

ТЕРМОЕЛЕКТРИКА

МІЖНАРОДНИЙ НАУКОВИЙ ЖУРНАЛ

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

№ 3-4

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

Свідомство 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: 22.12.2022 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

<i>Вихор Л.М., Горський П.В., Лисько В.В.</i> Методи вимірювання контактних опорів структур «метал – термоелектричний матеріал» (частина 2)	5
--	---

Конструювання

<i>Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В.</i> Комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції з врахуванням фазового переходу	18
---	----

Метрологія і стандартизація

<i>Анатичук Л.І., Лисько В.В., Запаров С.Ф., Кречун М.М.</i> Методи та обладнання для підготовки зразків термоелектричного матеріалу до вимірювань їх властивостей абсолютним методом	32
---	----

Термоелектричне приладобудування

<i>Анатичук Л.І., Лисько В.В., Прибила А.В.</i> Раціональні області використання термоелектричних рекуператорів тепла	44
<i>Кобилянський Р.Р., Прибила А.В., Константинович І.А., Бойчук В.В.</i> Результати експериментальних досліджень термоелектричних медичних сенсорів теплового потоку	70
<i>Кобилянський Р.Р.</i> Енергетичні характеристики термоелектричних перетворювачів, що живляться від тепла тіла людини	84
<i>Анатичук Л.І., Гаврилюк М.В.</i> Тестер для вимірювання температури замерзання антифризу	101

УДК 53.08

Вихор Л.М., докторфіз.-мат. наук¹
Горський П.В., докторфіз.-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: anatyach@gmail.com

МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ КОНТАКТНИХ ОПОРІВ СТРУКТУР «МЕТАЛ – ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИЙ МАТЕРІАЛ» (ЧАСТИНА 2)

Наведено огляд існуючих методів вимірювання теплового контактного опору, а також методів, що дозволяють одночасно визначати величини і теплового, і електричного контактних опорів. Проведено аналіз їх точності, переваг та недоліків, а також можливостей використання у термоелектриці для дослідження та оптимізації структур «метал – термоелектричний матеріал». Бібл. 16, рис .8.

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

Вступ

Однією з основних перешкод для широкого практичного використання термоелектрики є висока вартість термоелектричних перетворювачів енергії, найбільшу частку якої займає вартість термоелектричного матеріалу. Спроби створити мініатюрні модулі, і таким чином значно зменшити їх вартість, нашкоджуються 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.

У першій частині цієї роботи було наведено аналіз існуючих методів та обладнання для визначення величин електричних контактних опорів та можливостей їх використання для дослідження та оптимізації структур «метал – термоелектричний матеріал». Не менш важливими є методи вимірювання теплового контактного опору, аналізу яких присвячено продовження цієї роботи.

1. Особливості методів вимірювання теплового контактного опору

Існує цілий ряд методів вимірювання теплового контактного опору і відповідних установок для їх реалізації. Стандартні методи ґрунтуються на вимірюванні стаціонарного теплового потоку, що проходить через зразок в певному напрямку. Основи методу викладені в міжнародному стандарті ASTM D5470-06 [1].

В роботі [2] описується стандартний метод, який ґрунтується на використанні в якості

вимірювача теплового потоку «еталонного» зразка із заздалегідь відомою теплопровідністю. Схему вимірювальної установки зображено на рис. 1.

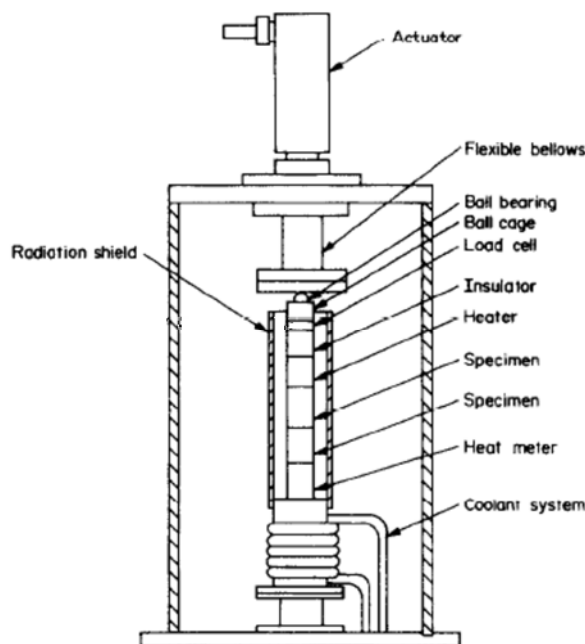


Рис.1. Схема вимірювальної установки для вимірювання теплового контактного опору з використанням еталонних зразків в якості тепломірів [2].

