процес виготовлення пачкоподібної структури був подібним до процесу виготовлення реального термоелектричного охолоджувача, так що контактний опір відтворювався добре. Пачкоподібна структура виготовлялась з декількох пластин термоелектричного матеріалу. Пластини були з'япані між собою в єдиному процесі і розрізані на «кубики», як показано на рис. 13.

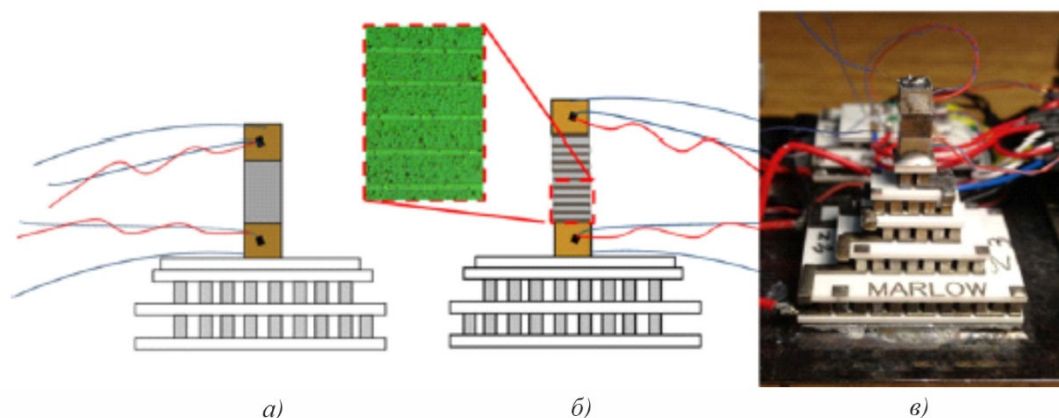


Рис. 13. Спосіб вимірювання контактної опору за добротністю [11]: а) – контрольний зразок; б) – пачкоподібна структура; в) – загальний вигляд вимірювального стенду.

Процес виготовлення зразків показано на рис. 14.

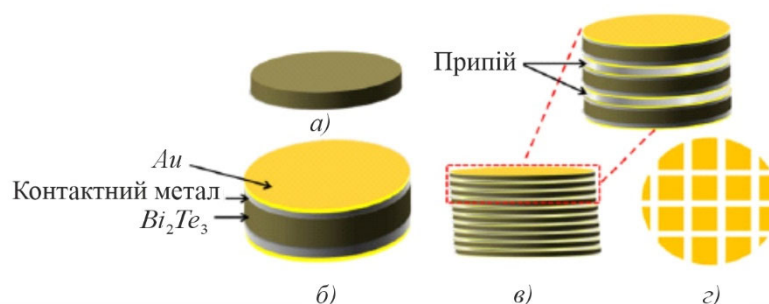


Рис. 14. Послідовні стадії процесу виготовлення зразків [11]: а) – одна пластинка після притирання; б) – пластинка після травлення і осадження контактного шару; в) – готова пачка з 10 пластинок після спаювання; г) – пачка пластинок, розрізана на кубики.

Виготовлення зразків здійснювалось наступним чином. Спочатку пластинки притирились до товщини 250 мкм. Склад ТЕ-матеріалів був приблизно такий: *n*-тип – $(Bi_2Te_3)_{0.9}(Bi_2Se_3)_{0.1}$, *p*-тип – $(Sb_2Te_3)_{0.75-0.80}(Bi_2Te_3)_{0.2-0.25}$. Після притирання пластинки проходили обробку поверхні і осадження металу. Золото осаджувалося на поверхню металевих контактів з метою запобігання окисленню поверхні і забезпечення змочування її припоєм. Після осадження металу пластинки вміщувались у спеціальний затискний пристрій. Припій наносився вручну з використанням керамічних смужок для забезпечення площинності та гладкості поверхні. Далі одна пластинка вміщувалась на другу і обережно притискалась. Надлишок припою видалявся. Процес продовжувався до формування пачки з 10 пластинок. Для формування пачок застосовувався олов'яно-сурм'янистий припій. Після цього готові пачки вміщувались у піч. Багатьма випробуваннями перевірялась однорідність припою і відтворюваність технологічного процесу формування пачок. Після цього готові пачки розрізались на квадрати зі стороною 3.8 мм. Мідні накладки з струмопровідними проводами напаявались на кінці кожної пачки. З метою виготовлення контрольних зразків з тими ж термоелектричними властивостями з суміжного куска кожного з відповідних зливок виготовлялись суцільні пластинки висотою 2.5 мм. Контрольні зразки і пачки вміщувались у стенд для вимірювання добротності і вимірювались термоелектричні властивості в діапазоні температур від 260 до 340 К.

Термоелектрична добротність вимірювалась модифікованим методом Хармана.

Вимірювався також коефіцієнт Зеєбека α та питомий опір ρ . Вимірювальну установку було відкалібровано таким чином, щоб забезпечити похибку вимірювань не більше 2 %.

Суть методу вимірювання полягає в наступному. Добротність контрольного зразка дорівнює:

$$Z_{\text{control}} = \frac{\alpha^2 L}{k(\rho L + 2\rho_c)} \quad (28)$$

В той же час добротність пристрою у вигляді пачки дорівнює:

$$Z_{\text{stack}} = \frac{\alpha^2}{k(\rho + 2\rho_c/t)} \quad (29)$$

Зрозуміло, що за рахунок малості середньої віддалі t між пластинами в пачці різниця між Z_{control} та Z_{stack} може бути зроблена досить відчутною і, отже, точність визначення питомого контактного опору ρ_c істотно підвищена. Ділячи (28) на (29) і розв'язуючи отримане рівняння відносно ρ_c отримаємо:

$$\rho_c = \frac{\rho L}{2} \left(\frac{Z_{\text{ratio}} - 1}{L t^{-1} - Z_{\text{ratio}}} \right) \quad (30)$$

В цій формулі

$$Z_{\text{ratio}} = Z_{\text{control}} / Z_{\text{stack}} \quad (31)$$

Для підвищення точності необхідно виготовити декілька контрольних зразків і декілька пачок і взяти середні значення відповідних добротностей, виміряних модифікованим методом Хармана.

Авторами праці [11] було використано усереднення по 5 пачках і 3 контрольних зразках. Таким чином в кожному експерименті виконувалось усереднення більш по 100 поверхнях розділу. За рахунок основного вкладу контактної опору в зміну добротності пачки температурний вплив шарів припою при розрахунках до уваги не брався. Результати розрахунків контактної опору показують, що при використанні стандартного процесу 1 питомий контактний опір в середньому складає $3.6 \cdot 10^{-6}$ Ом·см² та $2.7 \cdot 10^{-6}$ Ом·см² для матеріалів p та n -типу відповідно. Для процесу 1 точність визначення контактної опору узгоджується з моделями та результатами вимірювання холодопродуктивності реальних охолоджувачів з довжинами гілок 0.45 мм. Початкові результати для процесу 2 показали істотне зниження контактної опору. А саме, питомі контактні опори для матеріалів p та n -типу склали $1.1 \cdot 10^{-6}$ Ом·см² та $1.3 \cdot 10^{-6}$ Ом·см².

Максимальна невизначеність у значеннях контактної опору не перевищує 20 %, що досить добре для визначення контактних опорів порядку 10^{-6} Ом·см². Коли контактний опір спадає, розраховане значення ρ_c стає більш чутливим до варіацій добротності зразків. Отже, для вимірювання контактних опорів в межах $5 \cdot 10^{-7}$ Ом·см² зразки попередньо мають бути перевірені на зниження стандартного відхилення вимірюваних значень добротності. Однією з багатьох переваг даного методу є можливість визначення контактної опору в широкому інтервалі температур, і таблиця 1 показує зниження контактної опору зі зниженням температури, що чітко відбиває температурну залежність об'ємних опорів у відповідності з «ефектами звуження».

Висновки

1. Найбільш точним методом вимірювання електричного контактного опору є метод Кельвіна у його шестиклемній модифікації. Цей метод успішно використовується в мікроелектроніці. Інформація про його застосування в термоелектриці в літературі відсутня.
2. Єдиним відомим методом вимірювання контактного опору паяних металевих контактів до термоелектричного матеріалу є модифікований метод, який ґрунтується на вимірюванні добротності пачки пластин ТЕМ з багатьма контактами. Цей метод потребує вдосконалення для зменшення похибки вимірювання контактного опору, яка складає 20 %.

Література

1. Cox R.H., Strack H. (1969). *Sol. St. Electron.*, 12, 89.
2. Heime K., Konig U., Kohn E., Wortmann A. (1974). *Sol. St. Electron.*, 17, 835.
3. Berger H.H. J. (1972). *Electrochem. Soc.*, 119, 507.
4. Gutai L., Mojres T. *Appl.Phys. Lett.* (1975). 26, 325.
5. Misra P., Nagaraju J. (2004). Test facility for simultaneous measurement of electrical and thermal contact resistance. *Rev. Sci. Instr.*, Aug.2004, doi 10.1063/1.1775316
6. Maheshappa N.D., Nagaraju J., Krishna Murthy N.V. (1998). A facility for electrical resistance contact measurement. *Rev. Sci. Instr.*, Mar.1998, doi 10.1063/1.1148810
7. Deepak, Krishna H. (2007). Measurement of small specific contact resistance of metals with resistive semiconductors. *J. El. Mat.*, 36 (5), 598 – 605, doi 10.1007/s11664-007-0091-y
8. Maheshappa H.D., Nagaraju J., Krishna Murthy M.V. (1998). A facility for electrical resistance contact measurement. *Rev. Sci. Instr.*, Mar. doi 10.1063/1.1148810
9. Holgate T.C., Han L., Wu NY, Bojesen E.D., Cristensen M., Iversen Bo.B., Nong N.V., Pryds N. *Characterization of the interface between Fe-Cr alloy and the p-type thermoelectric oxide Ca₃Co₄O₉.*
10. Schroder D.K. (2006). *Semiconductor material and device characterization*. IEEE press. A John Wiley & Sons, Inc. Publication.
11. Gupta R.P., McCarty R., Sharp J. (2013). Practical contact resistance measurement method for bulk Bi₂Te₃ based thermoelectric devices. *J. El. Mat.*

Надійшла до редакції: 12.01.2022.

Vykhor L.M., DSc (Phys-Math)¹
Gorskyi P.V., DSc (Phys-Math)^{1,2}
Lysko V.V., Cand.Sc (Phys-Math)^{1,2}

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine
e-mail: anatykh@gmail.com

An overview of existing methods for measuring electrical contact resistance is presented. An analysis of their accuracy, advantages and disadvantages, as well as the possibilities of using them in thermoelectricity for the study and optimization of "metal – thermoelectric material" structures is conducted. Bibl. 11, Figs 14.

Key words: electrical contact resistance, measurement, accuracy, thermoelectric power converters.

References

12. Cox R.H., Strack H. (1969). *Sol. St. Electron.*, 12, 89.
13. Heime K., Konig U., Kohn E., Wortmann A. (1974). *Sol. St. Electron.*, 17, 835.
14. Berger H.H. J. (1972). *Electrochem. Soc.*, 119, 507.
15. Gutai L., Mojres T. *Appl.Phys. Lett.* (1975). 26, 325.
16. Misra P., Nagaraju J. (2004). Test facility for simultaneous measurement of electrical and thermal contact resistance. *Rev. Sci. Instr.*, Aug.2004, doi 10.1063/1.1775316
17. Maheshappa N.D., Nagaraju J., Krishna Murthy N.V. (1998). A facility for electrical resistance contact measurement. *Rev. Sci. Instr.*, Mar.1998, doi 10.1063/1.1148810
18. Deepak, Krishna H. (2007). Measurement of small specific contact resistance of metals with resistive semiconductors. *J. El. Mat.*, 36 (5), 598 – 605, doi 10.1007/s11664-007-0091-y
19. Maheshappa H.D., Nagaraju J., Krishna Murthy M.V. (1998). A facility for electrical resistance contact measurement. *Rev. Sci. Instr.*, Mar. doi 10.1063/1.1148810
20. Holgate T.C., Han L., Wu NY, Bojesen E.D., Cristensen M., Iversen Bo.B., Nong N.V., Pryds N. *Characterization of the interface between Fe-Cr alloy and the p-type thermoelectric oxide Ca₃Co₄O₉.*
21. Schroder D.K. (2006). *Semiconductor material and device characterization*. IEEE press. A John Wiley & Sons, Inc. Publication.
22. Gupta R.P., McCarty R., Sharp J. (2013). Practical contact resistance measurement method for bulk Bi₂Te₃ based thermoelectric devices. *J. El. Mat.*

Submitted: 12.01.2022.

УДК 53.082

Гаврилук М.В.¹,
Лисько В.В., канд. фіз.-мат. наук^{1,2},
Руснак О.С.¹

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

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

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ МАТЕРІАЛІВ У СКЛАДІ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ МОДУЛІВ

Наведено конструкцію обладнання для вимірювання параметрів термоелектричних генераторних та холодильних модулів, а також опис методики визначення термоелектричних властивостей матеріалів у складі цих модулів. Обладнання створено на основі абсолютного методу, що дозволяє визначати параметри модулів у реальних умовах їх експлуатації та дає можливість інструментально мінімізувати основні джерела похибок вимірювань. Представлено результати експериментальних досліджень параметрів термоелектричних модулів, проведених за допомогою розробленого обладнання.

Ключові слова: термоелектричний модуль, електропровідність, термоЕРС, теплопровідність, термоелектричний матеріал, вимірювання.

Вступ

Загальна характеристика проблеми.

Контроль якості термоелектричних перетворювачів модулів відіграє важливу роль при їх розробці, а також при створенні на основі цих модулів термоелектричних приладів для охолодження та генерації електричної енергії. Такий контроль здійснюється шляхом вимірювання параметрів термоелектричних модулів – холодопродуктивності, холодильного коефіцієнту та перепаду температур на модулі для термоелектричних охолоджувачів; ККД, електричної потужності – для термоелектричних генераторів. Одним з найкращих методів вимірювань при цьому є абсолютний метод [1, 2], який дозволяє визначати параметри модулів у реальних умовах їх експлуатації, дає можливість інструментально мінімізувати основні джерела похибок вимірювань, а також отримати інформацію про властивості матеріалу у складі модуля – термоЕРС, електропровідності та теплопровідності пари термоелектричних віток [3 – 5].

В Інституті термоелектрики НАН та МОН України розроблено універсальну електронну систему керування та автоматизоване вимірювальне обладнання на її основі, що дозволяє проводити вимірювання параметрів термоелектричних модулів та термоелектричні властивості матеріалів у їх складі для широкого діапазону робочих температур: від – 50 до 100 °С – для модулів охолодження та від 30 до 600 °С – для генераторних модулів [6 – 8].

Мета цієї роботи – проведення експериментальних досліджень розробленого обладнання та підтвердження його очікуваних можливостей.

1. Опис методики та обладнання для визначення властивостей термоелектричних матеріалів у складі термоелектричних перетворювачів енергії

Зовнішній вигляд розробленого обладнання для вимірювання параметрів термоелектричних модулів та визначення термоелектричних властивостей матеріалів у їх складі наведено на рис. 1.



Рис. 1. Зовнішній вигляд обладнання для вимірювання параметрів термоелектричних модулів

Схеми абсолютного методу, взятого за основу при створенні цього обладнання для визначення параметрів генераторних та холодильних термоелектричних модулів, наведені на рис. 2 та рис. 3, відповідно.

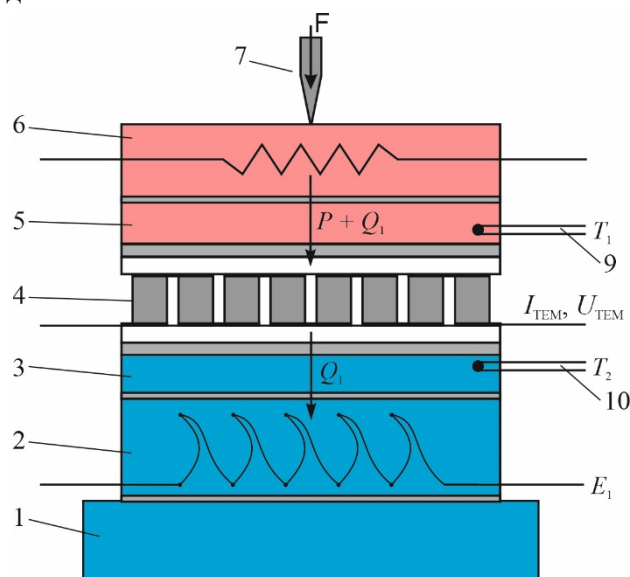


Рис. 2. Абсолютний метод вимірювання параметрів термоелектричних генераторних модулів:
 1 – термостат; 2 – термомір, 3, 5 – теплопровідні пластини; 4 – досліджуваний модуль;
 6 – нагрівник; 8 – притиск; 10, 11 – термопари.

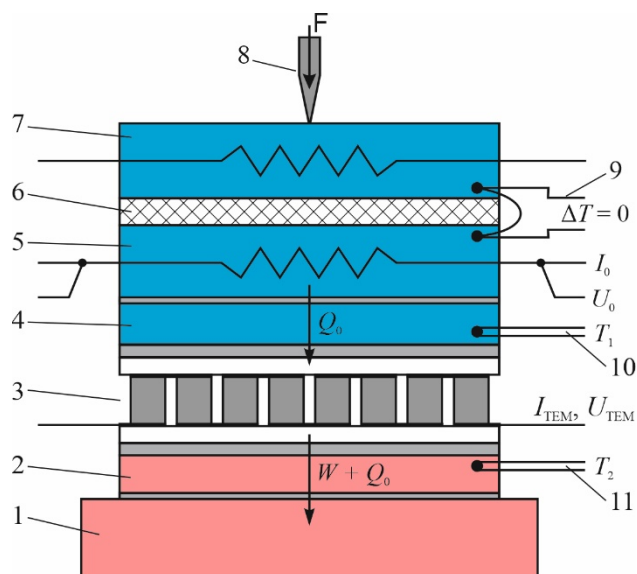


Рис. 3. Абсолютний метод вимірювання параметрів термоелектричних модулів охолодження:
 1 – термостат; 2, 4 – тепловирівнюючі пластини; 3 – досліджуваний модуль; 5 – еталонний нагрівник;
 6 – теплоізоляція; 7 – захисний нагрівник; 8 – притиск; 9 – нуль-термопара; 10, 11 – термопари.

Для визначення параметрів генераторного термоелектричного модуля, останній розміщується між двома тепловирівнюючими пластинами, які у свою чергу розташовані між електричним нагрівником та тепломіром (рис. 2). Тепломір другою стороною контактує з термостатом. За допомогою електричного нагрівника на модулі створюється заданий перепад температур та вимірюється ЕРС $E_{\text{ТЕМ}}$, що виникає на виводах модуля. Після цього до виводів модуля підключається узгоджене електричне навантаження, при якому напруга на виводах модуля стане рівною половині ЕРС. Вимірюються величини електричного струму $I_{\text{ТЕМ}}$, що проходить через модуль, напруги на його виводах $U_{\text{ТЕМ}}$ та за допомогою тепломіра визначається величина теплового потоку Q_1 , що відводиться від холодної сторони модуля до термостату. Електрична потужність модуля P та його ККД η визначаються за формулами

$$P = I_{\text{ТЕМ}} \cdot U_{\text{ТЕМ}}, \quad (1)$$

$$\eta = \frac{P}{Q_1 + P_{\text{ТЕМ}}}. \quad (2)$$

де $I_{\text{ТЕМ}}$ та $U_{\text{ТЕМ}}$ – струм та напруга модуля, Q_1 – тепловий потік, що відводиться від холодної сторони модуля та визначається за допомогою тепломіра.

При визначенні параметрів модулів охолодження додатково використовується захисний нагрівник, що запобігає втратам тепла з нагрівника через притискний механізм (рис. 3). Величини холодопродуктивності Q_0 , перепаду температур ΔT та холодильного коефіцієнту ε визначаються по формулам

$$Q_0 = I_0 \cdot U_0, \quad (3)$$

$$\Delta T = T_1 - T_2, \quad (4)$$

$$\varepsilon = \frac{Q_0}{W}, \quad (5)$$

де I_0 та U_0 – струм через нагрівник та спад напруги на ньому, T_1 – температура «холодної» сторони модуля, T_2 – температура «гарячої» сторони модуля, W – споживана модулем електрична потужність.

Для знаходження властивостей термоелектричного матеріалу у складі модулів використано методику, детально описану у роботах [3, 5]

Усереднені значення електропровідність, термоЕРС, теплопровідності та добротності матеріалу віток термоелектричного модуля визначаються за формулами

$$\sigma = \frac{1}{R_M / 2N} \frac{h_1}{a_1 \cdot b_1} \cdot K_1, \quad (6)$$

$$\alpha = \frac{E / 2N}{\Delta T} \cdot K_2, \quad (7)$$

$$\kappa = \frac{Q / 2N}{\Delta T} \frac{h_1}{a_1 \cdot b_1} \cdot K_3, \quad (8)$$

$$Z = \frac{\alpha^2 \sigma}{\kappa}, \quad (9)$$

де R_M – опір модуля, виміряний на змінному струмі; $a_1 \times b_1$ – переріз віток; h_1 – висота віток; N – кількість пар; E – ЕРС модуля; ΔT – різниця температур між термопарами, розташованими на тепловирівнюючих пластинах, між якими знаходиться досліджуваний модуль; Q – тепловий потік через модуль; K_1 – K_3 – поправочні коефіцієнти для зменшення величини похибок вимірювань, розраховані для заданої конструкції модуля та вимірювального обладнання або визначені експериментально.

2. Результати експериментальних досліджень

На рис. 4, 5 наведено приклад результатів вимірювання параметрів термоелектричного модуля типу Altec-22 на розробленому обладнанні, а саме – залежності холодопродуктивності (рис. 4) та холодильного коефіцієнту (рис. 5) від потужності живлення та перепаду температур при $T_2 = 20$ °С.

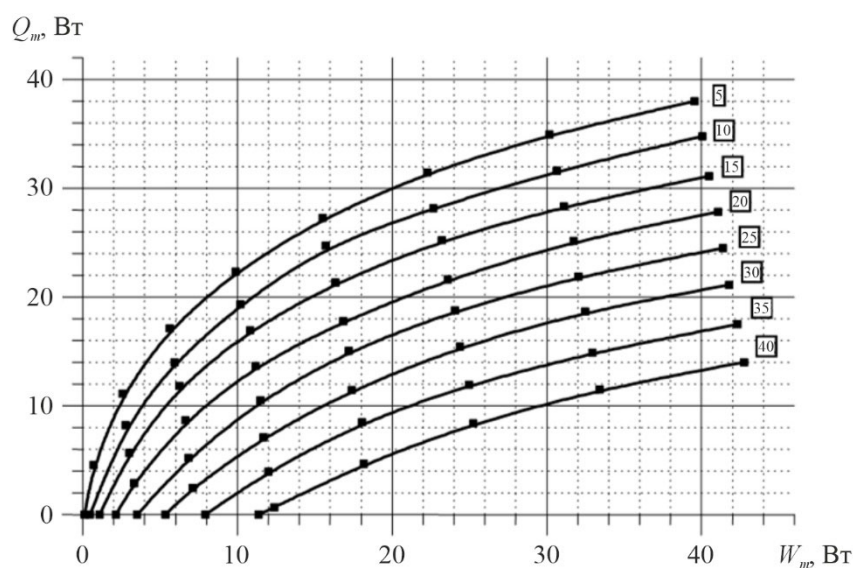


Рис. 4. Залежність холодопродуктивності Q_m термоелектричного модуля типу Altec-22 від потужності живлення модуля W_m та перепаду температур на ньому при $T_2 = 20$ °С.

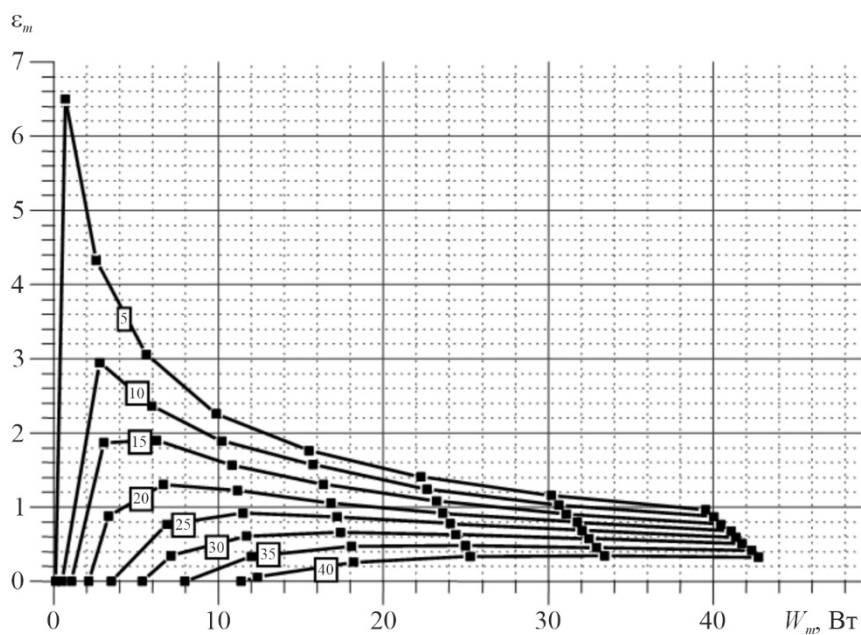


Рис. 5. Залежність холодильного коефіцієнту ϵ_m термоелектричного модуля типу Altec-22 від потужності живлення модуля W_m та перепаду температур на ньому при $T_c = 20$ °C.

На рис. 6, 7 наведено приклад результатів вимірювання параметрів термоелектричного модуля типу Altec-1061 на розробленому обладнанні, а саме – залежності ККД та максимальної корисної електричної потужності модуля від температур гарячої T_c та холодної T_x сторін модуля.

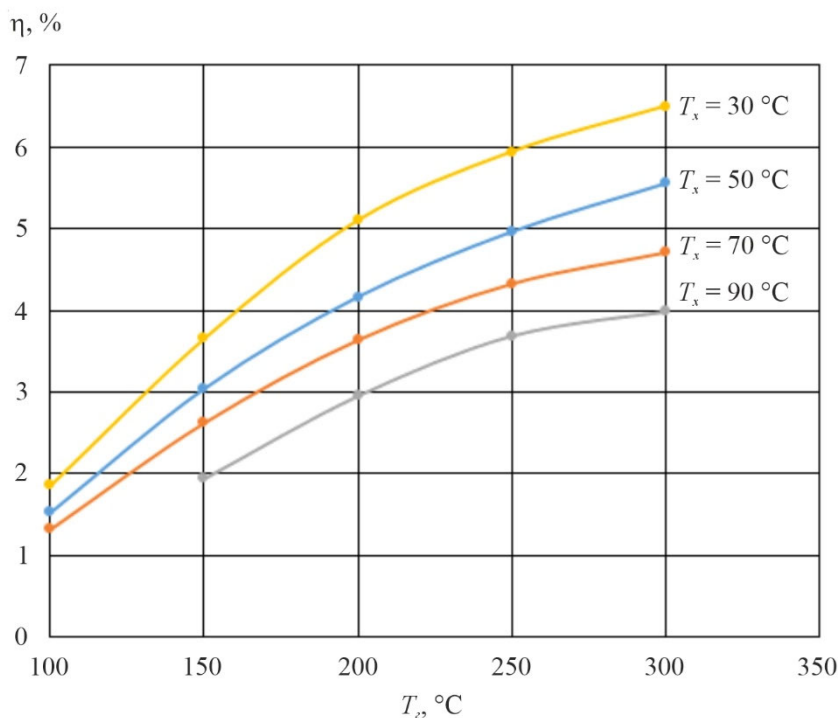


Рис. 6. Залежність ККД η термоелектричного модуля типу Altec-1061 від температур гарячої T_c та холодної T_x сторін модуля.

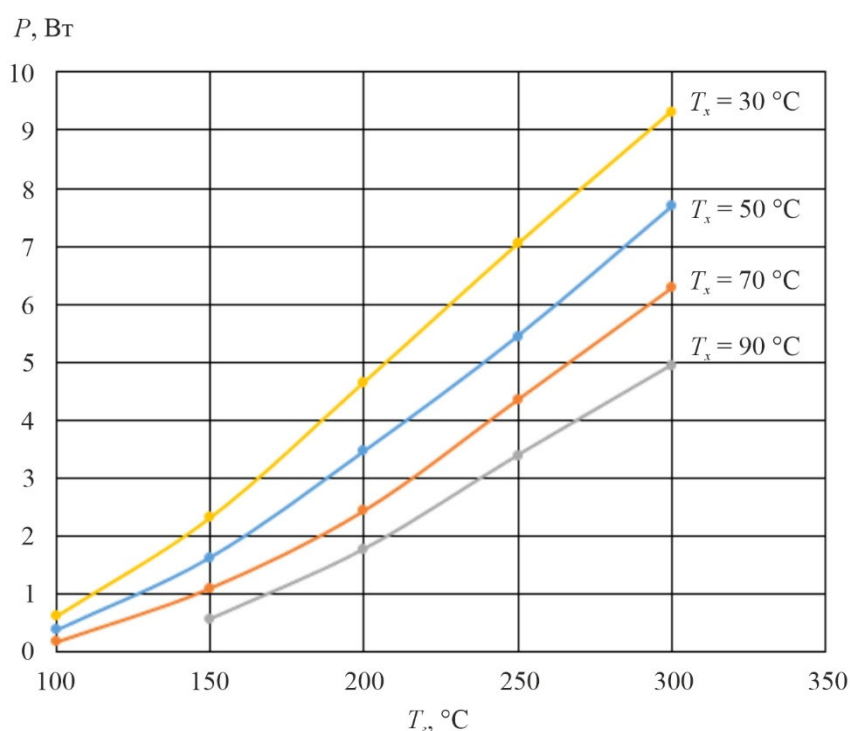


Рис. 7. Залежність максимальної корисної електричної потужності P термоелектричного модуля типу Altec-1061 від температур гарячої T_h та холодної T_c сторін модуля.

За методикою, детально описаною у п. 1, було визначено термоелектричні властивості матеріалів у складі модуля охолодження типу Altec-22 та генераторного модуля типу Altec-1061. Результати досліджень наведено у табл. 1 та табл. 2 відповідно.

Таблиця 1

Результати визначення властивостей термоелектричних матеріалів у складі модуля охолодження типу Altec-22

$T_1, ^\circ\text{C}$	$T_2, ^\circ\text{C}$	$T_{\text{ср}}, ^\circ\text{C}$	$\sigma, \text{Om}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$	$\alpha, \text{мк}/^\circ\text{C}$	$\kappa, \text{Вт}/(\text{м}\cdot^\circ\text{C})$	$Z\cdot 10^3, 1/^\circ\text{C}$
100	90	95	661	222.0	1.62	2.02
80	70	75	687	222.5	1.59	2.14
60	50	55	780	220.4	1.54	2.45
40	30	35	854	216.0	1.55	2.57
20	10	15	937	209.3	1.58	2.60
0	-10	-5	1028	200.3	1.64	2.52
-20	-30	-25	1078	194.9	1.68	2.44

Таблиця 2

Результати визначення властивостей термоелектричних матеріалів
у складі генераторного модуля типу Altec-1061

$T_1, ^\circ\text{C}$	$T_2, ^\circ\text{C}$	$T_{\text{ср}}, ^\circ\text{C}$	$\sigma, \text{Ом}^{-1}\cdot\text{см}^{-1}$	$\alpha, \text{мк}/^\circ\text{C}$	$\kappa, \text{Вт}/(\text{м}\cdot^\circ\text{C})$	$Z\cdot 10^3, 1/^\circ\text{C}$
40	30	35	1674	141.0	1.99	1.67
80	30	55	1550	147.3	1.92	1.75
120	30	75	1435	152.7	1.89	1.77
160	30	95	1328	157.2	1.89	1.74
200	30	115	1231	160.7	1.93	1.64
240	30	135	1142	163.3	2.01	1.51
280	30	155	1062	165.0	2.13	1.36
320	30	175	991	165.8	2.28	1.19

Похибки використаної методики (з врахуванням поправок) складають: при визначенні електропровідності – 2 – 3 %, термоЕРС – 3 – 5 %, теплопровідності – 5 – 7 %.

Співставлення отриманих результатів з властивостями вихідних матеріалів, що використовувались для виготовлення цих модулів, визначеними на високоточному обладнанні «АЛТЕК-10001» дозволяє отримати інформацію про такі важливі параметри модуля як вплив контактного та комутаційного на його ефективність. Ця інформація є надзвичайно важливою для проектування модулів та вдосконалення конструкції їх виготовлення.

Висновки

1. Описано конструкцію автоматизованого обладнання для вимірювання параметрів термоелектричних генераторних та холодильних модулів, а також методику визначення термоелектричних властивостей матеріалів у складі цих модулів. Обладнання створено на основі абсолютного методу, що дозволяє проводити вимірювання параметрів термоелектричних модулів та термоелектричні властивості матеріалів у їх складі для широкого діапазону робочих температур: від – 50 до 100 °С – для модулів охолодження та від 30 до 600 °С – для генераторних модулів.
2. За допомогою розробленого обладнання проведено дослідження параметрів серійних термоелектричних модулів охолодження типу Altec-22 та генераторних модулів типу Altec-1061. Експериментально підтверджено можливість визначення властивостей термоелектричних матеріалів у складі цих модулів.

Література

1. Kolodner P. (2014). High-precision thermal and electrical characterization of thermoelectric modules. *Review of Scientific Instruments*, 85 (5), 054901/1-054901/11.
2. Anatyshuk L.I., Havrylyuk M.V. (2011). Procedure and equipment for measuring parameters of thermoelectric generator modules. *J. Electronic Materials*, 40 (5), 1292 – 1297.
3. Анатичук Л.І., Лисько В.В. Методика визначення термоелектричних параметрів матеріалів у складі термоелектричних модулів охолодження // Термоелектрика. – 2021, №1. – С. 49 – 54.
4. Анатичук Л.І., Лисько В.В. Визначення термоелектричних параметрів матеріалів у складі генераторних термоелектричних модулів // Термоелектрика. – 2020, №3. – С. 70 – 80.
5. Анатичук Л.І., Лисько В.В. Визначення температурних залежностей термоелектричних параметрів матеріалів у складі генераторних термоелектричних модулів при зростаючому перепаді температур // Термоелектрика. – 2021, №2. – С. 53 – 57.
6. Анатичук Л.І., Гаврилюк М.В., Лисько В.В. Комп'ютеризація процесів вимірювань термоелектричних параметрів матеріалів у складі генераторних та холодильних термоелектричних модулів // Термоелектрика. – 2021, №2. – С. 62 – 66.
7. Анатичук Л.І., Гаврилюк М.В., Лисько В.В. Автоматизація та комп'ютеризація процесів вимірювань термоелектричних параметрів матеріалів у складі генераторних та холодильних термоелектричних модулів // Термоелектрика. – 2021, №3. – С. 63 – 72.
8. Анатичук Л.І., Лисько В.В. Методика визначення термоелектричних параметрів матеріалів у складі термоелектричних модулів охолодження // Термоелектрика. – 2021, №3. – С. 73 – 85.

Надійшла до редакції: 26.01.2022.

Havryliuk M.V.¹

Lysko V.V., *Cand. Sc (Phys & Math)*^{1,2}

Rusnak O.S.¹

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine
e-mail: anatysh@gmail.com

EXPERIMENTAL STUDIES OF THERMOELECTRIC PARAMETERS OF MATERIALS FORMING PART OF THERMOELECTRIC MODULES

The design of equipment for measuring the parameters of thermoelectric generator and cooling modules is presented, as well as a description of the method for determining the thermoelectric properties of materials used in these modules. The equipment was created on the basis of the absolute method, which makes it possible to determine the parameters of modules in real conditions of their operation and allows instrumental minimization of the main sources of measurement errors. The results of experimental studies of the parameters of thermoelectric modules carried out using the developed equipment are presented. Bibl. 8, Fig. 7, Table. 2.

Key words: thermoelectric module, electrical conductivity, thermoEMF, thermal conductivity, thermoelectric material, measurement.

References

1. Kolodner P. (2014). High-precision thermal and electrical characterization of thermoelectric modules. *Review of Scientific Instruments*, 85 (5), 054901/1-054901/11.
2. Anatyshuk L.I., Havrylyuk M.V. (2011). Procedure and equipment for measuring parameters of thermoelectric generator modules. *J. Electronic Materials*, 40 (5), 1292 – 1297.
3. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2021). Method for determination of thermoelectric parameters of materials forming part of thermoelectric cooling modules. *J. Thermoelectricity*, 1, 49 – 54.
4. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2020). Determination of thermoelectric parameters of materials forming part of thermoelectric generator modules. *J. Thermoelectricity*, 3, 70 – 80.
5. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2021). Determination of the temperature dependences of thermoelectric parameters of materials used in generator thermoelectric modules with a rise in temperature difference. *J. Thermoelectricity*, 2, 53 – 57.
6. Anatyshuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V. (2021). Computerization of processes of measuring thermoelectric parameters of materials forming part of generator and cooling thermoelectric modules. *J. Thermoelectricity*, 2, 62 – 66.
7. Anatyshuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V. (2021). Automation and computerization of processes of measuring thermoelectric parameters of materials forming part of generator and cooling thermoelectric modules. *J. Thermoelectricity*, 3, 60 – 70.
8. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2021). Method for determining the thermoelectric parameters of materials forming part of thermoelectric cooling modules. *J. Thermoelectricity*, 3, 71 – 82.

Submitted: 26.01.2022.

УДК 537.32

Анатичук Л.І., *акад. НАН України*^{1,2}
Кобилянський Р.Р., *канд. фіз.-мат. наук*^{1,2}
Федорів Р.В.^{1,2}

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

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

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РОБОЧОГО ІНСТРУМЕНТУ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ КРІОДЕСТРУКЦІЇ БЕЗ ВРАХУВАННЯ ФАЗОВОГО ПЕРЕХОДУ

У роботі наведено результати комп'ютерного моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції без врахування фазового переходу, а також циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі. Побудовано фізичну модель робочого інструменту, тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини з врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу. Як приклад, розглянуто випадок, коли на поверхні шкіри знаходиться робочий інструмент, температура якого змінюється циклічно за наперед заданим законом у діапазоні температур $[-50 \div +50]$ °C. Визначено розподіли температури у різних шарах шкіри людини в режимах охолодження та нагріву. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання і прогрівання біологічної тканини при заданому температурному впливі.

Ключові слова: кріодеструкція, робочий інструмент, температурний вплив, шкіра людини, динамічний режим, комп'ютерне моделювання.

Вступ

Температурний вплив є важливим чинником лікування багатьох захворювань організму людини [1 – 11]. Однак, пристрої, що використовуються для цієї мети у більшості випадків громіздкі, без належних можливостей регулювання температури та відтворення термічних режимів. Для отримання понижених температур використовуються системи з рідким азотом, що значно обмежує можливості їх використання у лікувальних закладах, де забезпечення рідким азотом є проблематичним. Окрім цього, використання рідкого азоту або ефекту Джоуля-Томсона при розширенні газів не дозволяє здійснити точно необхідні температурні режими, що знижує в цілому ефективність використання холоду при лікуванні.

Вирішити цю проблему дає можливість застосування термоелектричного охолодження (нагріву). Проведені протягом багатьох років дослідження теплового впливу на біологічну тканину, створення на їх основі термоелектричних приладів та використання у медичній практиці підтверджують їх ефективність. Термоелектричні пристрої є перспективними в таких галузях медицини, як кріотерапія, кріохірургія, офтальмологія, травматологія, нейрохірургія, пластична хірургія, урологія, дерматологія тощо [12 – 21].

Однак, досвід використання термоелектричних медичних приладів виявив і ряд їх недоліків. Серед них найважливішими є відсутність можливості керування у часі процесами охолодження та нагріву. Останнє істотно звужує можливості лікування теплом та холодом.

Дослідження показують, що темпи охолодження (їх динаміка) відіграють вирішальну роль при лікуванні [12 – 27]. Так дуже швидке охолодження взагалі не призводять до деструкції біологічних тканин. Навпаки, помірне, але циклічне охолодження сприяє енергійній деструкції пухлин. Часові функції охолодження і нагріву є важливими і при лікуванні інших захворювань.

Отже, загальна проблема полягає у тому, щоб розробити термоелектричний прилад для деструкції біологічної тканини або онкологічних новоутворень, який надасть можливість циклічного температурного впливу на пухлину. Цим обумовлюється актуальність поставленої у даній роботі проблеми.

Значимість вирішення цієї проблеми є очевидною, оскільки без її розв'язання не можуть бути розроблені термоелектричні прилади для медицини нового покоління з можливістю циклічного температурного впливу на шкіру людини.

Тому метою даної роботи є комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції без врахування фазового переходу.

1. Фізична модель робочого інструменту термоелектричного приладу для деструкції, стінка якого виготовлена зі сталі

На рис. 1 наведена фізична модель, що складається з корпусу 1, всередині якого розміщена речовина 2 (25-ти % розчин спирту) з температурою фазового переходу T_1 . Корпус 1 напівсферичним кінцем 3 торкається шкіри 4 площиною 5 діаметром d . Корпус 1 виготовлено з медичної нержавіючої сталі. У моделі шкіри 4 враховано її складну структуру.

У моделі враховується натікання тепла Q_1 при температурі оточуючого повітря $T_2 = +25\text{ }^\circ\text{C}$, а також натікання тепла Q_2 з оточуючого повітря. Верхня частина корпусу 1 адіабатично ізольована ($q = 0$). Діаметр теплового контакту 5 складає 5 мм.

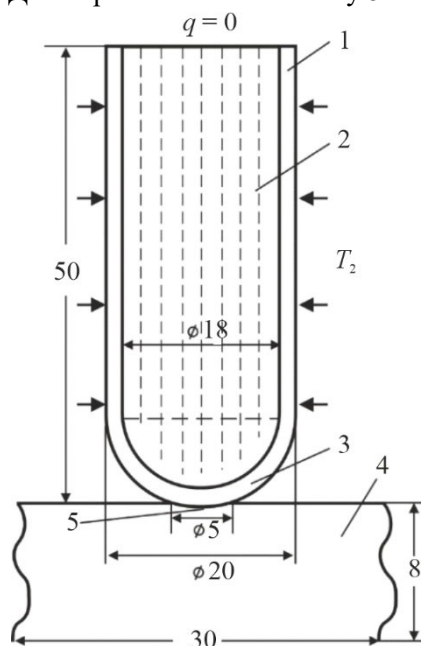


Рис. 1. Фізична модель робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції, стінки якого виготовлено зі сталі.

2. Комп'ютерна модель

Було створено тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини у циліндричній системі координат, на поверхні якої знаходиться термоелектричний медичний прилад для локального охолодження. Для побудови комп'ютерних моделей використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [28], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу.

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у біологічній тканині та акумуляторі холоду здійснювався методом скінченних елементів, суть якого полягає в тому, що досліджуваний об'єкт розбивається на велику кількість скінченних елементів і в кожному з них шукається значення функції, яке задовольняє заданим диференціальним рівнянням другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується використанням великої кількості скінченних елементів [28].

Теплофізичні властивості шкіри та біологічної тканини тіла людини [29 – 37] в нормальному та замороженому станах наведені в таблицях 1, 2.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [29 – 37].

Шари біологічної тканини	Епідерміс	Дерміс	Підшкірний шар	Внутрішня тканина
Товщина, l (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, C (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3590	3300	2500	4000
Теплопровідність, κ (Вт·м ⁻¹ ·К ⁻¹)	0.24	0.45	0.19	0.5
Густина, ρ (кг·м ⁻³)	1200	1200	1000	1000
Метаболізм, Q_{met} (Вт/м ³)	368	368	368	368
Швидкість перфузії крові, ω_b (мл/с·мл)	0	0.0005	0.0005	0.0005
Густина крові, ρ_b (кг·м ⁻³)	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, C_b (Дж·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3770	3770	3770	3770

Таблиця 2

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини в нормальному та замороженому станах [29 – 37].

Теплофізичні властивості біологічної тканини	Значення	Одиниці вимірювань
Теплоємність нормальної біологічної тканини (C_1)	3600	Дж/м ³ ·°С
Теплоємність замороженої біологічної тканини (C_2)	1800	Дж/м ³ ·°С
Теплопровідність нормальної біологічної тканини (κ_1)	0,5	Вт/м·°С
Теплопровідність замороженої біологічної тканини (κ_2)	2	Вт/м·°С
Прихована теплота фазового переходу (L)	$250 \cdot 10^3$	Дж/м ³
Верхня температура фазового переходу (T_1)	-1	°С
Нижня температура фазового переходу (T_2)	-8	°С

3. Результати комп'ютерного моделювання

На рис. 2 представлено розподіли температур в шкірі людини, безпосередньо під центром дії робочого інструмента.

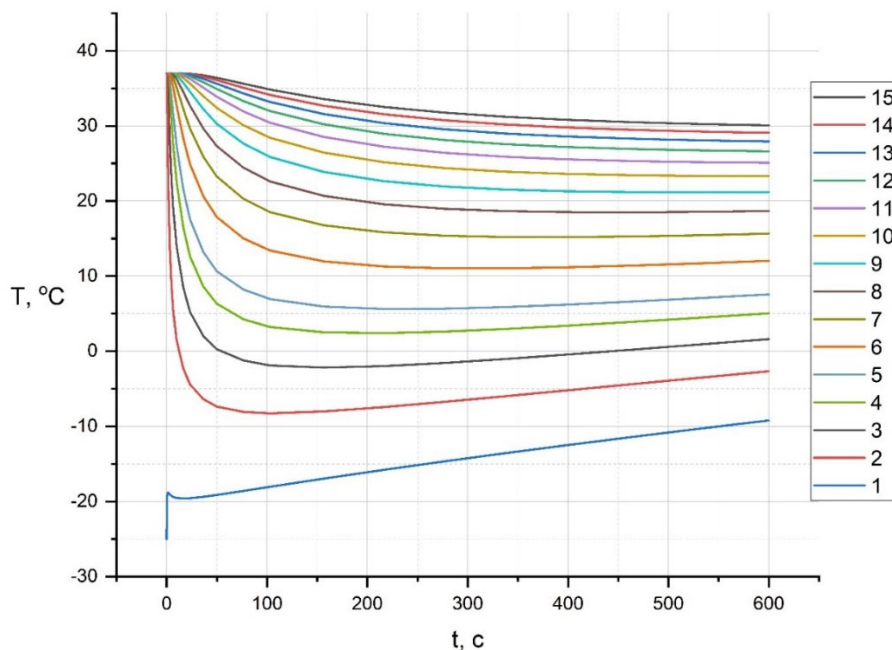


Рис. 2. Залежності температури від часу в шкірі людини на різній глибині: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 0,5 мм; 3 – 1 мм; 4 – 1,5 мм; 5 – 2 мм; 6 – 2,5 мм; 7 – 3 мм; 8 – 3,5 мм; 9 – 4 мм; 10 – 4,5 мм; 11 – 5 мм; 12 – 5,5 мм; 13 – 6 мм; 14 – 6,5 мм; 15 – 7 мм.

На рис. 3 представлено розподіли температур в шкірі безпосередньо під центром дії робочого інструмента, в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

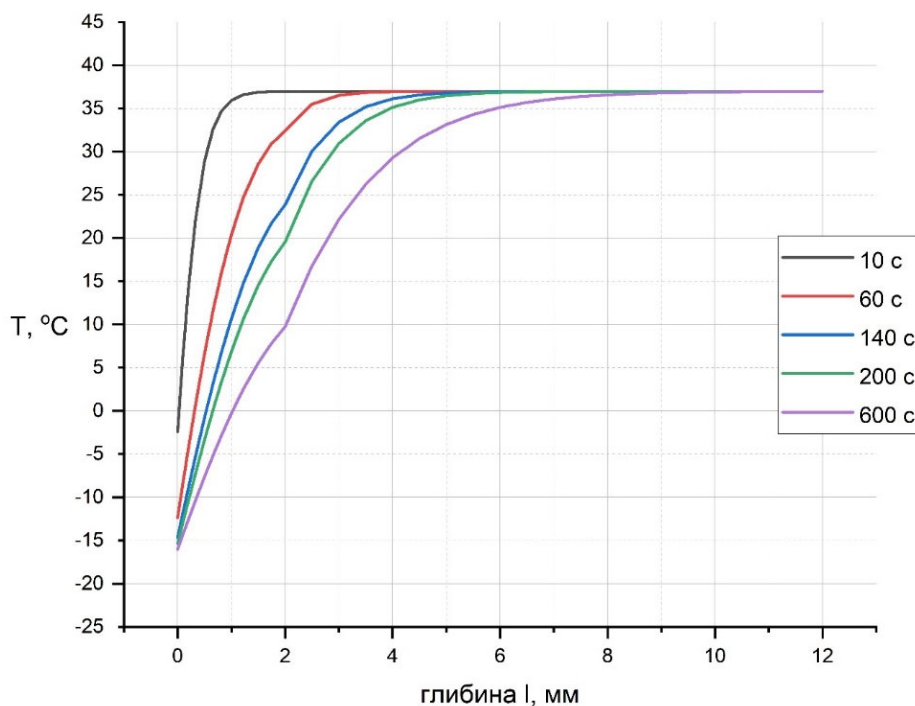


Рис. 3. Залежності температури від глибини шкіри в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

На рис. 4 представлено розподіли температур в акумуляторі холоду на різній глибині.

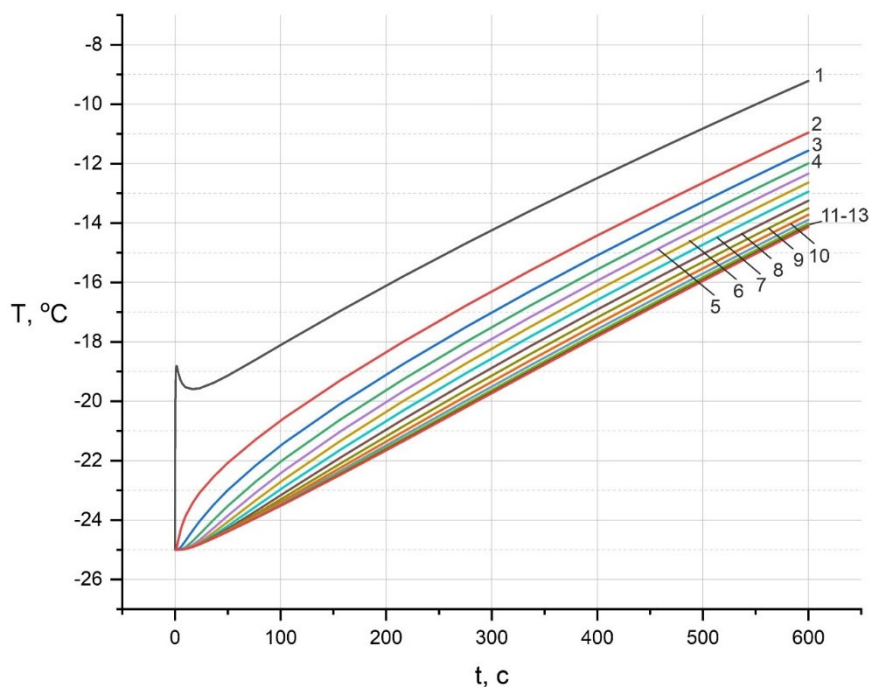


Рис. 4. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду на різній глибині: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 4 мм; 3 – 8 мм; 4 – 12 мм; 5 – 16 мм; 6 – 20 мм; 7 – 24 мм; 8 – 28 мм; 9 – 32 мм; 10 – 36 мм; 11 – 40 мм; 12 – 44 мм; 13 – 48 мм.

На рис. 5 представлено розподіли температур в акумуляторі холоду в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

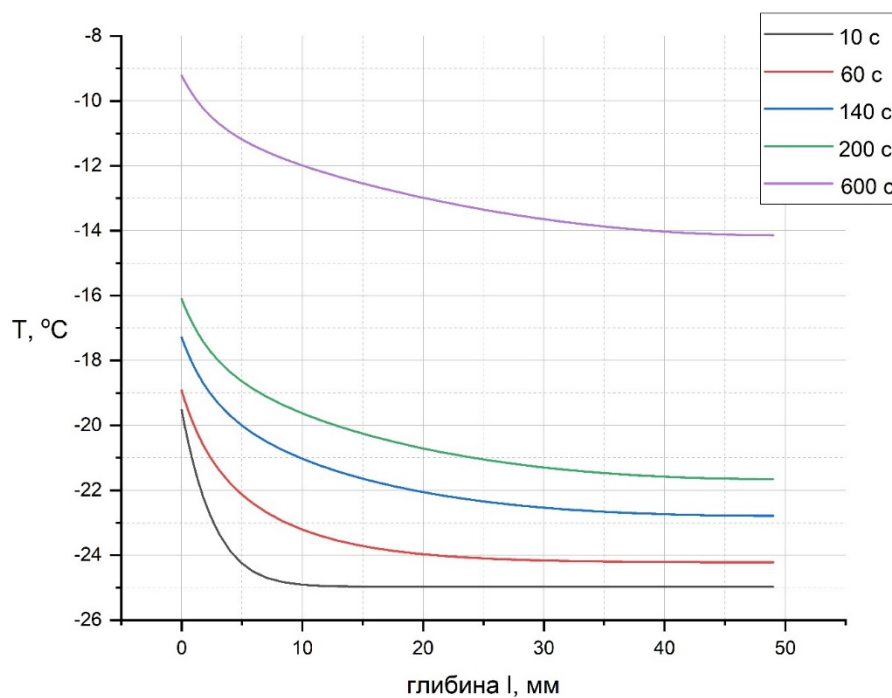


Рис. 5. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

4. Фізична модель робочого інструменту термоелектричного приладу для деструкції, стінка якого виготовлена з міді

На рис. 6 наведена фізична модель, що складається з корпусу 1, всередині якого розміщена речовина 2 (25-ти % розчин спирту) з температурою фазового переходу T_1 . Корпус 1 напівсферичним кінцем 3 торкається шкіри 4 площиною 5 діаметром d . Корпус 1 виготовлено з міді. В моделі шкіри 4 враховано її складну структуру.

В моделі враховується натікання тепла Q_1 при температурі оточуючого повітря $T_2 = +25\text{ }^\circ\text{C}$, а також натікання тепла Q_2 з оточуючого повітря. Верхня частина корпусу 1 адіабатично ізольована ($q = 0$). Діаметр теплового контакту 5 складає 5 мм.

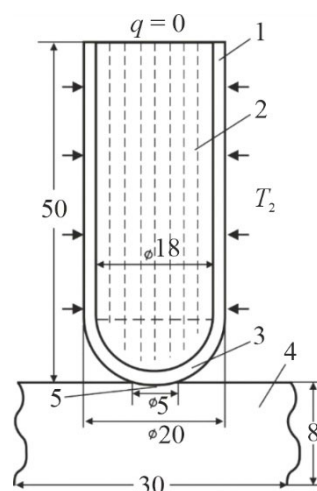


Рис. 6. Фізична модель робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції, стінки якого виготовлено з міді.

5. Результати комп'ютерного моделювання

На рис. 7 представлено розподіли температур в шкірі людини, безпосередньо під центром дії робочого інструмента.

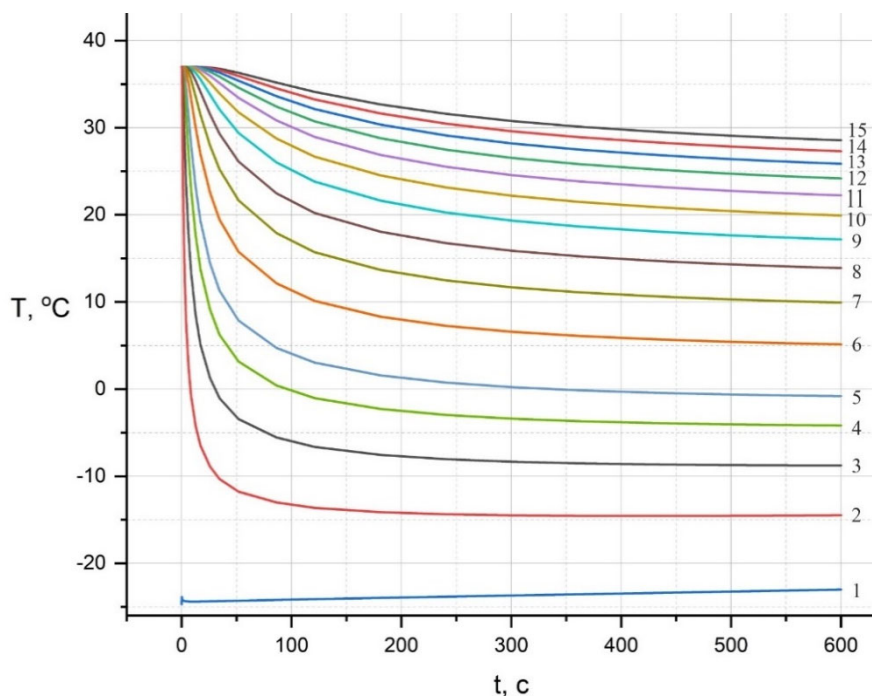


Рис. 7. Залежності температури від часу в шкірі людини на різній глибині: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 0,5 мм; 3 – 1 мм; 4 – 1,5 мм; 5 – 2 мм; 6 – 2,5 мм; 7 – 3 мм; 8 – 3,5 мм; 9 – 4 мм; 10 – 4,5 мм; 11 – 5 мм; 12 – 5,5 мм; 13 – 6 мм; 14 – 6,5 мм; 15 – 7 мм.

На рис. 8 представлено розподіли температур в акумуляторі холоду на різній глибині.

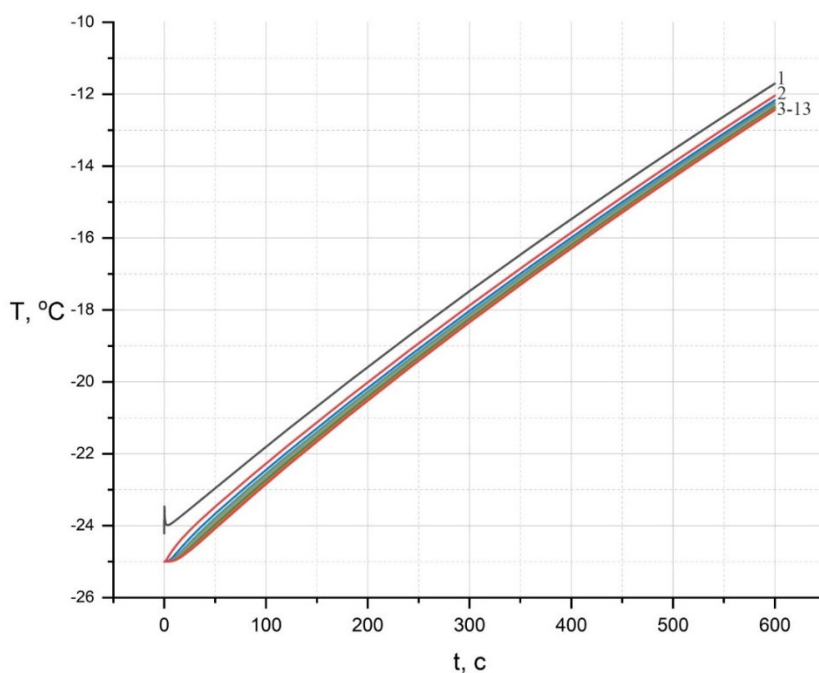


Рис. 8. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду на різній глибині: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 4 мм; 3 – 8 мм; 4 – 12 мм; 5 – 16 мм; 6 – 20 мм; 7 – 24 мм; 8 – 28 мм; 9 – 32 мм; 10 – 36 мм; 11 – 40 мм; 12 – 44 мм; 13 – 48 мм.

На рис. 9 зображено залежності температури від глибини в моменти часу 60, 120, 240, 600 с та в залежності від розташування під робочим інструментом.

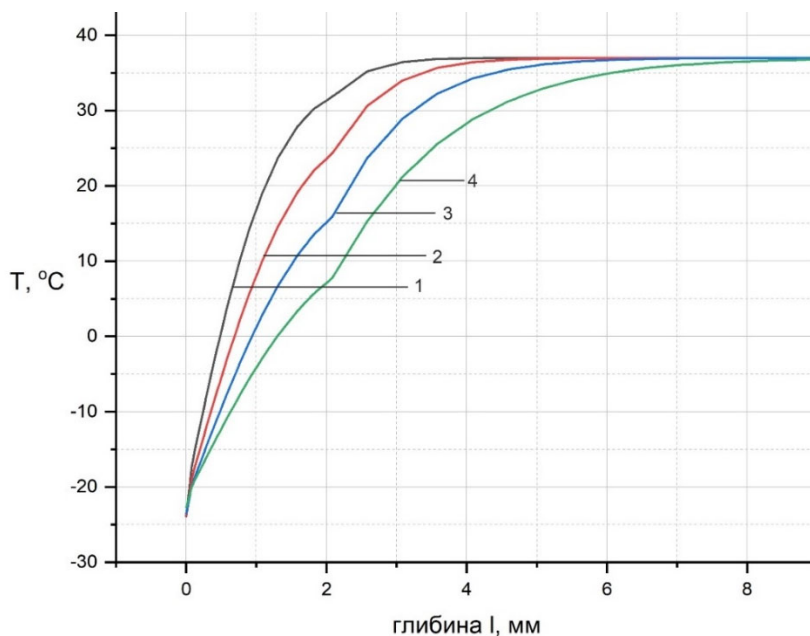


Рис. 9. Залежність температури від глибини безпосередньо під центром робочого інструменту в моменти часу: 1 – 60 с, 2 – 120 с, 3- 240 с, 4 - 600 с.

Висновки

1. З аналізу літератури визначено механізм кріодеструкції та отримано дані про те, що використання надмірного охолодження не є необхідним. Встановлено, що для кріодеструкції є достатнім охолодження біологічної тканини до температури $-20 \div -50$ °C, а оптимальна швидкість

- охолодження повинна складати 40–50 °С/хв. Для збільшення ефективності кріодеструкції є раціональним використання циклічних охолоджень та розігрівів до (+39 ÷ +45) °С, що свідчить про перспективність використання термоелектричного охолодження в медичній практиці, оскільки такі умови можуть бути досягнуті шляхом використання термоелектричного методу охолодження та нагріву.
2. Розроблено методу комп'ютерного моделювання розподілу температур в шкірі людини у динамічному режимі, що дає можливість прогнозувати результати локального температурного впливу на шкіру та визначати в будь-який момент часу розподіли температури в різних шарах шкіри при наперед заданій довільній часовій функції зміни температури робочого інструменту $T_f(t)$.
 3. Розроблено комп'ютерну модель та виконано комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для деструкції для двох варіантів конструкції з метою визначення температури в шкірі та акумуляторі холоду без врахування фазового переходу:
 - а) робочий інструмент виготовлений з медичної сталі без внутрішнього циліндра;
 - б) робочий інструмент виготовлений з міді без внутрішнього циліндра;
 4. За допомогою комп'ютерного моделювання визначено розподіли температури у різних шарах шкіри та в акумуляторі холоду робочого інструменту термоелектричного приладу для деструкції при початковій температурі – 25 °С. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини.

Література

1. Анатичук Л.І. Термоелектрика. Т.2. Термоелектричні перетворювачі енергії. Київ, Чернівці: Інститут термоелектрики, 2003. – 376 с.
2. Москалик І.А., Маник О.М. Про використання термоелектричного охолодження у практиці кріодеструкції // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – С. 84 – 92.
3. Москалик І.А. Про використання термоелектричних приладів у кріохірургії // Фізика і хімія твердого тіла. – №4. – 2015. – С. 742 – 746.
4. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології // Термоелектрика. – № 3. – 2015. – С. 57 – 71.
5. Кобилянський Р.Р., Москалик І.А. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на біологічну тканину // Термоелектрика. – № 6. – 2015. – С.59 – 68.
6. Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про перспективи використання термоелектрики для лікування захворювань шкіри холодом // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 5, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2016. – С. 67 – 72.
7. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Перепічка М.П. Сучасні методи кріотерапії в дерматологічній практиці // Клінічна та експериментальна патологія. – Том XVI. – №1 (59). – 2017. – С. 150 – 156.
8. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Шуленіна О.В., Микитюк О.П., Кобилянський Р.Р. Результати клінічного застосування термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри // Термоелектрика. – № 3. – 2018. – С. 52 – 66.
9. Кобилянський Р.Р., Маник О.М., Вигонний В.Ю. Про використання термоелектричного охолодження для кріодеструкції у дерматології // Термоелектрика. – № 6. – 2018. – С. 36 – 46.

10. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Степаненко В.І., Свирид С.Г., Степаненко Р.Л., Перепічка М.П. Термоелектричний прилад для лікування захворювань шкіри // Термоелектрика. – № 4. – 2019. – С. 62 – 73.
11. Анатичук Л.І., Тодуров Б.М., Кобилянський Р.Р., Джал С.А. Про використання термоелектричних мікрогенераторів для живлення електрокардіостимуляторів // Термоелектрика. – № 5. – 2019. – С. 60 – 88.
12. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Коцур М.П., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Оптиміальне керування часовою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С. 5 – 11.
13. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // Термоелектрика. – № 1. – 2017. – С. 69 – 79.
14. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри // Термоелектрика. – № 2. – 2017. – С. 44 – 57.
15. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Зварич О.В. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для рефлексотерапії // Термоелектрика. – № 3. – 2017. – С. 68 – 78.
16. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для кріодеструкції // Фізика і хімія твердого тіла. – Т.18. – № 4. – 2017. – С. 455 – 459.
17. L. Anatyshuk, L. Vikhor, M. Kotsur, R. Kobylanskyi, T. Kadenuk. Optimal Control of Time Dependence of Temperature in Thermoelectric Devices for Medical Purposes // International Journal of Thermophysics". – International Journal of Thermophysics (2018) 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
18. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Методика врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції // Термоелектрика. – № 1. – 2019. – С. 46 – 58.
19. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Комп'ютерне моделювання процесу кріодеструкції шкіри людини при термоелектричному охолодженні // Термоелектрика. – № 2. – 2019. – С. 21 – 35.
20. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Комп'ютерне моделювання циклічного температурного впливу на шкіру людини // Термоелектрика. – № 2. – 2020. – С. 48 – 64.
21. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Комп'ютерне моделювання циклічного температурного впливу на онкологічне новоутворення шкіри людини // Термоелектрика. – № 3. – 2020. – С. 29 – 46.
22. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck. – *Trns. Am. Ophthalmol. Otolaringol. Soc.*, 73 (2), 300 – 309.
23. D'Hont G. La cryotherapie en ORL (1974). *Acta. Otorhinolaringol.*, 28 (2), 274 – 278.
24. Mazur P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In: *Cryosurgery* ed. by R. W. Rand, A. P. Rinfret, H. Leden – Springfield, Illinois, U.S.A. 1968 p. 32 – 51.
25. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. *Scot. Med*, I, 3, 268 – 273.
26. Van Venrjy G. (1975). Freeze-etching: freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 12 (1), 46 – 61.
27. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, neues Verfahren mit Peltier-Elementen (– 32°C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd.* 152, 16 – 22.

28. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.
29. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713 – 717.
30. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
31. Ciesielski M., Mochnecki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1 (10), 11 – 20.
32. Filipoiu Florin, Ioan Bogdan Andrei, Carstea Iulia Maria (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53 – 59.
33. Carstea Daniela, Carstea Ion, Carstea Iulia Maria. (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
34. Deng Z.S. Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183 - 192.
35. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
36. Shah Vishal N., Orlov Oleg I., Orlov Cinthia, Takebe Manabu, Thomas Matthew, and Plestis Konstadinos (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimed Man Cardiothorac Surg*. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
37. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.

Надійшла до редакції: 11.02.2022.

Anatychuk L.I., Acad. NAS Ukraine ^{1,2}
Kobylanskyi R.R., Cand. Sc (Phys & Math) ^{1,2}
Fedoriv R.V. ^{1,2}

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine e-mail: anatych@gmail.com

COMPUTER SIMULATION OF THE WORKING TOOL OF THERMOELECTRIC DEVICE FOR CRYODESTRUCTION WITHOUT TAKING INTO ACCOUNT PHASE TRANSITION

The paper presents the results of computer simulation of the working tool of thermoelectric device for cryodestruction without taking into account phase transition, as well as cyclic temperature effect on the human skin in dynamic mode. A physical model of the working tool, a three-dimensional computer model of biological tissue taking into account thermophysical processes, blood circulation, heat exchange, metabolic processes and phase transitions, is constructed. As an example, a case is considered when the working tool is on the skin surface, the temperature of which changes cyclically according to a given law in the temperature range $[-50 \div +50]$ °C. Temperature distributions in different layers of the human skin in cooling and heating modes were

determined. The obtained results make it possible to predict the depth of freezing and warming of biological tissue at a given temperature effect.

Key words: cryodestruction, working tool, temperature effect, human skin, dynamic mode, computer simulation.

References

1. Anatyshuk L.I. (2003). *Termoelektrichestvo. T. 2. Termoelektricheskiie preobrazovatelnu energii [Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric energy converters]*. Kyiv, Chernivtsi: Naukova Dumka.
2. Moskalyk I.A., Manyk O.M. (2013). On the use of thermoelectric cooling in the practice of cryodestruction. *J. Thermoelectricity*, 6, 84 – 92.
3. Moskalyk I.A. (2015). On the use of thermoelectric devices in cryosurgery. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 4, 742 – 746.
4. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya. (2015). On the use of thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology. *J. Thermoelectricity*, 3, 57 – 71.
5. Kobylianskyi R.R., Moskalyk I.A. (2015) Computer simulation of local thermal effect on biological tissue. *J. Thermoelectricity*, 6, 57 – 65.
6. Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya. (2016). On the prospects of using thermoelectricity for the treatment of skin diseases with cold. *Scientific bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics*, 5 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 67 – 72.
7. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T Ya., Perepichka M.P. (2017). Modern methods of cryotherapy in dermatological practice. *Clinical and Experimental Pathology*, XVI, (59), 150 – 156.
8. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Denisenko O.I., Shulenina O.V., Mykytiuk O.P. (2018). Results of clinical application of thermoelectric device for the treatment of skin diseases. *J. Thermoelectricity*, 3, 51 – 64.
9. Kobylianskyi R.R., Manyk O.M., Vyhonnyi V.Yu. (2018). On the use of thermoelectric cooling for cryodestruction in dermatology. *J. Thermoelectricity*, 6, 35 – 44.
10. Anatyshuk L.I., Denysenko O.I., Kobylianskyi R.R., Stepanenko V.I., Svyryd S.G., Stepanenko R.L., Perepichka M.P. (2019). Thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J. Thermoelectricity*, 4, 63 – 73.
11. Anatyshuk L.I., Todurov B.M., Kobylianskyi R.R., Dzhal S.A. (2019). On the use of thermoelectric microgenerators for powering cardiac pacemakers. *J. Thermoelectricity*, 5, 63 – 88.
12. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya. (2016). Optimal control of time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J. Thermoelectricity*, 5, 5 – 11.
13. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effect on human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 62 – 83.
14. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J. Thermoelectricity*, 2, 46 – 57.
15. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya., Zvarych O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of thermoelectric reflexotherapy device. *J. Thermoelectricity*, 3, 65 – 74.
16. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadenyuk T.Ya. (2017). Computer modeling and optimization of dynamic modes of operation of a thermoelectric device for cryodestruction. *Solid state physics and chemistry*, 18 (4), 455 – 459.

17. Anatyshuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylianskyi R., Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics* 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
18. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Methodology for taking into account the phase transition in biological tissue in computer simulation of the cryodestruction process. *J. Thermoelectricity*, 1, 46 – 58.
19. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Computer simulation of human skin cryodestruction process in thermoelectric cooling. *J. Thermoelectricity*, 2, 21 – 35.
20. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effect on the human skin. *J. Thermoelectricity*, 2, 44 – 61.
21. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effect on the oncological neoplasm of the human skin. *J. Thermoelectricity*, 3, 29 – 45.
22. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck. – *Trns. Am. Ophthalmol. Otolaryngol. Soc.*, 73 (2), 300 – 309.
23. D'Hont G. La cryotherapie en ORL (1974). *Acta. Otorhinolaryngol.*, 28 (2), 274 – 278.
24. Mazur P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In: *Cryosurgery* ed. by R. W. Rand, A. P. Rinfret, H. Leden – Springfield, Illinois, U.S.A. 1968 p. 32 – 51.
25. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. *Scot, Med, I.*, 3, 268 – 273.
26. Van Venryj G. (1975). Freeze-etching: freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 12 (1), 46 – 61.
27. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, neues Verfahren mit Peltier-Elementen (– 32°C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd.* 152, 16 – 22.
28. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.
29. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713 – 717.
30. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
31. Ciesielski M., Mochacki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1 (10), 11 – 20.
32. Filipoiu Florin, Ioan Bogdan Andrei, Carstea Iulia Maria (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53 – 59.
33. Carstea Daniela, Carstea Ion, Carstea Iulia Maria. (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
34. Deng Z.S. Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183 - 192.
35. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
36. Shah Vishal N., Orlov Oleg I., Orlov Cinthia, Takebe Manabu, Thomas Matthew, and Plestis Konstadinos (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimed Man Cardiothorac Surg*. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
37. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.

Submitted: 11.02.2022.

Анатичук Л.І., *акад. НАН України*^{1,2}
Кобилянський Р.Р., *канд. фіз.-мат. наук*^{1,2}
Прибила А.В., *канд. фіз.-мат. наук*^{1,2}
Константинович І.А., *канд. фіз.-мат. наук*^{1,2}
Бойчук В.В.²

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

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

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО СЕНСОРА ТЕПЛООВОГО ПОТОКУ НА ПОВЕРХНІ ТІЛА ЛЮДИНИ

У роботі представлено результати комп'ютерного моделювання циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі. Побудовано тривимірну комп'ютерну модель біологічної тканини з врахуванням теплофізичних процесів, кровообігу, теплообміну, процесів метаболізму та фазового переходу. Як приклад, розглянуто випадок, коли на поверхні шкіри знаходиться робочий інструмент, температура якого змінюється циклічно за наперед заданим законом у діапазоні температур $[-50 \div +50]$ °С. Визначено розподіли температури у різних шарах шкіри людини в режимах охолодження та нагріву. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання і прогрівання біологічної тканини при заданому температурному впливі.

Ключові слова: температурний вплив, шкіра людини, динамічний режим, комп'ютерне моделювання.

Вступ

Відомо, що за допомогою температурного впливу лікують різноманітні захворювання організму людини [1 – 2]. Проте, прилади, що використовуються для цього у більшості випадків досить громіздкі, без належних можливостей регулювання температури та відтворення температурних режимів. Для отримання низьких температур зазвичай використовуються системи з рідким азотом [3], що значно обмежує можливості їх використання у лікувальних закладах, де забезпечення рідким азотом є досить проблематичним. Крім того, використання рідкого азоту або ефекту Джоуля-Томсона при розширенні газів не дає можливості здійснити точно необхідні температурні режими, що також знижує в цілому ефективність використання холоду при лікуванні.

Термоелектричного охолодження (нагрів) дає можливість вирішити цю проблему [4 – 13]. Проведені дослідження температурного впливу на біологічну тканину, створення на їх основі термоелектричних пристроїв та використання у медицині підтверджують їх ефективність. Однак, термоелектричні медичні прилади мають також певні недоліки. Основним є відсутність можливості керування у часі процесами нагріву та охолодження. Це значно звужує можливості лікування теплом і холодом.

Проведені дослідження вказують, що темпи охолодження відіграють важливу роль при лікуванні [4 – 13]. Дуже швидке охолодження зовсім не призводять до деструкції біологічних тканин. І навпаки, помірне, але циклічне охолодження сприяє ефективній деструкції пухлин. Тому часові функції нагріву і охолодження є важливими при лікуванні різноманітних захворювань.

Таким чином, проблема полягає у тому, що необхідно розробити фундаментальні наукові основи для розробки і створення термоелектричних медичних приладів нового покоління, які дають можливість відтворювати у біологічній тканині задані функції нагріву і охолодження. Слід зазначити, що у більшості випадків контролювати циклічні процеси нагріву і охолодження біологічної тканини досить складно, тому потрібно вміти прогнозувати глибину прогрівання і промерзання шарів шкіри при заданому температурному впливі в різні моменти часу.

Отже, метою роботи є визначення за допомогою комп'ютерного моделювання розподілу температур у шарах шкіри людини у динамічному режимі при заданому циклічному температурному впливі.

1. Фізична модель

Згідно фізичної 2D моделі з осью симетрії (рис. 1) ділянка біологічної тканини тіла людини представляє собою структуру із трьох шарів шкіри (епідерміс 1, дерміс 2, підшкірний шар 3) і внутрішньої біологічної тканини 4 та характеризується наступними теплофізичними властивостями [14 – 20]: теплопровідністю κ_i , питомою теплоємністю C_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_{bi} , густиною крові ρ_b , температурою крові T_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням Q_{meti} внаслідок процесів метаболізму та прихованою теплотою фазового переходу L .

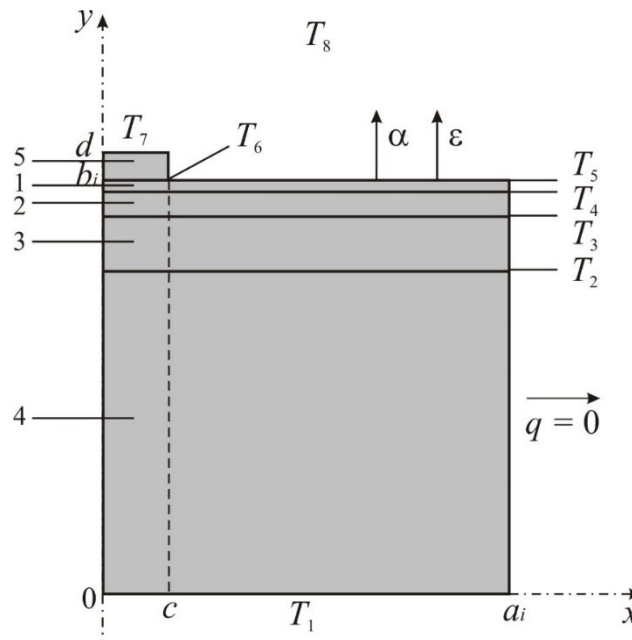


Рис. 1. Фізична 2D модель шкіри людини з осью симетрії: 1 – епідерміс, 2 – дерміс, 3 – підшкірний шар, 4 – внутрішня біологічна тканина, 5 – робочий інструмент.

Теплофізичні властивості шкіри та біологічної тканини тіла людини в нормальному [21 – 25] та замороженому станах [26, 27] наведені в таблицях 1, 2. Відповідні шари біологічної

тканини 1 – 4 розглядаються як об'ємні джерела тепла q_i , де:

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

Геометричні розміри кожного такого шару 1 – 4 складають a_i , b_i . На поверхні шкіри знаходиться круглої форми робочий інструмент 5, геометричні розміри якого наступні: товщина $d = 1$ мм і діаметр $c = 10$ мм. Згідно медичних рекомендацій та аналізу відомих криозондів, що використовуються для кріодеструкції, визначено, що діаметр таких зондів становить від 5 мм до 15 мм [28]. Тому в даній роботі, як приклад, взято середнє значення діаметру зонда, що складає $c = 10$ мм. Температури на границях відповідних шарів 1 – 4 та робочого інструменту 5 складають $T_1, T_2, T_3, T_4, T_5, T_6$. Температура всередині біологічної тканини складає $T_1 = +37^\circ\text{C}$. Температура робочого інструменту змінюється у діапазоні – $T_7 = [-50 \div +50]^\circ\text{C}$. Температура оточуючого середовища становить $T_8 = +22^\circ\text{C}$. Поверхня шкіри людини з температурою T_6 перебуває в стані теплообміну з оточуючим середовищем (коефіцієнт теплообміну α та коефіцієнт випромінювання ε) при температурі T_8 . Бокова поверхня шкіри адіабатично ізолювана.

У даній моделі не враховано тепловий контактний опір між робочим інструментом і шкірою людини, оскільки за оцінками він незначний і становить $R_c = 2 \cdot 10^{-3} \text{ м}^2 \cdot \text{К} / \text{Вт}$ [29].

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [21 – 25].

Шари біологічної тканини	Епідерміс	Дерміс	Підшкірний шар	Внутрішня тканина
Товщина, l (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, C ($\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$)	3590	3300	2500	4000
Теплопровідність, κ ($\text{Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$)	0.24	0.45	0.19	0.5
Густина, ρ ($\text{кг} \cdot \text{м}^{-3}$)	1200	1200	1000	1000
Метаболізм, Q_{met} ($\text{Вт} / \text{м}^3$)	368	368	368	368
Швидкість перфузії крові, ω_b (мл/с·мл)	0	0.0005	0.0005	0.0005
Густина крові, ρ_b ($\text{кг} \cdot \text{м}^{-3}$)	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, C_b ($\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$)	3770	3770	3770	3770

Таблиця 2

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини в нормальному та замороженому станах [26, 27].

Теплофізичні властивості біологічної тканини	Значення	Одиниці вимірювань
Теплоємність нормальної біологічної тканини (C_1)	3600	$\text{Дж} / \text{м}^3 \cdot ^\circ\text{C}$
Теплоємність замороженої біологічної тканини (C_2)	1800	$\text{Дж} / \text{м}^3 \cdot ^\circ\text{C}$
Теплопровідність нормальної біологічної тканини (κ_1)	0.5	$\text{Вт} / \text{м} \cdot ^\circ\text{C}$
Теплопровідність замороженої біологічної тканини (κ_2)	2	$\text{Вт} / \text{м} \cdot ^\circ\text{C}$
Прихована теплота фазового переходу (L)	$250 \cdot 10^3$	$\text{Дж} / \text{м}^3$
Верхня температура фазового переходу (T_1)	– 1	$^\circ\text{C}$
Нижня температура фазового переходу (T_2)	– 8	$^\circ\text{C}$

2. Математична модель

У загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [30]:

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

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

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

Рівняння теплообміну в біологічній тканині (2) розв'язується з відповідними граничними умовами. Температура на поверхні робочого інструменту змінюється за заданим законом у діапазоні температур $T_7 = [-50 \div +50]^\circ\text{C}$. Всередині біологічної тканини температура $T_1 = +37^\circ\text{C}$. Бокові поверхні біологічної тканини адіабатично ізолювані ($q = 0$), а верхня поверхня шкіри знаходиться у стані теплообміну (коефіцієнт теплообміну α та коефіцієнт випромінювання ε) з оточуючим середовищем при температурі T_8 .

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

де $q_i(x, y, t)$ – густина теплового потоку i -го шару шкіри людини, α – коефіцієнт конвективного теплообміну поверхні шкіри з оточуючим середовищем, ε – коефіцієнт випромінювання, σ – стала Больцмана, T_5 – температура поверхні шкіри людини, T_8 – температура оточуючого середовища ($T_8 = +22^\circ\text{C}$).

У початковий момент часу $t=0$ с вважається, що температура у всьому об'ємі шкіри становить $T = +37^\circ\text{C}$, тобто початкові умови для розв'язання рівняння (2) наступні:

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

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

У процесі заморожування клітини будуть проходити зміну фази в точці замерзання, при цьому матимуть місце втрати теплоти фазового переходу (L) і температура в цих клітинах не змінюватиметься. Фазовий перехід в біологічних клітинах відбувається в діапазоні температур $(-1 \div -8)^\circ\text{C}$. Властивості шкіри та біологічної тканини в нормальному та замороженому станах наведені в таблицях 1, 2 [21 – 27]. В інтервалі температур $(-1 \div -8)^\circ\text{C}$, коли клітини заморожуються, поглинається теплота фазового переходу, що може бути змодельоване

додаванням відповідної величини до теплоємності [26, 27].

При заморожуванні шкіри людини відбувається звуження судин у капілярах до заморожування всієї крові в капілярах, і значення ω_{bi} прямує до нуля. Крім того, клітини не зможуть генерувати метаболічне тепло при заморожуванні і Q_{met_i} буде рівним нулю при температурі нижчій нуля.

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

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

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

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

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

3. Комп'ютерна модель

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

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у біологічній тканині здійснювався методом скінченних елементів, суть якого полягає в тому, що досліджуваний об'єкт розбивається на велику кількість скінченних елементів і в кожному з них шукається значення функції, яке задовольняє заданим диференціальним рівнянням другого порядку з відповідними граничними умовами. Точність розв'язання поставленої задачі залежить від рівня розбиття і забезпечується використанням великої кількості скінченних елементів [31].

Як приклад, на рис. 3 – 10 наведено розподіли температури та ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри людини, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, температура якого змінюється циклічно за наперед заданим законом у діапазоні температур $[-50 \div +50]$ °C у різні моменти часу.

4. Результати комп'ютерного моделювання циклічного температурного впливу на шкіру людини у динамічному режимі

Згідно відомих методик проведення кріодеструкції та коагуляції біологічної тканини [10, 11] швидкість охолодження повинна становити не менше $(40 - 50) \text{ }^\circ\text{C/хв}$, а швидкість нагріву $(20 - 25) \text{ }^\circ\text{C/хв}$. Тому в даній роботі, як приклад, розглянуто випадок, у якому температура робочого інструменту $T_f(t)$ змінюється в діапазоні робочих температур $[-50 \div +50] \text{ }^\circ\text{C}$ наступним чином: спочатку охолодженим робочим інструментом проводиться кріодеструкція шкіри при температурі $T = -50 \text{ }^\circ\text{C}$ протягом $t = 120 \text{ с}$, потім температура робочого інструменту змінюється від $-50 \text{ }^\circ\text{C}$ до $+50 \text{ }^\circ\text{C}$ протягом наступних 240 с, після цього нагрітим робочим інструментом проводиться коагуляція шкіри при температурі $T = +50 \text{ }^\circ\text{C}$ протягом $t = 120 \text{ с}$, наступне зниження температури до $T = -50 \text{ }^\circ\text{C}$ відбувається протягом 120 с, потім такий температурний вплив повторюється циклічно для досягнення кращої деструкції шкіри людини. Вказаний циклічний температурний вплив на шкіру людини представлено на рис. 2.

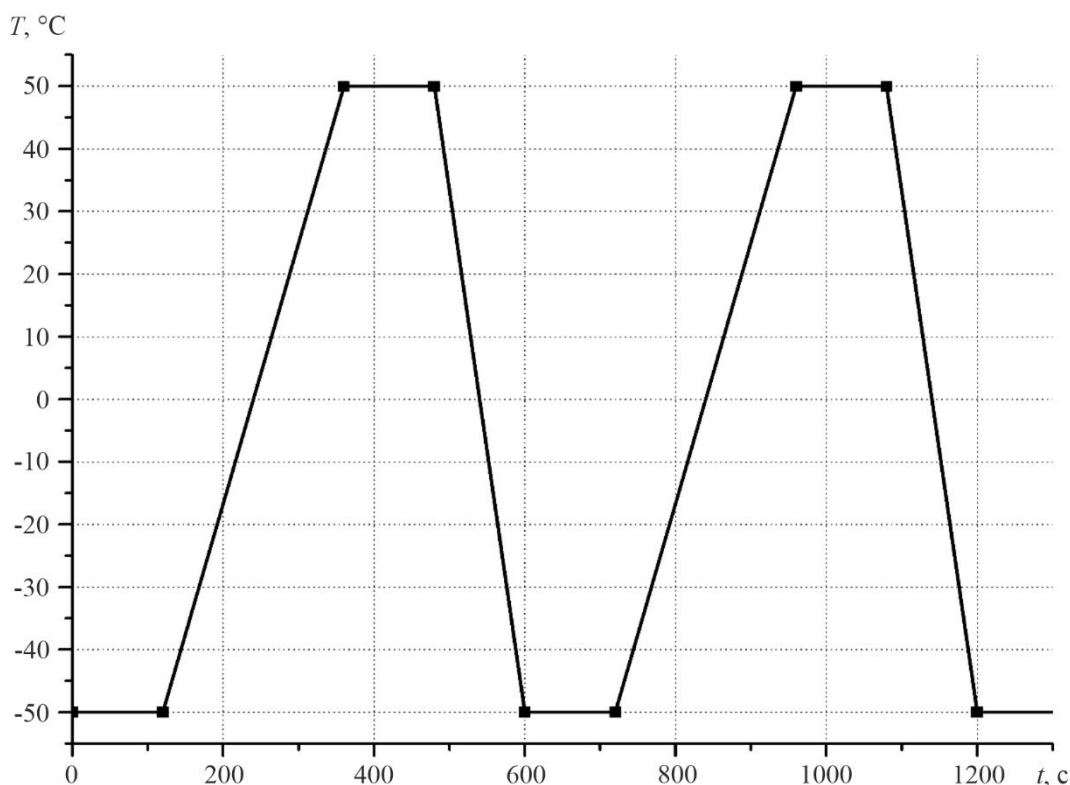


Рис. 2. Графік залежності температури робочого інструменту від часу.

На рис. 3 – 10 наведено розподіли температури та ізотермічних поверхонь в поперечному розрізі біологічної тканини, на поверхні якої розміщено робочий інструмент, температура якого змінюється за вказаним вище законом у діапазоні робочих температур $[-50 \div +50] \text{ }^\circ\text{C}$ у початковий та кінцевий моменти часу циклу охолодження-нагріву.

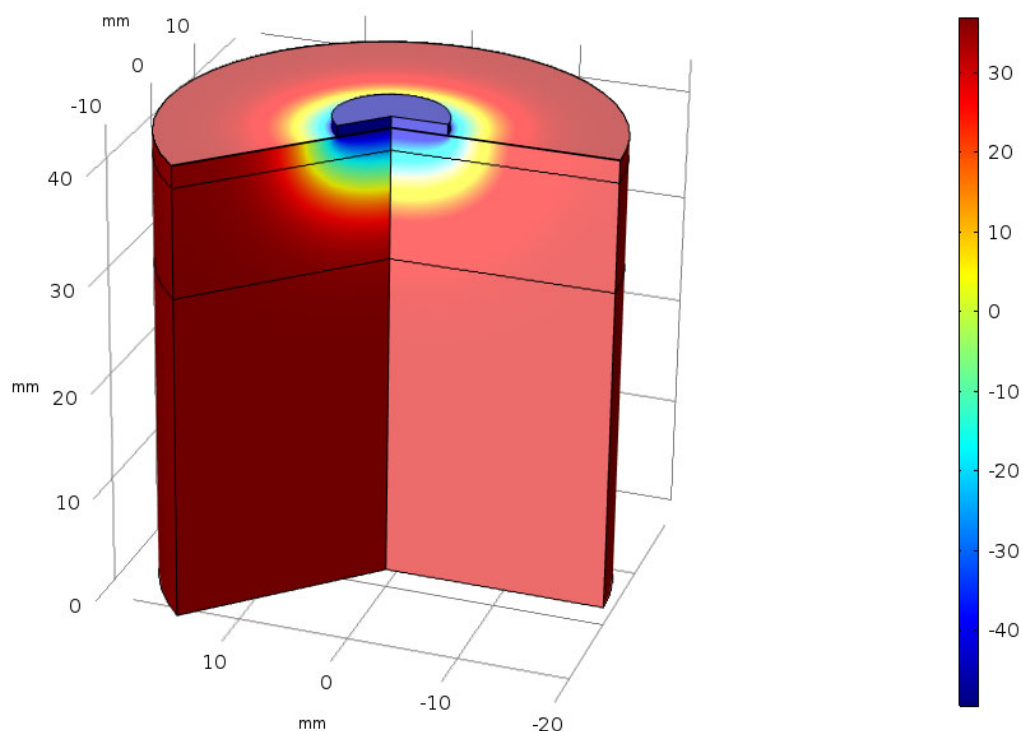


Рис. 3. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 120\text{ с}$.

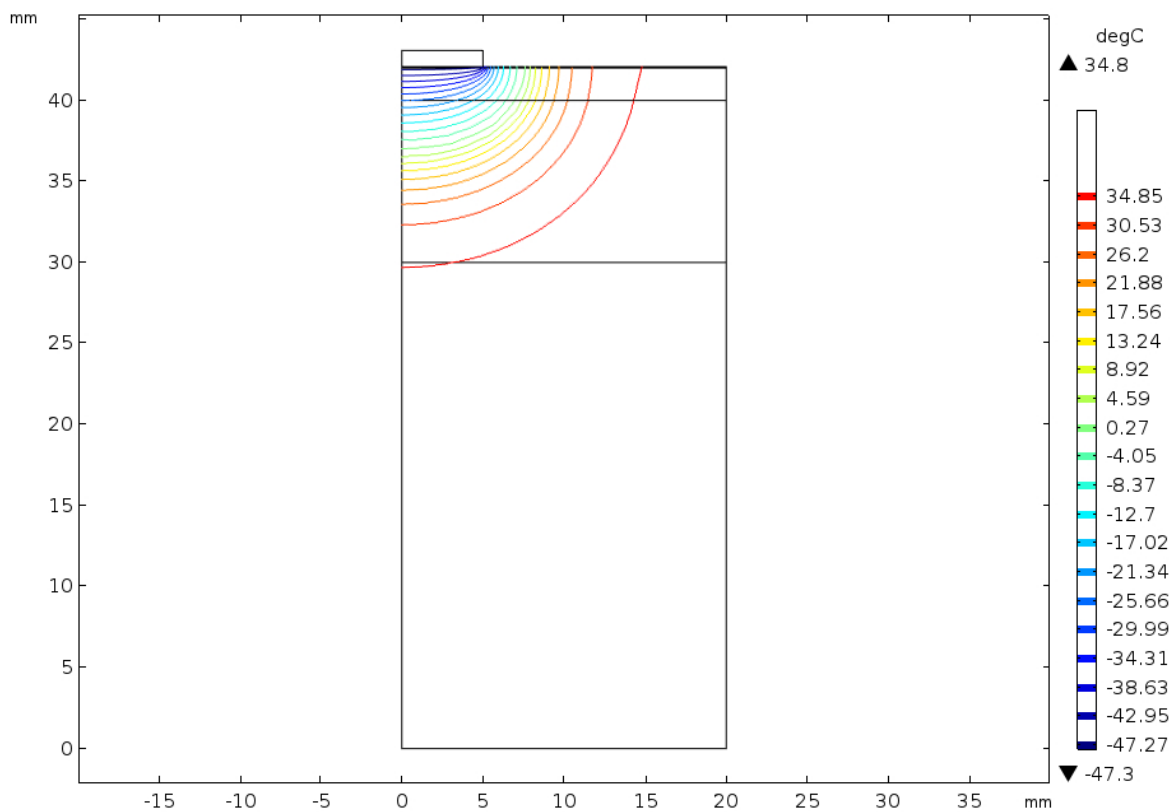


Рис. 4. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 120\text{ с}$.

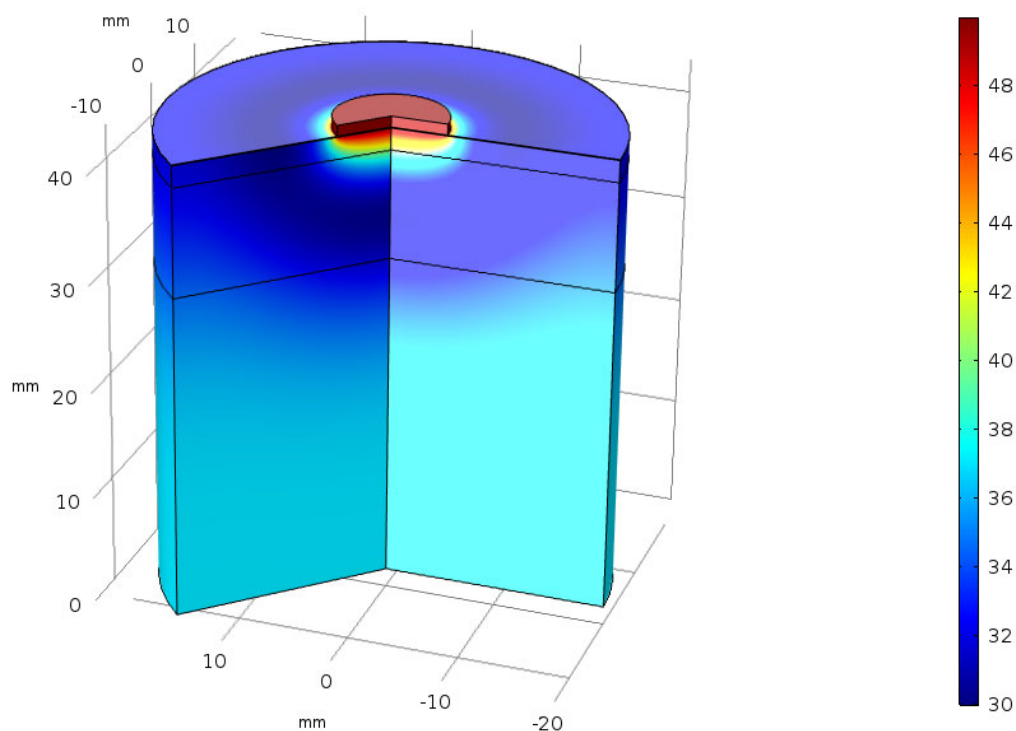


Рис. 5. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 480\text{ с}$.

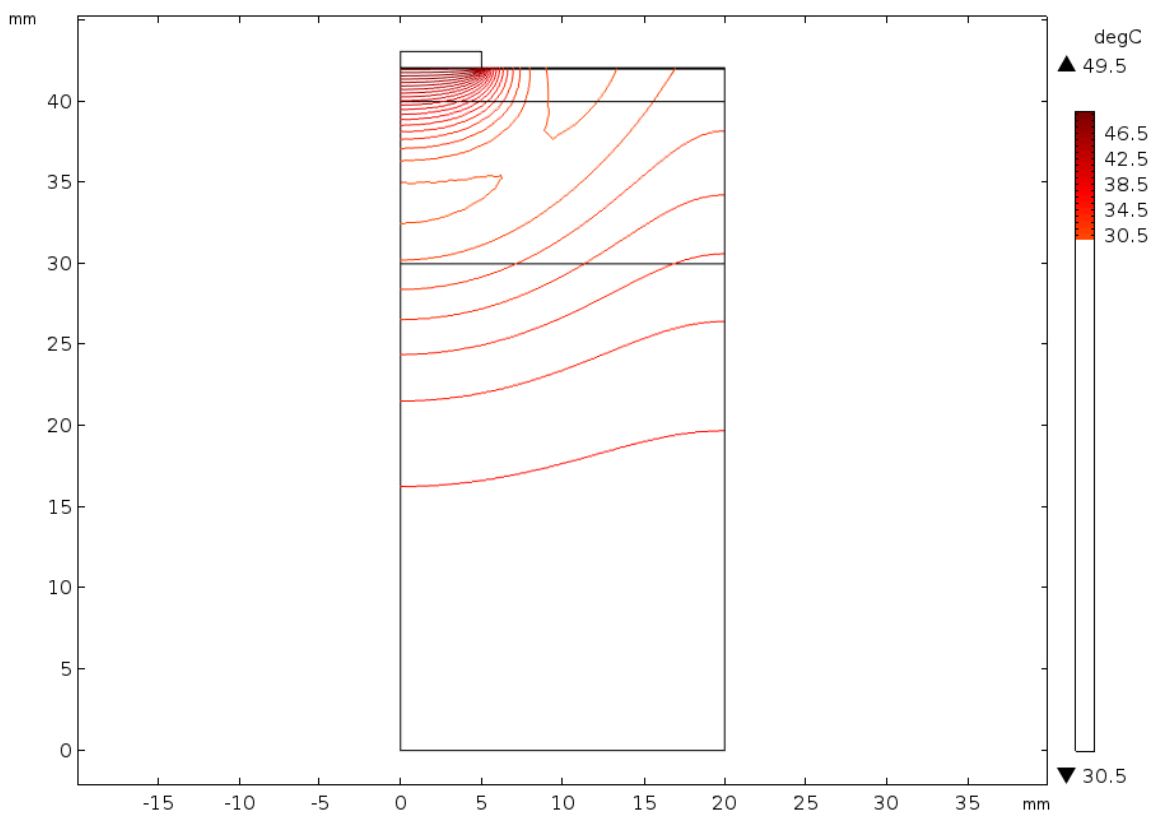


Рис. 6. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 480\text{ с}$.

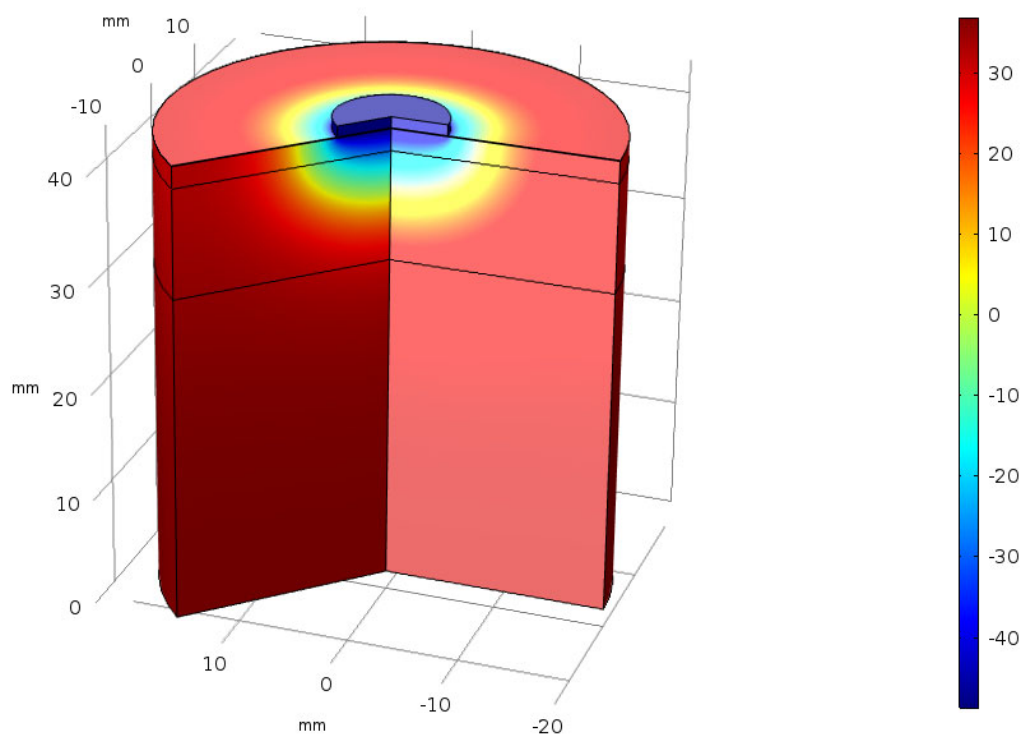


Рис. 7. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 720\text{ с}$.

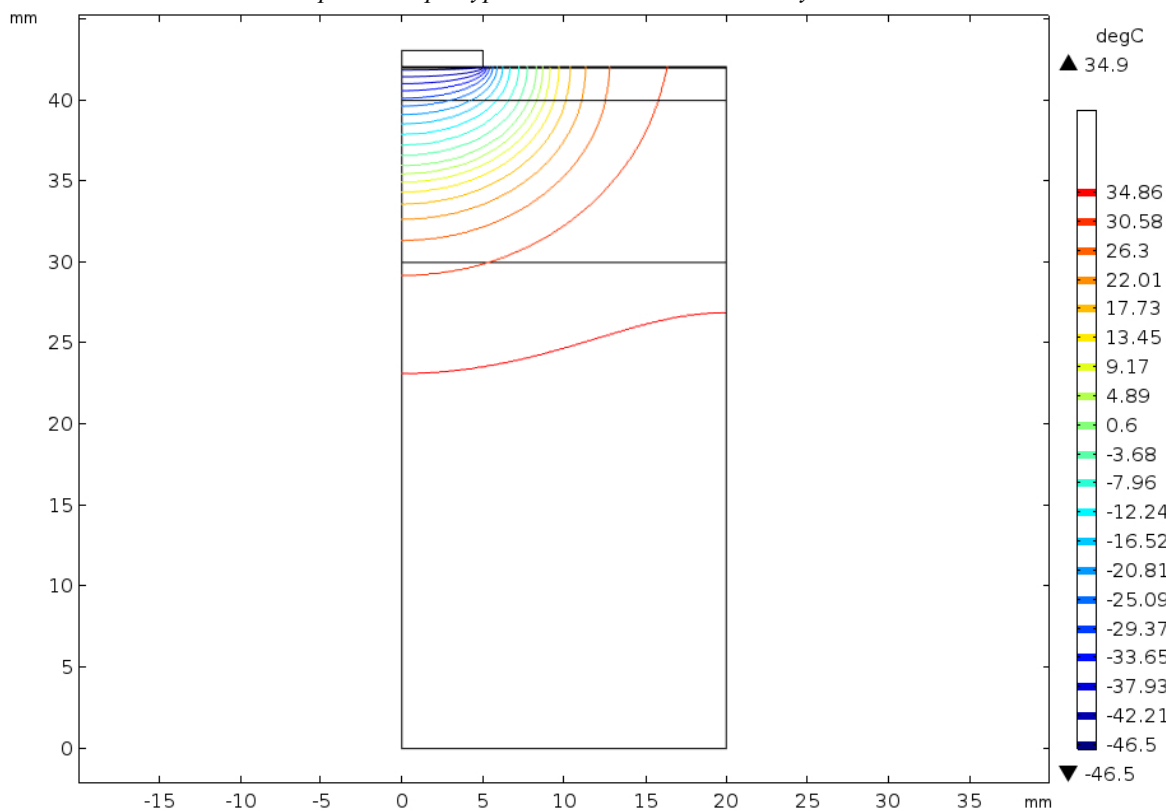


Рис. 8. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = -50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 720\text{ с}$.

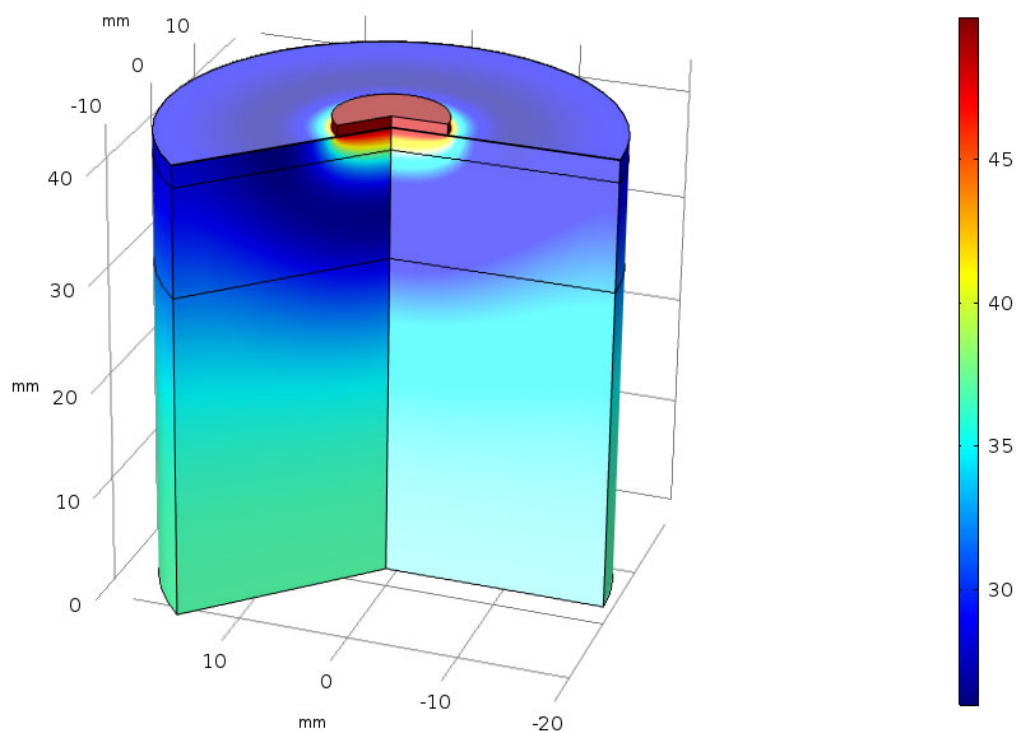


Рис. 9. Розподіл температури в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 1080\text{ с}$.

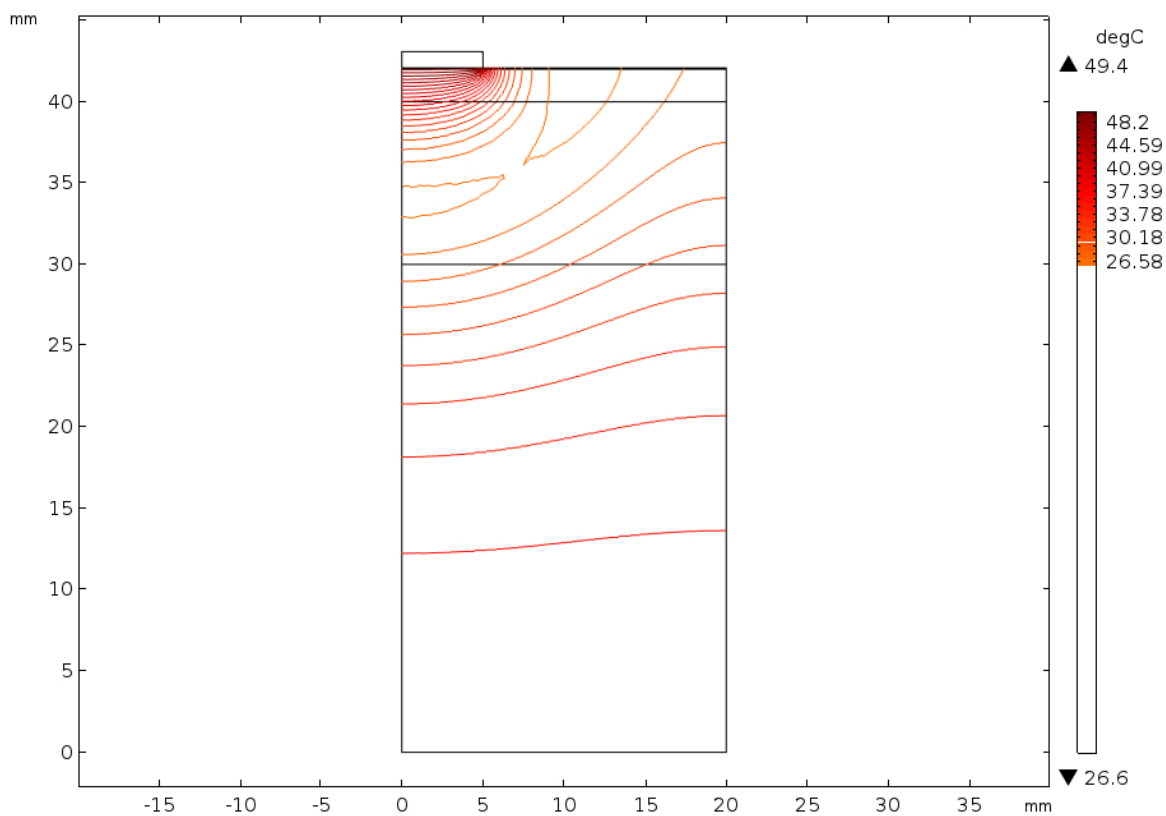


Рис. 10. Розподіл ізотермічних поверхонь в об'ємі шкіри, на поверхні якої розміщено робочий інструмент при температурі $T = + 50\text{ }^{\circ}\text{C}$ в момент часу $t = 1080\text{ с}$.

З рис. 3 – 6 видно, що при $t = 120$ с епідерміс охолоджується до температури $-48,9^{\circ}\text{C}$, на границі епідерміс-дерміс температура рівна $-48,3^{\circ}\text{C}$, на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина температура складає $-25,5^{\circ}\text{C}$. А при $t=480$ с температура у епідермісі підвищується до $+49,8^{\circ}\text{C}$, на границі епідерміс-дерміс температура рівна $+49,5^{\circ}\text{C}$, на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина температура складає $+40,3^{\circ}\text{C}$. Оскільки, верхній шар шкіри (епідерміс) має найменшу товщину і перфузія крові у ньому $\omega_b = 0$, то температура всередині цього шару близька до температури робочого інструменту. У подальшому при повторному циклічному температурному впливі (рис. 7-10) спостерігається, що при $t=720$ с після охолодження температура всередині шкіри, до прикладу, на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина температура досягає -28°C , а при $t=1080$ с після повторного нагрівання температура на границі дерміс-підшкірно-жирова клітковина складає $+38^{\circ}\text{C}$.

З допомогою комп'ютерного моделювання встановлено, що при збільшенні експозиції (кількості циклів) температурного впливу досягається глибше охолодження шарів шкіри та приблизно однаковий прогрів шкіри. Тобто, при тривалому температурному впливі у діапазоні температур $[-50 \div +50]^{\circ}\text{C}$ можна досягти деструкції та коагуляції приповерхневих новоутворень шкіри.

Таким чином, отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання та прогрівання шарів шкіри людини при заданому циклічному температурному впливі для досягнення максимального ефекту при проведенні кріодеструкції або коагуляції. Розроблена методика комп'ютерного моделювання у динамічному режимі дозволяє визначати розподіли температури в різних шарах шкіри людини при наперед заданій довільній функції зміни температури робочого інструменту з часом $T_f(t)$.

Висновки

1. Розроблено методику комп'ютерного моделювання розподілу температур в шкірі людини у динамічному режимі, що дозволяє прогнозувати результати локального температурного впливу на шкіру та визначати в будь-який момент часу розподіли температури в шарах шкіри при наперед заданій часовій функції зміни температури робочого інструменту $T_f(t)$.
2. За допомогою комп'ютерного моделювання було визначено розподіли температури у шарах шкіри в режимах нагріву та охолодження при зміні температури робочого інструменту у діапазоні температур $[-50 \div +50]^{\circ}\text{C}$ за наперед заданим законом. Отримані результати дозволяють прогнозувати глибину прогрівання та промерзання біологічної тканини при заданому циклічному температурному впливі.

Література

1. Анатичук Л.І. Термоелектрика. Т.2. Термоелектричні перетворювачі енергії. Київ, Чернівці: Інститут термоелектрики, 2003. – 376 с.
2. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Перепічка М.П. Сучасні методи кріотерапії в дерматологічній практиці // Клінічна та експериментальна патологія. – Том XVI. – №1 (59). – 2017. – С. 150 – 156.
3. Maruyama S., Nakagawa K., Takeda H. (2008). The flexible cryoprobe using Peltier effect for heat transfer control. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 138 – 150.
4. Москалик І.А., Маник О.М. Про використання термоелектричного охолодження у

- практиці кріодеструкції // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – С. 84 – 92.
5. Анатичук Л.І., Денисенко О.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про використання термоелектричного охолодження в дерматології та косметології // Термоелектрика. – №3. – 2015. – С. 57 – 71.
 6. Москалик І.А. Про використання термоелектричних приладів у кріохірургії // Фізика і хімія твердого тіла. – №4. – 2015. – С. 742 – 746.
 7. Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Про перспективи використання термоелектрики для лікування захворювань шкіри холодом // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 5, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2016. – С. 67 – 72.
 8. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck – *Trns. Am.Ophthalmol. Otolaringol. Soc.*, 73 (2), 300 – 309.
 9. D'Hont G. (1974). La cryotherapie en ORL – *Acta. Otorhinolaringol. Belg.*, 28 (2), 274 – 278.
 10. Mazur P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In: *Cryosurgery* ed. by R. W. Rand, A. P. Rinfret, H. Leden – Springfield, Illinois, U.S.A. 32 – 51.
 11. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. – *Scot, Med, I.*, 13, 268– 273.
 12. Van Venrjy G. (1975). Freeze-etching: freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 2 (1), 46 – 61.
 13. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (– 32 °C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd*, 152, 16 – 22.
 14. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Коцур М.П., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Оптимальне керування часовою залежністю температури охолодження в термоелектричних пристроях // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С. 5 – 11.
 15. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // Термоелектрика. – № 1. – 2017. – С.69 – 79.
 16. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для лікування захворювань шкіри // Термоелектрика. – № 2. – 2017. – С.44 – 57.
 17. Анатичук Л.І., Вихор Л.М., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я., Зварич О.В. Комп'ютерне моделювання та оптимізація динамічних режимів роботи термоелектричного приладу для рефлексотерапії // Термоелектрика. – № 3. – 2017. – С. 68 – 78.
 18. Anatychuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobyljanskyi R., Kadenuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
 19. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Методика врахування фазового переходу в біологічній тканині при комп'ютерному моделюванні процесу кріодеструкції // Термоелектрика. – № 1. – 2019. – С. 46-58.
 20. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Комп'ютерне моделювання процесу кріодеструкції шкіри людини при термоелектричному охолодженні // Термоелектрика. – № 2. – 2019. – С. 21-35.
 21. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713 – 717.
 22. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
 23. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating.

- Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1 (10), 11 – 20.
24. Filipoiu Florin, Bogdan Andrei Ioan, Carstea Iulia Maria (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53 – 59.
 25. Carstea Daniela, Carstea Ion, Carstea Iulia Maria (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
 26. Deng Z.S., Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183 - 192.
 27. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
 28. Shah Vishal N., Orlov Oleg I, Orlov Cinthia, Takebe Manabu, Thomas Matthew, and Plestis Konstadinos (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimed Man Cardiothorac Surg*. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
 29. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.
 30. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm. *J. Appl. Physiol.* 1 (2), 93 – 122.
 31. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.

Надійшла до редакції: 24.02.2024.

Anatychuk L.I., Acad. NAS Ukraine ^{1,2}
Kobylianskyi R.R., Cand. Sc (Phys & Math) ^{1,2}
Prybyla A.V., Cand. Sc (Phys & Math) ^{1,2}
Konstantynovych I.A., Cand. Sc (Phys & Math) ^{1,2}
Boyчук V.V. ²

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine
e-mail: anatych@gmail.com

COMPUTER SIMULATION OF THE THERMOELECTRIC HEAT FLOW SENSOR ON THE SURFACE OF THE HUMAN BODY

This paper presents the results of computer simulation of cyclic temperature effect on the human skin in dynamic mode. A three-dimensional computer model of the biological tissue has been built with regard to thermophysical processes, blood circulation, heat exchange, metabolic processes and the phase transition. As an example, the case is considered when on the skin surface there is a working tool the temperature of which changes cyclically according to a predetermined law in the temperature range $[-50 \div +50]$ °C. Temperature distributions in different human skin layers in heating and cooling modes have been determined. The results obtained make it possible to predict the depth of the biological tissue freezing and heating under a given temperature effect.

Key words: temperature effect, human skin, dynamic mode, computer simulation.

References

1. Anatyshuk L.I. (2003). *Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric power converters*. Kyiv, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
2. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Perepichka M.P. (2017). Modern cryotherapy methods in dermatological practice. *Clinical and Experimental Pathology*, XVI, (59), 150 – 156.
3. Maruyama S., Nakagawa K., Takeda H. (2008). The flexible cryoprobe using Peltier effect for heat transfer control. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 138 – 150.
4. Moskalyk I.A., Manyk O.M. (2013). On the use of thermoelectric cooling in the practice of cryodestruction. *J. Thermoelectricity*, 6, 84 – 92.
5. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2015). On the use of thermoelectric cooling in dermatology and cosmetology. *J. Thermoelectricity*, 3, 57 – 71.
6. Moskalyk I.A. (2015). On the use of thermoelectric devices in cryosurgery. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 4, 742 – 746.
7. Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). On the prospects of using thermoelectricity for treatment of skin diseases with cold. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics*. 5 (1). – Chernivtsi: Chernivtsi National University, 67 – 72.
8. Miller P., Metzner D. (1969). Cryosurgery for tumors of the head and neck – *Trns. Am. Ophthalmol. Otolaryngol. Soc.*, 73 (2), 300 – 309.
9. D'Hont G. (1974). La cryotherapie en ORL – *Acta. Otorhinolaryngol. Belg.*, 28 (2), 274 – 278.
10. Mazur P. (1968). Physical-chemical factors underlying cell injury in cryosurgical freezing. In: *Cryosurgery* ed. by R. W. Rand, A. P. Rinfret, H. Leden – Springfield, Illinois, U.S.A. 32 – 51.
11. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. – *Scot, Med, I.*, 13, 268– 273.
12. Van Venryj G. (1975). Freeze-etching: freezing velocity and crystal size at different size locations in samples. *Cryobiology*, 2 (1), 46 – 61.
13. Bause H. (2004). Kryotherapie lokalisierter klassischer, Neues Verfahren mit Peltier-Elementen (– 32 °C) Erfahrungsbericht Hamangiome. *Monatsschr Kinderheilkd*, 152, 16 – 22.
14. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2016). Optimal control of the time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J. Thermoelectricity*, 5, 5 – 11.
15. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effect on the human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 69 – 79.
16. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of a thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J. Thermoelectricity*, 2, 44 – 57.
17. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kobylanskyi R.R., Kadaniuk T.Ya., Zvarich O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of a thermoelectric device for reflexotherapy. *J. Thermoelectricity*, 3, 68 – 78.
18. Anatyshuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylanskyi R., Kadaniuk T. (2018). Optimal control of time dependence of temperature in thermoelectric devices for medical purposes. *International Journal of Thermophysics*, 39, 108. <https://doi.org/10.1007/s10765-018-2430-z>.
19. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Methodology for taking into account the phase transition in the biological tissue during computer simulation of cryodestruction process. *J. Thermoelectricity*, 1, 46 – 58.
20. Anatyshuk L.I., Kobylanskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Computer simulation of cryodestruction

- process of the human skin with thermoelectric cooling. *J. Thermoelectricity*, 2, 21 – 35.
21. Jiang S.C., Ma N., Li H.J., Zhang X.X. (2002). Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 28, 713 – 717.
 22. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
 23. Ciesielski M., Mochnacki B., Szopa R. (2011). Numerical modeling of biological tissue heating. Admissible thermal dose. *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science*, 1 (10), 11 – 20.
 24. Filipoiu Florin, Bogdan Andrei Ioan, Carstea Iulia Maria (2010). Computer-aided analysis of the heat transfer in skin tissue. *Proceedings of the 3rd WSEAS Int. Conference on Finite Differences – Finite Elements – Finite Volumes – Boundary Elements*, 53 – 59.
 25. Carstea Daniela, Carstea Ion, Carstea Iulia Maria (2011). Interdisciplinarity in computer-aided analysis of thermal therapies. *WSEAS Transactions on Systems and Control*, 6 (4), 115 – 124.
 26. Deng Z.S., Liu J. (2005). Numerical simulation of selective freezing of target biological tissues following injection of solutions with specific thermal properties. *Cryobiology*, 50, 183 - 192.
 27. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
 28. Shah Vishal N., Orlov Oleg I, Orlov Cinthia, Takebe Manabu, Thomas Matthew, and Plestis Konstadinos (2018). Combined cryo-maze procedure and mitral valve repair through a ministernotomy. *Multimed Man Cardiothorac Surg*. doi: 10.1510/mmcts.2018.022.
 29. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.
 30. Pennes H.H. (1948). Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting forearm *J. Appl. Physiol.* 1 (2), 93 – 122.
 31. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.

Submitted:24.02.2024.

УДК 621.362



Анатичук Л.І.

Анатичук Л.І., акад. НАН України^{1,2}
Прибила А.В., канд. фіз.-мат. наук^{1,2}



Прибила А.В.

¹ Інститут термоелектрики НАН та МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
² Чернівецький національний університет
імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна
e-mail: anatyuch@gmail.com

ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИЙ ГЕНЕРАТОР, ЩО ВИКОРИСТОВУЄ ПЕРЕПАДИ ТЕМПЕРАТУР У МІСЯЧНОМУ ҐРУНТІ

У роботі виконано дослідження можливостей створення термоелектричного генератора на Місяці. Проаналізовано температурні і теплові умови у місячному ґрунті. Розраховані питомі потужність, вагу і вартість такого генератора. Здійснено порівняння термоелектричного генератора і сонячних батарей в умовах їх використання на Місяці.

Ключові слова: термоелектричний ґрунтовий генератор, Місяць, проектування.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Прогрес людства пов'язаний з постійним пошуком і вдосконаленням технологій, що забезпечують йому нові можливості як на Землі, так і при освоєнні оточуючого космічного простору. Вже давно погляди вчених спрямовані на колонізацію найближчих планет сонячної системи. Першим кроком для цього є спроба створення космічної бази на поверхні найближчого сателіта Землі – Місяця.

Забезпечення функціонування місячної бази пов'язане з потребами її живлення електричною енергією. Відомі нині людству основні джерела енергії поділяються на відновлювані – енергія Сонця, вітру, гідроенергія річок, внутрішнє тепло Землі, й невідновлювані – викопне мінеральне паливо та ядерна енергія. Із зрозумілих причин далеко не всі із цих джерел можна використати на поверхні Місяця.

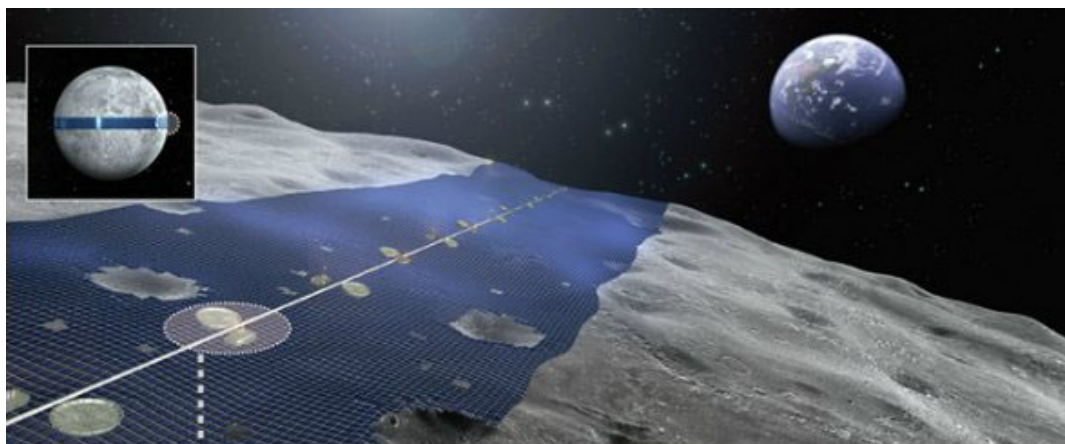


Рис. 1. Варіант сонячної електростанції на поверхні Місяця, запропонований Японською корпорацією Shimizu [1].

Одним із найбільш цікавих джерел в даному контексті є енергія Сонця. Для її перетворення використовуються сонячні батареї, що при коефіцієнті перетворення 10–30% забезпечують непогані можливості для генерації електричної енергії (рис. 1). Проте вони мають і низку недоліків. Це, зокрема, відносно невеликий строк служби, особливо в умовах жорсткого космічного випромінювання, залежність від наявності сонячної радіації (місячний «день» і «ніч»), а також відносно великі масогабаритні показники, що значно підвищує вартість реалізації такого проекту.

Альтернативним способом перетворення енергії є використання перепадів температур в місячному ґрунті, які виникають внаслідок теплової дії сонячного випромінювання, шляхом термоелектричного перетворення енергії [2]. Такі генератори вже розроблені і працюють в умовах Землі [3–5]. Вони мають тривалий ресурс роботи (близько 30 років), низькі масогабаритні показники, а також є стійкими до механічних навантажень і космічного випромінювання, що особливо актуально в умовах даної задачі. Характеристики таких термоелектричних перетворювачів у значній мірі залежать від величини перепаду температур у ґрунті. В умовах Місяця перепад температури у метровому приповерхневому прошарку ґрунту складає близько 164 К (температура поверхні +127 °С, температура на глибині 1 м – 37 °С) для місячного «дня» і 136 К (температура поверхні –173 °С, температура на глибині 1 м – 37 °С) для місячної «ночі». Це є значно сприятливішими для термоелектрики показниками ніж у аналогічних генераторів на Землі (приповерхневі перепади температур у Земному ґрунті складають від кількох до десятка градусів).

Отже, метою даної роботи є вивчення можливостей створення термоелектричного генератора, що використовує перепади у місячному ґрунті.

Генератори, що використовують перепади температур Землі

В Інституті термоелектрики НАН і МОН України розроблено серію ґрунтових термоелектричних генераторів (ГТЕГ), які вже протягом десятків років успішно функціонують і забезпечують живлення різноманітних малопотужних пристроїв, зокрема апаратури спеціального призначення, захисних і охоронних систем, електронних приладів автономних метеостанцій та інше. (рис. 2). Питома потужність таких термогенераторів складає близько 5 Вт / м² при перепаді температур < 10 К.

Фізичну модель та схему принципу дії термоелектричного генератора, що використовує теплову енергію ґрунту, показано на рис. 3.

Термоелектричний генератор, розташований у ґрунті, складається з теплоприймального колектора 1, теплопроводу 2, високоефективної багатоелементної батареї 3, тепловідводу 4, радіатора 5, корпусу 6 і теплоізоляції 7. Принцип дії термогенератора полягає ось у чому: тепловий потік q , наявний у ґрунті, потрапляє на теплоприймальну площадку 1, теплопроводом 2 підводиться до гарячих спаїв термобатареї 3, теплопроводом 4 відводиться до радіатора 5 і розсіюється у нижні шари ґрунту. Для зменшення теплових втрат корпус 6 термогенератора заповнено теплоізоляційним матеріалом. Із проходженням тепла через термобатарею на ній створюється градієнт температури, що зумовлює генерацію електричної потужності W . Слід зазначити, що впродовж



Рис. 2. Зовнішній вигляд ГТЕГ Алтек-8027.

доби напрямок руху теплового потоку може змінюватися на протилежний. Це дозволяє використовувати такий перетворювач не тільки вдень але і вночі, коли немає прямого потоку сонячної радіації на поверхню Землі.

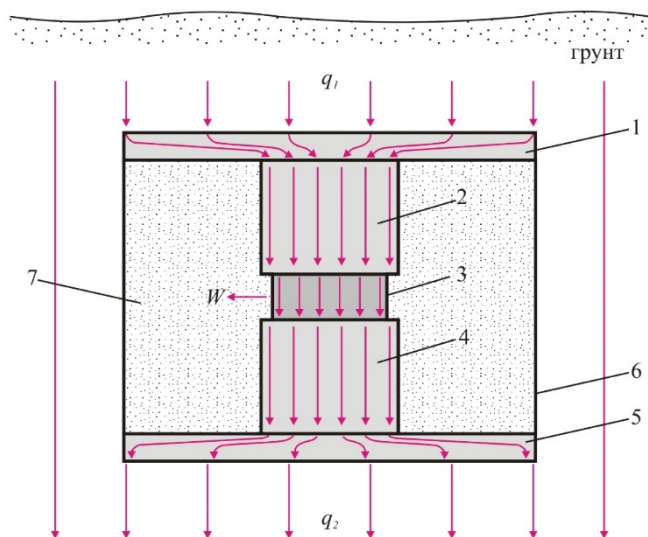


Рис. 3. Фізична модель термогенератора, розташованого в ґрунті.

Вказана фізична модель, із врахуванням деяких відмінностей, може бути використана для опису термоелектричного генератора на Місяці.

Використання ідеї ґрунтового генератора на Місяці

Як було зазначено вище, температурні умови у метровому приповерхневому прошарку місячного ґрунту наступні :

- для місячного «дня»
температура поверхні + 127 °С;
температура на глибині 1 м – 37 °С;
- для місячної «ночі»
температура поверхні – 173 °С;
температура на глибині 1 м – 37 °С.

Такий перепад температур сприятливий для термоелектричного перетворення енергії, тому при проектуванні генератора були забезпечені умови рівності теплових опорів ІТЕГ і зазначеного прошарку місячного ґрунту.

На рис.4 представлено фізичну модель термоелектричного генератора на поверхні Місяця.

Джерелом тепла для генератора є потік сонячної радіації q_1 , що потрапляє поверхню із алюмінієвої фольги 1 зі спеціальним селективним покриттям, яке забезпечує найкраще поглинання теплової енергії. Алюмінієва фольга слугує концентратором теплової енергії до віток термоелектричного матеріалу на основі телуриду вісмуту ($BiTe$) n - 2 і p - 3 типу провідності. Алюмінієвий концентратор 4 слугує для відведення теплової енергії q_2 від термоелектричного матеріалу в місячний ґрунт. Проміжок між алюмінієвими пластинами заповнено вакуумом і в ньому відбуваються втрати теплового потоку $q_{впр}$ шляхом випромінювання. Для їх зменшення в конструкцію генератора введено дзеркальну тонку пластину 5. На рисунку представлено елементарну секцію такого генератора для однієї пари віто термоелектричного матеріалу.

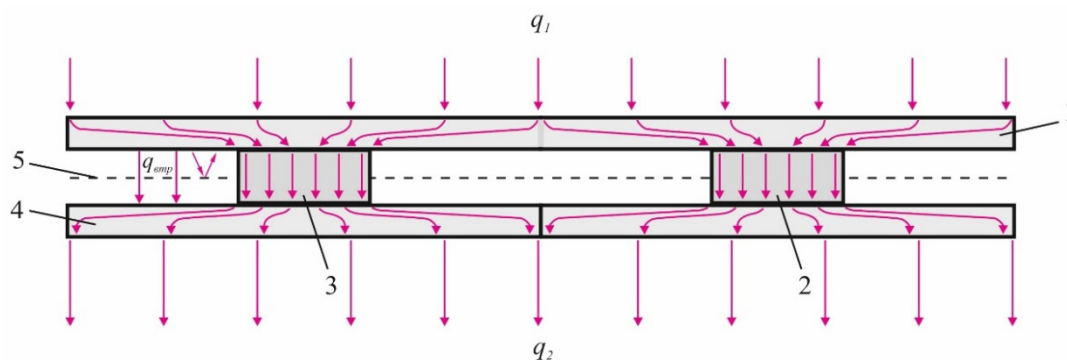


Рис. 4. Фізична модель термогенератора, розташованого в місячному ґрунті.

Відповідно до запропонованої фізичної моделі розраховано конструкцію генератора, а також його питомі показники. Розрахунки виконані із використанням методів комп'ютерного моделювання за допомогою пакету прикладних програм Comsol Multiphysics.

Розміри теплового концентратора визначалися із умов забезпечення рівномірності теплового потоку при мінімально можливій товщині. Отже, розрахункова товщина теплового концентратора становить 50 мкм.

Додатково проведено оцінку теплових втрат у проміжках між тепловими концентраторами шляхом випромінювання. Вони становлять $\sim 16\%$ від величини корисного теплового потоку і призводять до зниження ефективності перетворення енергії. Для їх зменшення в конструкцію генератора введено дзеркальну тонку пластину (5 на рис.4), що дозволяє знизити втрати до 7% , а введення двох аналогічних пластин знижує теплові втрати до 5% .

Таким чином, остаточно конструкція ГТЕГ в розрахунку на 1 м^2 площі Місяця наступна:

- кількість віток термоелектричного матеріалу – 3124;
- висота віток – 2 мм;
- поперечний переріз віток – 1×1 мм;
- товщина теплових концентраторів – 50 мкм.

В такому випадку за умов місячного «дня» генерована ГТЕГ електрична потужність становить $W_e = 96\text{ Вт/м}^2$ (для порівняння варіант сонячного генератора продукує електричну потужність $W_e = 100\text{ Вт/м}^2$).

Питома потужність генератора у відношенні до його маси становить $W_p = 230\text{ Вт/кг}$ (для порівняння варіант сонячного фотоелектричного генератора має питому потужність $W_p = 21\text{ Вт/кг}$).

Отже, по енергетичним показникам ГТЕГ знаходиться на одному рівні із фотоелектричним сонячним, проте має нижчу в 6 разів питому масу, що важливо в умовах значних витрат на доставку вантажу на Місяць. Крім того, ресурс роботи ГТЕГ становить до 30 років, що значно переважає можливості сонячного генератора, ресурс якого складає 5 – 10 років.

Крім того, на відміну від фотоелектричного сонячного генератора, ГТЕГ можна використовувати в умовах місячної «ночі», при цьому генерована ним електрична потужність буде становити $W_e \approx 10\text{ Вт/м}^2$.

Особливості використання ґрунтового генератора на полюсах Місяця

Важливим фактором використання термоелектричного генератора на Місяці є місце географічного розташування місячної бази.

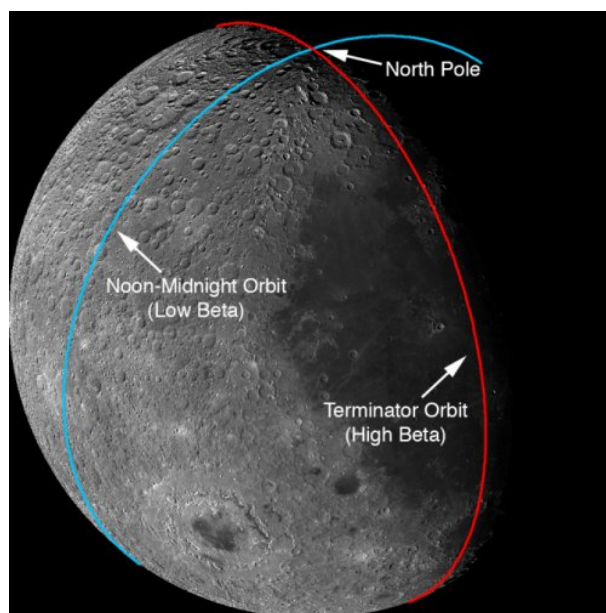


Рис. 5. Фото Місяця [6].

У випадку розташування місячної бази на полюсах виникають деякі особливості, пов'язані із кутом падіння сонячної радіації на поверхню місяця. Сонячні промені на полюсах падають по дотичній до поверхні, що значно змінює температурні і теплові умови в товщі місячного ґрунту. З другого боку, умови освітленості на полюсах Місяця є стабільнішими ніж в екваторіальній зоні.

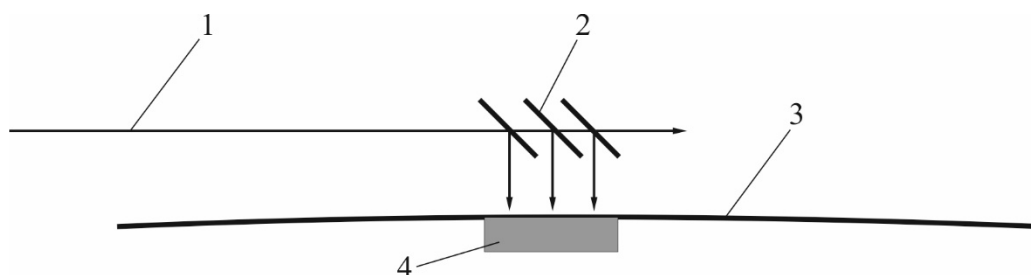


Рис. 6. Розміщення термоелектричного генератора на полюсі Місяця: 1 – сонячні промені, 2 – спрямовуючі елементи, 3 – поверхня Місяця, 4 – термоелектричний генератор.

В таких умовах використання запропонованої вище конструкції термоелектричного генератора не можливе. Виходом із такого становища є використання у конструкції ГТЕГ спрямовуючих елементів, що будуть забезпечувати необхідні умови функціонування генератора. На рис. 6 показане схематичне зображення спрямовуючих пластин, розташованих на поверхні Місяця в зоні полюсів.

Висновки

1. Підтверджено можливості створення термоелектричного генератора, що використовує перепад температури в місячному ґрунті.
2. Розраховано, що за умов місячного «дня» генерована ГТЕГ електрична потужність становить $W_e = 96 \text{ Вт/м}^2$.
3. Визначено, що питома потужність генератора у відношенні до його маси становить $W_p = 230 \text{ Вт/кг}$.
4. Встановлено, що термоелектричний генератор в умовах місячної ночі може розвивати потужність до $W_e \approx 10 \text{ Вт/м}^2$.

Література

1. <https://www.shimz.co.jp>.
2. L.I. Anatyshuk, “Thermoelectricity Vol.2 – Thermoelectric Power Converters”, Institute of Thermoelectricity, Kyiv, 2005.
3. Анатичук Л.І. Термогенератори, що використовують теплові потоки в ґрунтах / Анатичук Л.І., Микитюк П.Д. // Термоелектрика. – 2003. – №3. – С. 86 – 95.
4. Микитюк П.Д. Термогенератори з відновлюваними джерелами теплової енергії / Микитюк П.Д. // Автономна енергетика. – 2009. – № 26. – С. 61 – 68.
5. Дудаль В.О. Розподіли температур у ґрунті і можливості підземних термоелектричних генераторів / Дудаль В.О., Кузь Р.В. // Термоелектрика. – 2016. – № 2. – С. 89 – 95.
6. <https://www.nasa.gov>.

Надійшла до редакції: 20.01.2022.

Anatyshuk L.I., *Acad. NAS Ukraine*^{1,2}
Prybyla A.V., *Cand. Sc (Phys & Math)*^{1,2}

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine
e-mail: anatysh@gmail.com

ТHERMOELECTRIC GENERATOR USING TEMPERATURE DIFFERENCES IN LUNAR SOIL

The paper investigates the possibilities of creating a thermoelectric generator on the Moon. The temperature and thermal conditions in the lunar soil are analyzed. The specific power, weight and cost of such a generator are calculated. A thermoelectric generator and solar batteries are compared under the conditions of their use on the Moon.

Key words: thermoelectric ground generator, Moon, design.

References

1. <https://www.shimz.co.jp>.
2. Anatyshuk L.I. (2005). *Thermoelectricity Vol.2 - Thermoelectric Power Converters*. Kyiv: Institute of Thermoelectricity.
3. Anatyshuk L.I., Mykytiuk P.D. (2003). Thermal generators using heat flows in soils. *J. Thermoelectricity*, 3, 86 – 95.
4. Mykytiuk P.D. (2009). Thermal generators with renewable sources of thermal energy. *Autonomous Energy*, 26, 61 – 68.
5. Dudal V.O., Kuz R.V. (2016). Temperature distributions in soil and possibilities of underground thermoelectric generators. *J. Thermoelectricity*, 2, 89 – 95.
6. <https://www.nasa.gov>.

Submitted: 20.01.2022.

Анатичук Л.І., *акад. НАН України*^{1,2}

Гаврилюк М.В.¹

Лисько В.В., *канд. фіз.-мат. наук*^{1,2}

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

² Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського 2, Чернівці, 58012, Україна

e-mail: anatykh@gmail.com

ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ МАТЕРІАЛУ МОДИФІКОВАНИМ МЕТОДОМ ХАРМАНА

Наведено результати розробки обладнання для визначення термоелектричних властивостей матеріалів – електропровідності, теплопровідності, коефіцієнту термоЕРС та термоелектричної добротності в інтервалі температур 30 – 500 °С з використанням модифікованого методу Хармана. Оцінено похибки вимірювань та описано методи їх зниження. Показано результати вимірювань зразків матеріалів на основі Bi_2Te_3 , отримані за допомогою описаного обладнання.

Ключові слова: метод Хармана, термоелектрична добротність, абсолютний метод.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Термоелектричні перетворювачі енергії знаходять все більше застосувань в різних галузях науки і техніки, зокрема у медицині, метрології, космічній та військовій техніці, електроніці, побутовій і комп'ютерній техніці та ін.

В останні роки різко зріс інтерес до створення термоелектричних генераторів, які використовуються для конверсії тепла від промисловості та двигунів внутрішнього згорання, що відкриває нові можливості для «зелених» технологій. Особливу увагу привертає створення ТЕГ на транспортних засобах, в першу чергу – автомобілях. Використання таких термоелектричних генераторів дозволяє отримати економію палива 5 – 10 %. Такі роботи інтенсивно розвиваються в США, Японії, Західній Європі. При цьому характерний робочий інтервал температур для термоелектричних перетворювачів енергії – 50 – 300 °С. Для цього інтервалу найбільш підходящими є матеріали на основі $Bi-Te$, а додаткове покращення ефективності може бути досягнуте при використанні матеріалів з програмованою неоднорідністю – функціонально-градієнтних матеріалів.

Одним з основних факторів, що впливають на якість термоелектричних перетворювачів енергії, є добротність термоелектричних матеріалів, з яких вони виготовлені. Успіхи у технології отримання матеріалів безпосередньо пов'язані з точністю визначення їх параметрів, оскільки подальше покращення якості матеріалів можливе лише за умови коли встановлено чіткий зв'язок між технологічними діями при отриманні матеріалу та його властивостями.

Аналіз літератури. Найбільш привабливими для створення високоточного вимірювального обладнання для визначення термоелектричних властивостей матеріалів є використання абсолютного методу та методу Хармана. Основними недоліками абсолютного

методу [1, 2] є складність конструкції держака зразка, а, отже, процесу установки зразка на вимірювання, та необхідність довготривалого виходу системи в стаціонарний режим, що робить процес вимірювань досить довгим. Крім того, для підвищення точності вимірювань, зразки, що використовуються при вимірюваннях є досить великими – діаметром порядку 6–8 мм та довжиною 8–15 мм, що при дослідженні великої кількості зразків призводить до значних втрат матеріалу, крім того зменшує швидкість виходу системи в стаціонарний режим. Таких недоліків абсолютного методу позбавлений метод Хармана [3, 4]. Для визначення термоелектричних властивостей цим методом використовуються значно менші зразки, а сама конструкція держака зразка є простою та зручною у експлуатації.

Суть методу Хармана полягає в наступному. Зразок термоелектричного матеріалу закріплюється в термостаті на двох струмопідводах (рис. 1).

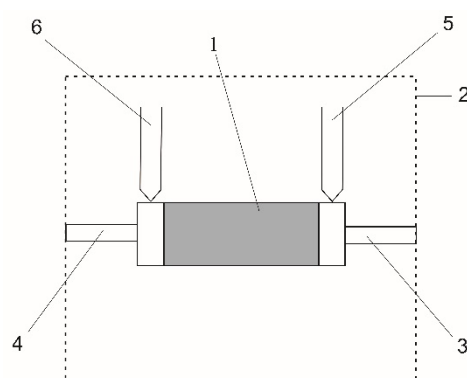


Рис. 1. Схема методу Хармана. 1 – зразок, 2 – термостат, 3, 4 – струмопідводи, 5, 6 – термопари.

Значення термоелектричної добротності, а також теплопровідності, електропровідності та коефіцієнту термоЕРС визначаються по опорам зразка та спадам напруги на зразку, виміряним при пропусканні через нього постійного та змінного струму:

$$Z = \frac{1}{T_{сеп}} \left(\frac{R_{\approx}}{R_{=}} - 1 \right) \left(1 + \sum_i \gamma_i \right),$$

$$\alpha = \frac{U_{=} - U_{\approx}}{\Delta T}, \quad \sigma = \frac{1}{R_{\approx}} \frac{l}{S}, \quad \kappa = \frac{\alpha^2 \sigma}{Z},$$

де R_{\approx} , U_{\approx} – опір зразка та спад напруги на ньому при пропусканні змінного струму, $R_{=}$, $U_{=}$ – опір зразка та спад напруги на ньому при пропусканні постійного струму, $T_{сеп}$ – середня температура зразка, l , S – довжина та площа поперечного перерізу зразка, γ_i – поправочні коефіцієнти, що враховують теплообмін зразка та струмопідводів з термостатом і залежать від великої кількості параметрів – коефіцієнтів випромінювання зразка, контактних пластин та струмопідводів провідників, їх температурних залежностей, а також точних значень електропровідності та теплопровідності матеріалів проводів, коефіцієнту випромінювання стін камери і його температурної залежності, точних геометричних розмірів струмопідводів та ін.

В роботі [5] наведено аналіз похибок вимірювань добротності з використанням методу Хармана та показано, що основним джерелом похибок при використанні методу Хармана є теплообмін зразка з оточуючим середовищем через струмопідводи та випромінювання. Для мінімізації цих похибок запропоновано методуку модифікованого методу Хармана, що дає

можливість проводити вимірювання властивостей термоелектричного матеріалу з високою швидкістю, та при цьому враховувати теплообмін зразка з термостатом, вимірюючи всі необхідні для цього величини в ході одного експерименту.

Метою роботи є – розробка швидкодіючого високоточного обладнання для визначення термоелектричних властивостей матеріалу з застосуванням модифікованого методу Хармана в діапазоні температур 30 – 500 °С, в якому враховано можливі похибки вимірювання, а саме обладнання зроблено на сучасній елементній базі, з використанням комп’ютерної обробки результатів вимірювань.

1. Опис експериментальної установки

Установка для вимірювання властивостей параметрів зразків ТЕМ по модифікованому методу Хармана схематично зображена на рис 2.

Установка складається з вимірювального блоку, блока управління і відкачного вакуумного посту. В блок управління входять джерела постійного і змінного струму з відповідними амперметрами, вимірювачі напруги і температури і система терморегулювання.

Основним вузлом установки є вимірювальний блок з держакм зразків ТЕМ. Конструкція вимірювального блоку показана на рис. 3.

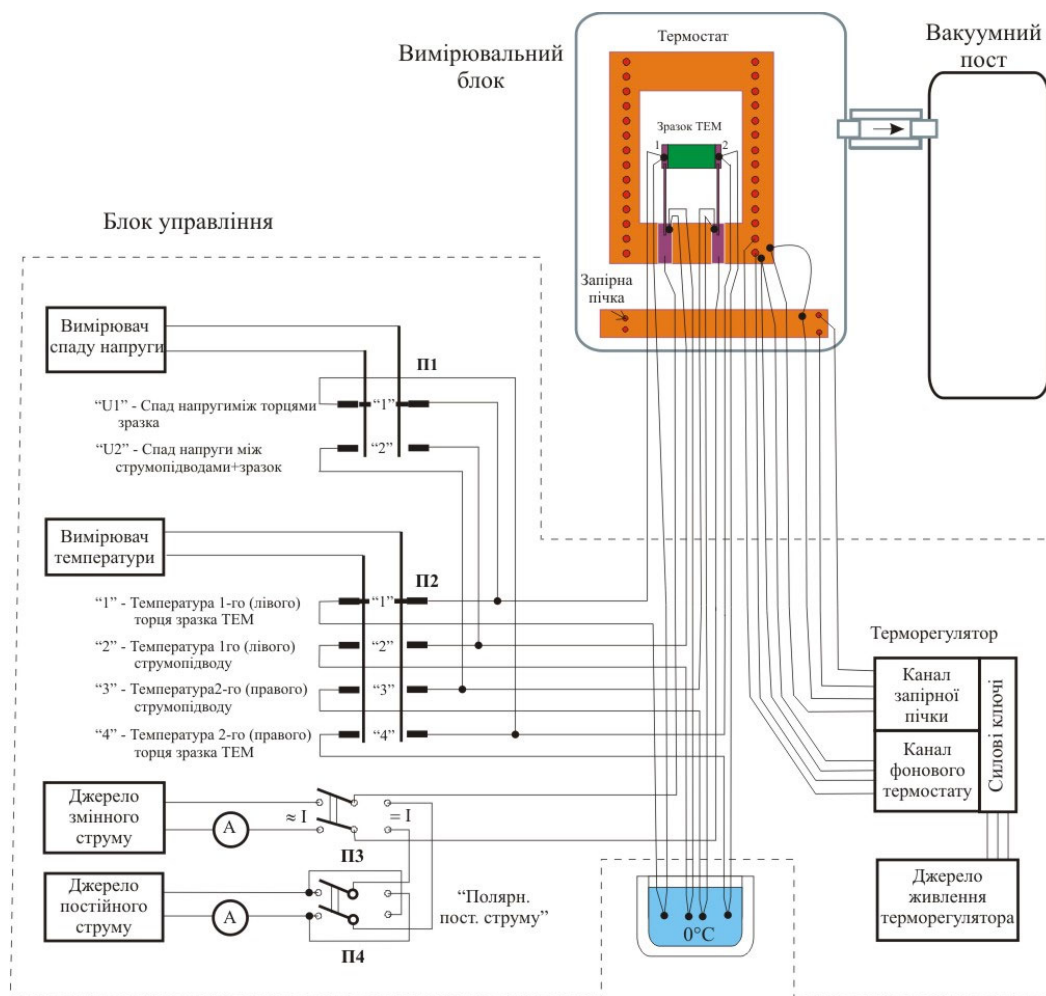


Рис. 2. Схема установки для вимірювання параметрів зразків ТЕМ.

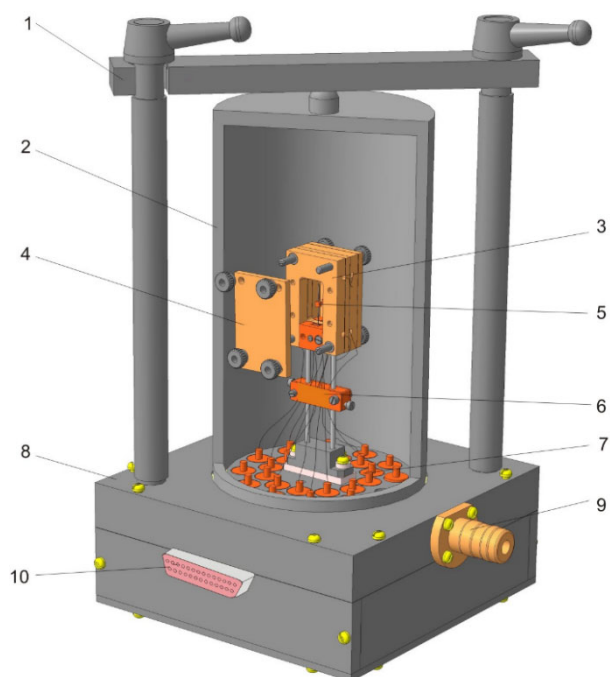


Рис. 3. Конструкція вимірювального блоку.

- 1 – притиск вакуумного ковпака,
- 2 – вакуумний ковпак,
- 3 – термостат,
- 4 – зйомна кришка термостату,
- 5 – зонди держака зразка,
- 6 – запірна пічка,
- 7 – гермовводи,
- 8 – основа вимірювального блоку,
- 9 – вакуумний штуцер,
- 10 – роз'єм.

На основі корпусу вимірювального блоку, на тонких нержавіючих ніжках закріплений держак зразків ТЕМ (рис. 4). Сам держак – це металевий розбірний термостат, в середині якого є ніша з двома площадками на тонких пружних нержавіючих стійках. Ці площадки використовуються як утримувачі зразка ТЕМ, а також як струмопідводи та контактні елементи потенціальних і температурних датчиків. Самі стійки вмонтовані в пластини-теплопереходи, які мають добрий тепловий контакт з основою термостату, проте електрично від нього ізольовані. Площинки, які за своєю площею співставимі з площею торців зразка ТЕМ є паралельні між собою і знаходяться між собою на відстані, яка співставима з довжиною зразка ТЕМ. Площинки здатні утримувати собою зразок в підвішеному стані за рахунок тертя і пружності стійок. Площинки і пластини-теплопереходи, які мають по одній вимірювальній термопарі і разом із струмопідводами є одним цілим, утворюють зонди. Зонди в установці є змінними. Це дозволяє легко їх міняти при регламентних, чи ремонтних роботах, або встановлювати інші – для різних розмірів зразків. Для вимірювання, зразок ТЕМ через зйомні бокові кришки термостата вставляється між площадками зондів і припаюється до них, для кращого теплового та електричного контакту.

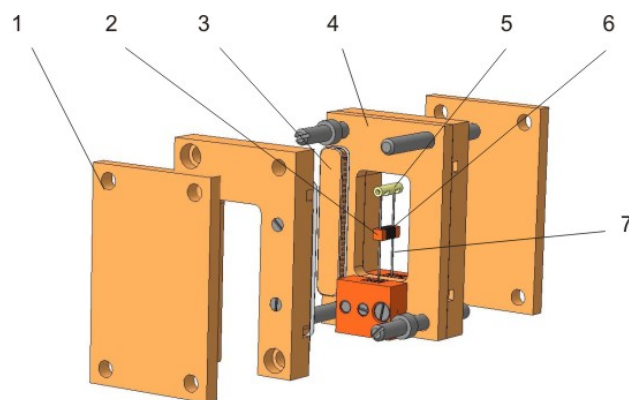


Рис. 4. Розміщення зразка в держаку. 1 – Кришка термостату, 2 – площадки зондів, 3 – нагрівний елемент, 4 – основа термостату, 5 – керамічна стяжка, 6 – зразок ТЕМ, 7 стійка зонда.

Термостат є активним. В його стінках вмонтовані нагрівні резистивні елементи та термопари і за допомогою терморегулятора підтримується необхідна температура. Для запобігання теплових перекосів в термостаті, на його ніжках закріплений запірний нагрівник, температура якого підтримується терморегулятором на заданому рівні. Крім того, всі провідники, які виходять з термостату контактують із запірною пічкою і, таким чином, набувають однакової з нею температури. Це значно зменшує теплові втрати з термостата через провідники. Самі провідники під'єднані через гермовводи до розйому і далі, через вимірювальний кабель, до блоку управління. Термостат накривається ковпаком, з-під якого, за допомогою відкачного вакуумного поста, може бути відкачане повітря, або повітря може бути замінено інертним газом. Вимірювання зразків ТЕМ у вакуумі, або в інертній атмосфері зменшує похибки вимірювань, а також захищає зразок ТЕМ і поверхні термостата від окислення при високотемпературних вимірюваннях. Вакуумний ковпак для кращої герметичності має притискні конструкційні елементи.

2. Опис методики проведення вимірювань

Визначення термоелектричних властивостей матеріалу модифікованим методом Хармана проводять наступним чином. Зразок з термоелектричного матеріалу закріплюється між двома контактними пластинами з високими теплопровідністю та електропровідністю на струмових провідниках у термостаті. Бічна поверхня зразка та контактних пластин покривається тонким однорідним шаром матеріалу з низьким коефіцієнтом випромінювання. Для більшого підвищення точності процес вимірювань проводять послідовно двічі при двох різних температурах і експериментально визначають величини похибок, викликаних випромінюванням з поверхні зразка і контактних пластин, при чому температура термостату, при якій проводиться перше вимірювання є нижчою ніж температура, при якій проводиться друге вимірювання, і є такою, при якій похибки, викликані випромінюванням з поверхні зразка і контактних пластин, незначні і ними можна знехтувати. Оскільки при першій температурі вклад випромінювання незначний, то вважається, що все тепло передається по струмових провідниках до термостату теплопровідністю, а отже можна визначити коефіцієнт тепловіддачі K_2 по струмовим провідникам теплопровідністю, пропускаючи через зразок змінний струм і вимірюючи величини спадів напруги на зразку U_1 та на струмових провідниках U_2 :

$$K_2 = \frac{1}{2} \frac{Q_1 + Q_2}{(T_{сер} - T_0)}. \quad (1)$$

де: $Q_1 = IU_1$ – тепло Джоуля, що виділяється у зразку, $Q_2 = IU_2$ – тепло Джоуля, що виділяється у кожному з струмопідводів, $T_{сер} = (T_1 + T_2)/2$ – середнє значення вимірюваних температур кінців зразка, T_0 – температура термостату.

При другому значенні температури вимірюють спади напруги на зразку та струмових провідниках, а також температури на кінцях зразка та термостаті, при пропусканні через зразок змінного струму, спад напруги на зразку, спади напруги на струмопідводах до зразка, температури на кінцях зразка та термостаті при пропусканні через нього постійного струму. Визначають омичний спад напруги на зразку U_{σ} – спад напруги при пропусканні змінного струму, або в момент включення струму при використанні постійного струму, та термоЕРС U_{α} – при пропусканні постійного струму. Знаходять значення термоелектричної добротності,

коефіцієнту термоЕРС та електропровідності, а також теплопровідності, враховуючи теплопередачу по струмовим провідникам та випромінюванням.

Для цього, виходячи з закону Відемана-Франца по результатах вимірювань температур та спадів напруги на зразку та струмових провідниках при двох значеннях температури T' та T'' термостату, визначають коефіцієнт тепловіддачі по струмових провідниках при температурі T''

$$K_2(T'') = K_2(T') \frac{U_2(T') T''}{U_2(T'') T'} \quad (2)$$

Таким чином загальний потік тепла при вищій температурі розділяють на потік тепла теплопровідністю по струмопідводах та потік тепла випромінюванням. Оскільки поверхні зразка та контактних пластин покриті однаковим покриттям, то можна використовувати ефективний коефіцієнт теплообміну випромінюванням K_{eff} при температурі T''

$$K_{eff} = \frac{Q_1 - (2K_2 \cdot (T_{cep} - T_0) - Q_2)}{(T_{cep} - T_0)} \quad (3)$$

Аналіз точності запропонованої методики визначення термоелектричних властивостей матеріалів наведений в роботі [5]. Комп'ютерним моделюванням отримано розподіли електричного потенціалу та температури у зразку, контактних пластинах та струмових провідниках, що дали можливість провести оптимізацію вимірювальної схеми та отримати величини можливих похибок у визначенні термоелектричної добротності, пов'язаних з теплопереносом випромінюванням. Похибки визначення термоелектричної добротності запропонованим методом, пов'язані з переносом тепла через струмові провідники та випромінюванням, в інтервалі температур 30 – 500 °С не повинні перевищувати 2 %.

Типові результати вимірювань температурних залежностей параметрів зразка термоелектричного матеріалу на основі Bi_2Te_3 n -типу представлені на рис. 5.

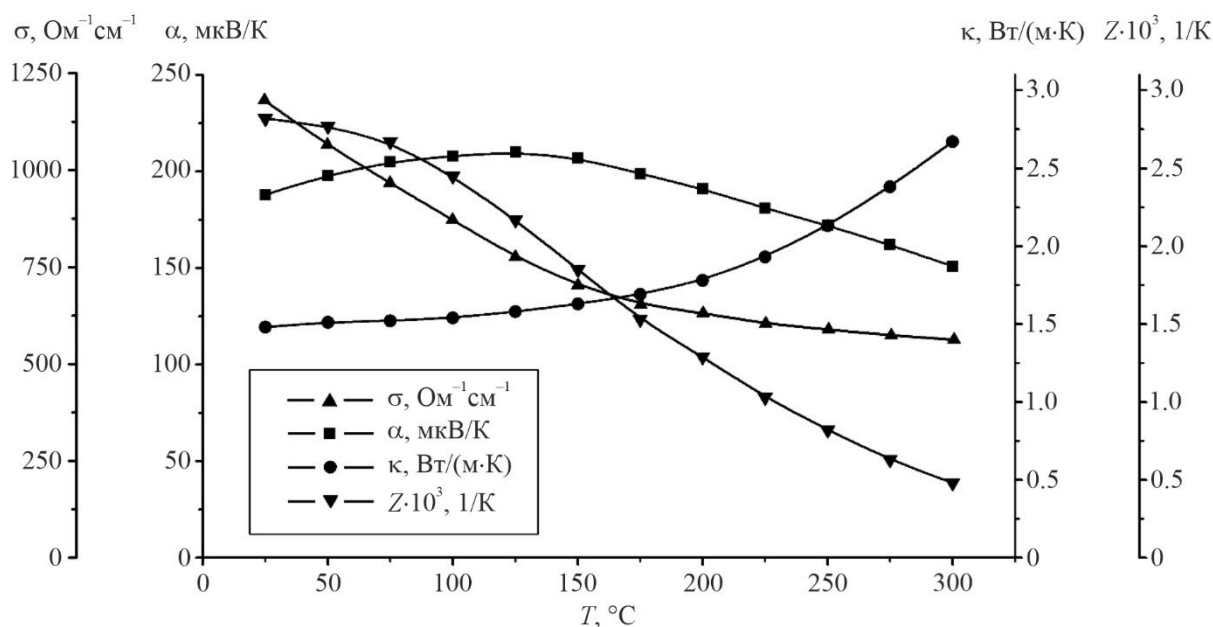


Рис. 5. Температурні залежності властивостей зразка n -типу термоелектричного матеріалу на основі Bi_2Te_3 .

Проведено експериментальне порівняння результатів, отриманих модифікованим методом Хармана на описаному вище обладнанні, з результатами, що отримані на установці для вимірювання властивостей термоелектричних матеріалів, побудованій на абсолютному методі [6 – 7]. Встановлено, що відхилення в результатах зростають при підвищенні температури і в інтервалі температур 200 ÷ 300 °С знаходяться в межах 6 – 7 %.

Висновки

1. Розроблено швидкодіюче високоточне обладнання для визначення термоелектричних властивостей матеріалу з застосуванням модифікованого методу Хармана в діапазоні температур 30 – 500 °С з використанням комп'ютерної обробки результатів вимірювань, в якому враховано та усунуто можливі похибки вимірювань.

2. Встановлено, що похибки визначення термоелектричної добротності запропонованим методом, пов'язані з переносом тепла випромінюванням, в інтервалі температур 30 – 500 °С не перевищуватимуть 2 %.

3. Проведено порівняння результатів отриманих модифікованим методом Хармана з результатами, що отримані на установці для вимірювання властивостей термоелектричних матеріалів абсолютним методом.

4. Встановлено, що відхилення в результатах зростають при підвищенні температури і в інтервалі температур 200 ÷ 300 °С знаходяться в межах 6 – 7 %.

Список літератури

1. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2014). On improvement of the accuracy and speed in the process of measuring characteristics of thermoelectric materials. *Journal of Electronic Materials*, 43 (10), 3863 – 3869. <https://doi.org/10.1007/s11664-014-3300-5>.
2. Anatyshuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V. (2015). Absolute method for measuring of thermoelectric properties of materials. *Materials Today: Proceedings*, 2 (2), 737 – 743. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2015.05.110>.
3. Harman T.C., Cahn J.H., and Logan M.J. (1959). Measurement of thermal conductivity by utilization of the Peltier effect. *Journal of Applied Physics*, 30(9), 1351 – 1359.
4. Buist R.J. (1992). A new methodology for testing thermoelectric materials and devices. *Proc. of the 11th Intern. Conf. on Thermoelectrics*, Arlington, Texas, 1992, p. 196-209.
5. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2012). Modified Harman's method. *AIP Conf. Proc.* №1449, 373 – 376.
6. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2020). *Thermoelectricity: Vol. 5. Metrology of Thermoelectric Materials*. – Chernivtsi: Bukrek. ISBN 978-617-7770-40-3.
7. Anatyshuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V. (2018). Ways for quality improvement in the measurement of thermoelectric material properties by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 2, 90 – 100.
8. Anatyshuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V., Tiumentsev V.A. (2018). Automation and computerization of measurements of thermoelectric parameters of materials. *J. Thermoelectricity*, 3, 80 – 100.

Надійшла до редакції: 18.01.2022.

Anatychuk L.I., Acad. NAS Ukraine ^{1,2}

Havryliuk M.V. ¹

Lysko V.V., Cand. Sc (Phys & Math) ^{1,2}

¹Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine, 1 Nauky str.,
Chernivtsi, 58029, Ukraine;

²Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsiubynskyi str.,
Chernivtsi, 58000, Ukraine
e-mail: anatych@gmail.com

EQUIPMENT FOR DETERMINING THERMOELECTRIC PROPERTIES OF MATERIAL BY MODIFIED HARMAN'S METHOD

The results of the development of equipment for determining the thermoelectric properties of materials – electrical conductivity, thermal conductivity, the Seebeck coefficient and thermoelectric figure of merit in the temperature range of 30 – 500 °C using modified Harman's method are presented. Measurement errors are estimated and reduction methods are described. The results of measurements of material samples based on Bi₂Te₃ obtained using the described equipment are shown.

Key words: Harman's method, thermoelectric figure, absolute method.

References

1. Anatychuk L.I., Lysko V.V. (2014). On improvement of the accuracy and speed in the process of measuring characteristics of thermoelectric materials. *Journal of Electronic Materials*, 43 (10), 3863 – 3869. <https://doi.org/10.1007/s11664-014-3300-5>.
2. Anatychuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V. (2015). Absolute method for measuring of thermoelectric properties of materials. *Materials Today: Proceedings*, 2 (2), 737 – 743. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2015.05.110>.
3. Harman T.C., Cahn J.H., and Logan M.J. (1959). Measurement of thermal conductivity by utilization of the Peltier effect. *Journal of Applied Physics*, 30(9), 1351 – 1359.
4. Buist R.J. (1992). A new methodology for testing thermoelectric materials and devices. *Proc. of the 11th Intern. Conf. on Thermoelectrics*, Arlington, Texas, 1992, p. 196 – 209.
5. Anatychuk L.I., Lysko V.V. (2012). Modified Harman's method. *AIP Conf. Proc.* №1449, 373 – 376.
6. Anatychuk L.I., Lysko V.V. (2020). *Thermoelectricity: Vol. 5. Metrology of Thermoelectric Materials*. – Chernivtsi: Bukrek. ISBN 978-617-7770-40-3.
7. Anatychuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V. (2018). Ways for quality improvement in the measurement of thermoelectric material properties by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 2, 90 – 100.
8. Anatychuk L.I., Havryliuk M.V., Lysko V.V., Tiumentsev V.A. (2018). Automation and computerization of measurements of thermoelectric parameters of materials. *J. Thermoelectricity*, 3, 80 – 100.

Submitted: 18.01.2022.

ДО 85-РІЧЧЯ

ЛУК'ЯНА ІВАНОВИЧА АНАТИЧУКА



15 липня 2022 року виповнилося 85 років від дня народження всесвітньовідомому вченому з термоелектрики, директору Інституту термоелектрики НАН України та МОН України, доктору фізико-математичних наук, професору, академіку НАН України, завідувачу кафедри термоелектрики та медичної фізики навчально-наукового інституту фізико-технічних та комп'ютерних наук Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, Президенту Міжнародної термоелектричної академії, Голові науково-координаційної ради Західного наукового центру НАН та МОН України в Чернівецькій області, почесному академіку Міжнародної академії холоду, почесному професору Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича та Уханьського

університету, почесному громадянину с. Колінківці та м. Чернівці.

Л. І. Анатичук є відомим вченим з термоелектрики, важливого науково-технічного напрямку, яким здійснюється пряме, безмашинне перетворення теплової енергії в електричну, з великими можливостями практичних застосувань. Засновником сучасної термоелектрики був директор Ленінградського інституту напівпровідників академік А. Ф. Йоффе. Між цим інститутом та Чернівецьким державним університетом з України мали місце тісні наукові зв'язки, завдяки яким Л. І. Анатичук ще студентом університету став учнем академіка Йоффе.

У 1960 році, після закінчення університету, Л. І. Анатичук отримує запрошення стати співробітником інституту А. Ф. Йоффе, але Лук'ян Іванович обрав інший шлях – він присвятив себе розвитку термоелектрики на своїй батьківщині, маючи мрію створити такий же інститут, як у академіка Йоффе.

У 1964 році, після закінчення аспірантури, він захищає кандидатську дисертацію, а у 1974 р. – докторську. У 1973 році за ініціативою Л. І. Анатичука в Чернівецькому державному університеті відкрито кафедру термоелектрики, яку він очолив і якою керує до нині. Це створило унікальні умови для спеціальної підготовки кадрів з термоелектрики та інтенсивної розробки і впровадження новітньої термоелектричної апаратури.

Зважаючи на її високий попит, у 1980 році в Чернівцях було відкрито конструкторське бюро термоелектричного приладобудування «Фонон», директором якого став Л. І. Анатичук.

За власні кошти КБ «Фонон» збудував спеціальний лабораторний корпус та корпус дослідного виробництва, оснащені новітньою апаратурою.

За 10 років його діяльності було розроблено та виготовлено біля 300 приладів, в основному, космічного та оборонного призначення, головним конструктором більшості із них був Л. І. Анатичук. За його ініціативи були розроблені дві державні програми з термоелектрики. КБ

«Фонон» став провідною організацією з термоелектрики в країні. У 1985 році його обрано член-кореспондентом Національної академії наук України.

Розпад СРСР та незалежність України відкрила нові горизонти для розвитку КБ «Фонон». У 1990 році його реорганізовано в Інститут термоелектрики Національної академії наук та Міністерства освіти і науки України. Так здійснилася мрія Л. І. Анатичука про створення науково-дослідного інституту з термоелектрики. Дослідне виробництво КБ «Фонон» було реорганізовано в ТОВ «Алтек-М».



Лабораторний корпус Інституту термоелектрики

Розгорнулася міжнародна діяльність інституту. Були встановлені наукові та ділові зв'язки з багатьма термоелектричними організаціями світу. Міжнародний авторитет інституту зростав. Його було визнано одним із провідних наукових центрів з термоелектрики. У 1994 році за ініціативою Л. І. Анатичука була створена Міжнародна термоелектрична академія (МТА). До її складу увійшли біля 100 провідних вчених з термоелектрики із 24 країн світу. Л. І. Анатичук незмінно обирається її президентом. МТА здійснює міжнародну наукову координацію, організує форуми з термоелектрики. У 1992 році Л. І. Анатичука обрано академіком НАН України.

У 2007 році на базі Інституту термоелектрики, кафедри термоелектрики Чернівецького національного університету та ТОВ «Алтек-М» створено учбово-науково-виробничий комплекс «РАПД». Комплексом забезпечується повний цикл інноваційної діяльності – від підготовки кадрів, наукових досліджень та до їх впровадження.

Під науковим керівництвом Л. І. Анатичука в інституті здійснюється подальший розвиток теорії термоелектрики, термоелектричного матеріалознавства та технології термоелектричних приладів. Створена узагальнена теорія термоелектричного перетворення енергії, інформаційно-енергетична теорія термоелектричних приладів, теорія надійності термоелектричних систем, розроблено теорію та технологію функціонально-градієнтних матеріалів, винайдено нові методи виготовлення термоелектричних матеріалів та прогресивні технології створення термоелектричних перетворювачів енергії. Це дало можливість виготовляти конкурентні на міжнародному рівні термоелектричні пристрої.

Інститут веде спільні дослідження з термоелектричними компаніями та науковими центрами з 22 країн світу. Поставляє термоелектричну продукцію в США, Японію, Францію,

Польщу, Німеччину, Китай, Туреччину, Ізраїль і інші країни. Найбільш важливими є розробки та поставки термоелектричної апаратури для космічних програм. Біля 500 термоелектричних приладів успішно працюють на супутниках Землі, міжпланетних станціях та на Міжнародній космічній станції.

Інтенсивно розвивається і напрям використання термоелектрики в медицині. Розроблено понад 35 термоелектричних приладів для діагностики і лікування різноманітних захворювань.

Л. І. Анатичук підготував 9 докторів та 18 кандидатів наук, написав 13 монографій та довідник з термоелектрики, виступив з 215 доповідями на наукових конференціях, опублікував 365 наукових статей, є автором 283 патентів. Він є засновником та головним редактором міжнародного журналу «Термоелектрика».

Л.І.Анатичук нагороджений 7 державними орденами та іншими державними та відомчими відзнаками; Золотою медаллю Національної академії наук України; Почесним золотим призом Міжнародної термоелектричної академії; Нагородою Міжнародного термоелектричного товариства (IST), де відмічено: «Професор Л. І. Анатичук відомий як більше ніж шестидесятирічним сприянням розвитку і лідерством у області термоелектричних досліджень та розробок, а також впровадженні термоелектричних технологій у всьому світі».

До 85-річчя Анатичук Л.І. нагороджений Почесною відзнакою Чернівецької обласної державної адміністрації «На славу Буковини».



*Почесна відзнака Чернівецької обласної
державної адміністрації
«На славу Буковини»*



*На відкритті пам'ятника
А.Ф. Йоффе. Виступає
учениця С. Феденяк*

Л. І. Анатичук з глибокою повагою шанує пам'ять про академіка А. Ф. Йоффе. За ініціативою Л. І. Анатичука на батьківщині А. Ф. Йоффе в Україні у м. Ромни йому було встановлено пам'ятник біля школи, де він навчався.

Наукові успіхи Л. І. Анатичука з часом тільки наростають. Він вважає, що його найвищі досягнення ще попереду, тому, сповнений ентузіазму та енергії для їх здійснення.

ЛУК'ЯН ІВАНОВИЧ АНАТИЧУК ПРО СВОЮ ДІЯЛЬНІСТЬ

Дорогі колеги!

Дозвольте спочатку скористатися наданим мені словом для того, щоб висловити свою сердечну вдячність за щирі привітання з моїм 85-річчям, що надійшли з зарубіжних країн, з рідної України, в тому числі від моїх соратників – співробітників інституту та кафедри термоелектрики.

Відверто кажучи, готуючись до цього виступу, я був дещо збентеженим, бо розумів, що від мене – людини, яка вже прожила стільки років – ви чекаєте чогось особливого, цікавого і повчального. Та за довгий час нашої спільної діяльності я надавав вам стільки настанов, що повторювати їх сьогодні було б вельми сумнівною справою.

Виручив мене великий Вольтер, видатний французький філософ XVII століття.

Перечитуючи твори Вольтера, що повірте, є великою насолодою, я натрапив на дуже цікавий вислів:

**«Для нерозумного старість – тягар,
для невігласа – зима, а для людини
науки – пора золотих жнив».**

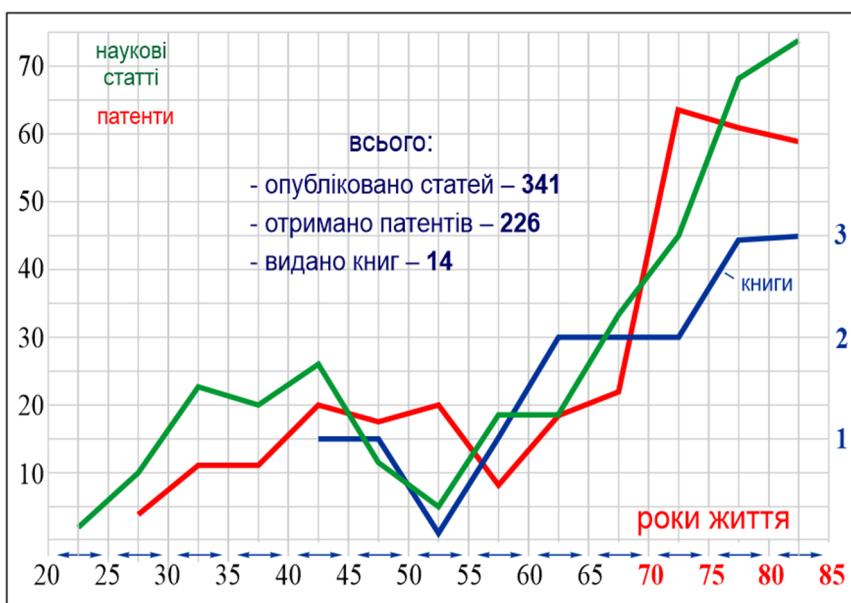
Пробуючи приміряти ці слова до себе, я, відверто кажучи, спочатку їм не повірив, бо був переконаний, що найбільш продуктивний мій творчий час припадав на 40 – 50 років. Я вважав, що на цьому етапі життя людина ще сповнена молодичих сил і є вже достатньо досвідченою у своїй галузі.



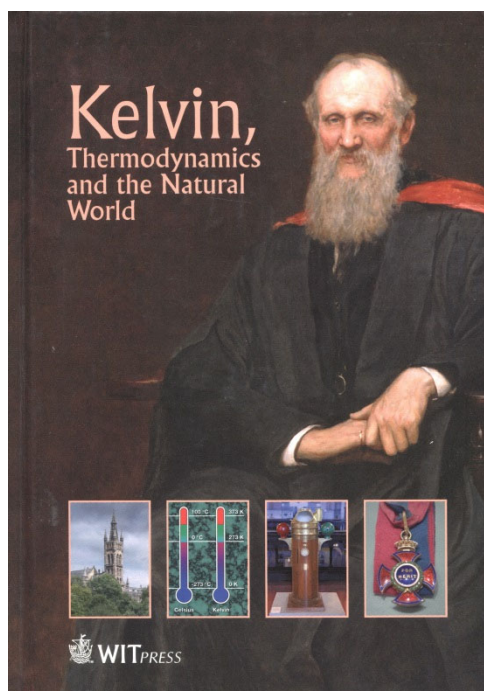
*Ф. Вольтер – видатний французький
філософ XVII століття*

Щоб визначити, де ж істина, я побудував залежність від часу кількості своїх наукових досягнень, що виражаються у опублікованих статтях, монографіях та патентах.

Вони наведені на рисунку, де по осі x відкладено роки життя, а по осям y – величини цих наукових досягнень. З рисунку видно



По-перше, що за біля 60-ти своїх творчих років опублікував 341 статтю, отримав 220 патентів та видав 12 монографій. Особливо приємно звітувати про участь у написанні престижної книги «Кельвін, термодинаміка і природний світ», опублікованої у Великобританії у видавництві «WIT Press».



У цій книжці я мав честь написати розділ «Кельвін і термоелектрика».

Книга була написана до Міжнародного форуму з термоелектрики, що був присвячений В. Томсону і організований Міжнародною термоелектричною академією у Белфасті, на батьківщині Томсона.



Королівський університет Белфаста

У своїй вступній доповіді на форумі я відмітив, що Белфаст є місце, де був збудований «Титанік». Є цікавим, що під час його будівництва до розробників «Титаніка» звернулися німецькі спеціалісти з термоелектрики з пропозицією встановити на ньому інфрачервоний термоелектричний прилад, що виявляв наявність перепон (скель, айсбергів) у тумані на відстані до 1 км. Та розробники були настільки впевнені у надійності свого майбутнього корабля, що відмовилися від такої пропозиції. Результат цього хибного рішення відомий усім. Він є повчальним для тих, хто ігнорує термоелектрикою.

По-друге, з малюнку витікає, що Вольтер був дійсно правий – мої наукові досягнення у старшому віці 70 – 85 років є майже у три рази більшими, ніж очікувані мною у 40 – 45 років. Отже, дійсно, у старшому віці наступила пора «золотих жнив». При чому, з тенденцій зростання досягнень витікає, що пора «золотих жнив» має мати продовження і на майбутні роки.

Це вселяє оптимізм і прагнення до подальшої творчої наукової праці. Тому план своєї наукової діяльності на наступні роки я вже створив і щодня докладаю зусилля до його виконання. При цьому я дуже сподіваюся на ваше активне сприяння у цій справі.

ПРАВИЛА ОФОРМЛЕННЯ СТАТТІ

До опублікування у фаховому журналі приймаються наукові праці, які ніколи не друкувалися раніше. Стаття має бути написана на актуальну тему, містити результати глибокого наукового дослідження, новизну та обґрунтування наукових висновків відповідно до мети статті (поставленого завдання).

Матеріали, що публікуються в журналі, підлягають внутрішньому та зовнішньому рецензуванню, яке здійснюють члени редакційної колегії та міжнародної редакційної ради журналу або фахівці відповідної галузі. Рецензування проводиться конфіденційно, У разі негативної рецензії чи наявності суттєвих зауважень стаття може бути відхилена або повернута авторові (авторам) на доопрацювання. У випадку, коли автор (автори) не погоджується(ються) з думкою рецензента, за рішення редакційної колегії може бути проведене додаткове незалежне рецензування. Після внесення автором змін відповідно до зауважень рецензента статті підписується до друку.

Редакційна колегія має право на відмову у публікації рукописів, що містять опубліковані раніше дані, а також матеріалів, які не відповідають профілю журналу або матеріалів досліджень, що були проведені з порушенням етичних норм (наприклад, конфлікти між авторами чи між авторами і організацією, плагіат і т. ін.). Редакційна колегія журналу залишає за собою право редагувати та скорочувати рукописи без порушення авторського змісту. Відхилені рукописи авторам не повертаються.

Подання рукопису до журналу

Рукопис статті подається до редакції журналу в паперовому варіанті у двох примірниках та в електронному вигляді на електронному носії (диск, флешка). Електронний варіант статті повинен повністю відповідати паперовому варіанту. Рукопис має бути підписаний всіма співавторами або відповідальним представником.

В окремих випадках допускається замість електронного носія (диск, флешка) направляти статтю електронною поштою.

Рукописи подаються англійською мовою для англійськомовних авторів. Для російськомовних та україномовних авторів - англійською мовою і, відповідно, російською чи українською. Формат сторінок А4. Кількість сторінок – не більше 15 (разом з літературою та розширеними анотаціями). За узгодженням з редакцією число сторінок може бути збільшено.

До рукопису додається:

1. Офіційний лист-направлення, підписаний керівником установи, де виконувалась робота.
2. Ліцензійний договір про передачу авторського права (форму договору можна отримати в редакції журналу або завантажити з сайту журналу – [Договір.pdf](#)). Ліцензійний договір набуває чинності після прийняття статті до друку. Підписання ліцензійного договору автором(ами) означає, що вони ознайомлені і згодні з умовами договору.
3. Відомості про кожного з авторів – прізвище, ім'я, по-батькові повністю, посада, місце роботи, вчене звання, вчена ступінь, контактна інформація (телефон, адреса електронної пошти), код ORCID (за наявності). Відомості про авторів подаються:
авторами з України трьома мовами – українською, російською та англійською;
авторами з країн СНД двома мовами – російською та англійською;
авторами з далекого зарубіжжя – англійською мовою.
4. Носій інформації з текстом статті, рисунками, таблицями, відомостями про авторів в електронному вигляді.
5. Кольорова фотографія автора(ів). Чорно-білі фотографії редакція журналу не приймає. При

числі авторів більше двох їх фотографії не наводяться.

Вимоги до оформлення статті

Стаття має бути структурована за такими розділами:

- *Вступ*. Містить постановку проблеми, актуальність обраної теми, аналіз останніх досліджень і публікацій, мета і завдання.

- *Виклад основного матеріалу* дослідження і отриманих результатів.

- *Висновки*, де підведені підсумки роботи і перспективи подальших досліджень у цьому напрямі.

- *Список використаної літератури*.

Перша сторінка статті містить інформацію:

1. у верхньому лівому куті – індекс УДК (для авторів з України та країн СНД);
2. прізвище(а) та ініціали, вчена ступінь та вчене звання автора(ів);
3. назва установи, де працює автор(и); поштова адреса, номер телефону, адреса електронної пошти автора(ів);
4. назва статті;
5. анотація до статті – не більше 1 800 знаків. Анотація повинна відображати послідовну логіку опису результатів та описувати основні цілі дослідження, підсумовувати найбільш значимі результати;
6. ключові слова – не більше 8-ми слів.

Текст статті друкується шрифтом Times New Roman розміром 11 пт, міжрядковий інтервал 1.2 на папері формату А4, вирівнювання по ширині. У статті не повинно бути переносів слів.

Параметри сторінки: «дзеркальні поля» верхнє поле – 2.5 см, нижнє поле – 2.0 см, всередині – 2,0 см, ззовні – 3,0 см, від краю до колонтитула верхнього та 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.

Рисунки друкуються на окремих сторінках. Текст на рисунках повинен бути виконаний шрифтом 10 пт. На графіках одиниці виміру вказуються через кому. Рисунки нумеруються в порядку їх розташування в тексті, частини рисунків нумеруються літерами – а, б, .. На звороті рисунка олівцем пишеться назва статті, автор(автори), номер рисунка. Скановані рисунки і графіки вставляти не допускається.

Таблиці подаються на окремих сторінках та повинні бути виконані з використанням табличного редактора MSWord. Використання символів псевдографіки для оформлення таблиць недопустиме.

Формули необхідно набирати у редакторах формул Equation або MatType. Статті з формулами, вписаними від руки, до друку не приймаються. Необхідно давати визначення (дефініцію) величин, які вперше вживаються у тексті, а далі користуватись відповідним терміном.

Підписи до рисунків і таблиць друкуються в рукописі після списку літератури.

Список використаних літературних джерел наводиться у кінці статті. Посилання на літературні джерела нумеруються послідовно в порядку їх цитування у тексті статті. Посилання на неопубліковані та незавершені роботи недопустимі.

Увага! У зв'язку із включенням журналу до міжнародних бібліографічно-реферативних баз даних, список літератури має складатися з двох блоків: ЛІТЕРАТУРА і REFERENCES (ця вимога діє і для англomовних статей):

ЛІТЕРАТУРА – джерела мовою оригіналу, оформлені відповідно до українського стандарту бібліографічного опису ДСТУ 8302:2015. За допомогою VAK.in.ua (<http://vak.in.ua>) Ви можете автоматично, швидко і легко оформити Ваш «Список використаних джерел» відповідно до вимог Державної атестаційної комісії (ДАК) України та оформити посилання на наукові джерела в Україні зрозуміло та уніфіковано. У цьому порталі полегшено процедури оформлення наукових джерел при написанні Ваших публікацій, дисертацій та інших наукових робіт.

REFERENCES – той же список літератури, транслітерований в романському алфавіті (рекомендації за міжнародним бібліографічним стандартом APA-2010, правила до оформлення транслітерованого списку літератури References на сайті <http://www.dse.org.ua>, розділ для авторів).

Для пришвидшення публікації статті просимо дотримуватись наступних правил:

- У верхньому лівому куті першої сторінки статті – індекс УДК;
- ініціали та прізвище авторів;
- науковий ступінь, учене звання;

з нового рядка шрифтом Times New Roman розміром 12 пт, міжрядковий інтервал 1.2 вирівнювання по центру;

- назва організації, адреса (вулиця, місто, індекс, країна), електронна адреса авторів;

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, заголовними буквами напівжирним шрифтом New Roman розмір 12 пт, міжрядковий інтервал 1.2 вирівнювання по центру. Назва статті має бути конкретною і по можливості короткою;

- анотація розміщується на 1 см нижче назви статті шрифтом Times New Roman розміром 10 пт, курсивом, міжрядковий інтервал 1.2 вирівнювання по ширині українською чи російською (для україномовних та російськомовних авторів відповідно) 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, використовувани символи повинні бути пояснені;

• рисунки розміщуються по тексту. Рисунки та фотографії повинні бути чіткими і контрастними; осі графіків - паралельними до країв листка, усуваючи тим самим можливість появи зрушення кутів при масштабуванні; рисунки у журнал подаються кольоровими, чорно-білі - редакція журналу не приймає;

- 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.

Приклади оформлення посилань на літературні джерела для ЛІТЕРАТУРИ

Статті в журналах

Анатичук Л.І., Михайловський В.Я., Максимук М.В., Андрусак І.С. Експериментальні дослідження термоелектричного автомобільного передпускового нагрівача на дизельному паливі. *Термоелектрика*. 2016. №4. С.84–94.

Книги

Анатичук Л.И. *Термоэлементы и термоэлектрические устройства. Справочник*. Киев, Наукова думка, 1979. 768 с.

Патенти

Патент України № 85293. Анатичук Л.І., Лусте О.Я., Ніцович О.В. Термоелемент

Матеріали конференцій

Лисько В.В. *Современное состояние и ожидаемый прогресс в метрологии термоэлектрических материалов*. Матеріали XVII Международного форума по термоэлектричеству (14-18 мая 2017, г. Белфаст), Черновцы, 2017. 64 с.

Автореферати дисертацій

Кобилянський Р.Р. *Термоелектричні прилади для лікування захворювань шкіри.*: автореф. дис. фіз.-мат. наук. Чернівці, 2011. 20 с.

Приклади оформлення посилань на літературні джерела для REFERENCES

Статті в журналах

Gorskiy P.V. (2015). Ob usloviakh vysokoi dobrotnosti i metodika poiska perspektivny sverhreshetochny termoelektricheskikh materialov [On the conditions of high figure of merit and methods of search for promising superlattice thermoelectric materials]. *Termoelektrichestvo - J.Thermoelectricity*, 3, 5 – 14 [in Russian].

Книги

Anatychuk L.I. (2003). *Thermoelectricity. Vol.2. Thermoelectric power converters*. Kyiv, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.

Патенти

Patent of Ukraine № 85293. Anatychuk L. I., Luste O.Ya., Nitzovych O.V. Thermoelemens [In Ukrainian].

Матеріали конференцій

Rifert V.G.. Intensification of heat exchange at condensation and evaporation of liquid in 5 flowing-down films. In: *Proc. of the 9th International Conference Heat Transfer*. May 20-25, 1990, Israel.

Автореферати дисертацій

Mashukov A.O. *Efficiency hospital state of rehabilitation of patients with color cancer*. Phd (Med.) Odesa, 2011 [In Ukrainian].