Контактуючі зразки розмішуються між нагрівачем і вимірювачем теплового потоку. Тепловий потік визначається розрахунковим шляхом за відомою різницею температур та теплопровідністю на підставі закону Фур'є. Обчислена потужність прирівнюється до потужності нагрівача. Температура вимірюється трьома термопарами, вмонтованими у тепломір на певних відстанях від вісі. Для вимірювання розподілу температури у зразках використовувалось 36 термопар діаметром 0.13мм і довжиною 76 см. Термопари вміщувались в отвори, просвердлені перпендикулярно до вісі зразка і закріплювались у них епоксидною смолою. Малий діаметр термопар брався з метою запобігання значному збуренню теплового потоку та якомога точнішої фіксації положення термопар. Бралась епоксидна смола з порівняно високою теплопровідністю, щоб у зв'язуючих шарах не існувало значного температурного градієнту. Термопари частково «огинали» тепломір або зразок, чим забезпечувалось використання малого шматка так званої «смуги Кептона» (Kapton tape). Смуги Кептона притаманна дуже мала теплопровідність. Отже, використання цієї смуги для релаксації напруг у термопарах не справляє впливу на розподіл температури у зразку або тепломірі. Теплові втрати в такій установці складають не більше 2 %.

У відповідності до роботи [3] деяким контактам притаманний так званий «ефект спрямованості», котрий полягає в тому, що контактні опори, виміряні у двох протилежних напрямках до площини контакту, відрізняються між собою. Одна з гіпотез, залучених до пояснення цього явища, полягає в зміні геометрії контакту в залежності від напрямку розповсюдження тепла внаслідок різних механічних властивостей матеріалів. У більшості випадків цей ефект справді спостерігається у контакті між різними матеріалами. Однак він може спостерігатись і у контакті між однаковими матеріалами. Інше пояснення полягає в тому, що потенціальний бар'єр, створений окисними шарами поблизу межі розділу послаблює

перенесення тепла вільними носіями заряду, наприклад електронами. Припустимо, що ε_1 та ε_2 – відповідно роботи виходу електронів з металів 1 та 2. Тоді, якщо $\varepsilon_1 > \varepsilon_2$, то електрони можуть переходити з металу 2 у метал 1, оскільки електрони в зоні провідності металу 2 енергетично ближчі до вершини потенціального бар'єру. Відношення провідностей у протилежних напрямках тоді дорівнює:

$$\frac{\sigma_{12}}{\sigma_{21}} = \frac{\tau_{12}}{\tau_{21}} \frac{T_1^2}{T_2^2} \exp \left\{ \left(\frac{\varepsilon_1 - \varepsilon_0}{k} \right) \left(\frac{1}{T_2} - \frac{1}{T_1} \right) \right\}. \quad (1)$$

В цій формулі ε_0 – робота виходу електрона з окисної плівки. Якщо $\tau_{12} \approx \tau_{21}$, $\varepsilon_1 > \varepsilon_0$, $T_1 > T_2$ то $\sigma_{12} > \sigma_{21}$. Роботи виходу є чутливими до стану і підготовки поверхні, отже немає причини для відсутності «ефекту спрямованості» навіть в контакті між однаковими матеріалами, якщо «історії» контактуючих поверхонь різні.

Схему установки для вимірювання теплового опору зображено на рис. 2.

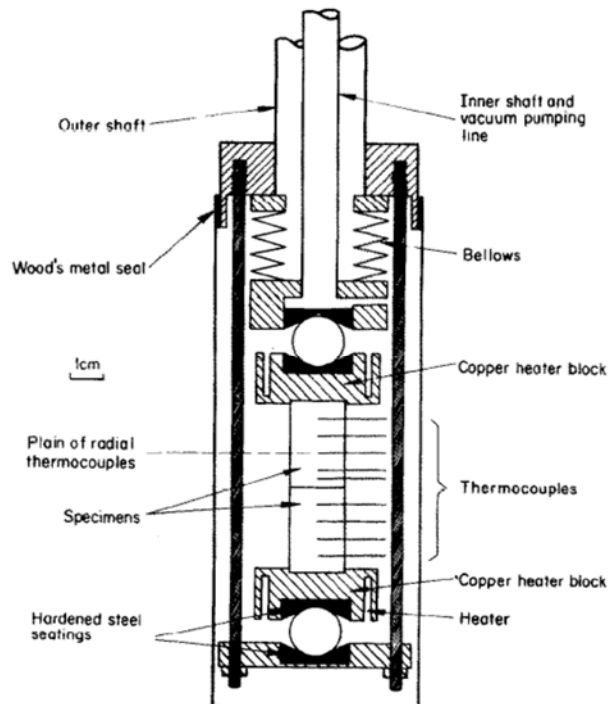


Рис. 2. Схема установки для вимірювання теплового опору [3].

Установка призначена для вимірювання контактного опору в залежності від навантаження. Навантаження до 100 кГ прикладається до контактуючих зразків кінетично, і тепловий потік до 3 Вт «прокачується» через них. Нагрівач живиться від стабілізованого джерела сталого струму. Розподіл температури в зразках вимірюється рядом радіально розмішених в них мідь-константанових термопар. Вимірювання термоЕРС здійснюється з точністю до 10^{-7} В. В якості «тепломірів» використовуються самі зразки. Тепловий потік через них обчислюється на основі закону Фур'є, виходячи з виміряного розподілу температур. За цих умов теплопровідність зразків в досліджуваному інтервалі температур відома з достатнім ступенем точності. Температура поблизу межі розділу для кожного з контактуючих зразків, а отже, і стрибок температури на контакті, знаходиться шляхом екстраполяції виміряних розподілів температури

по довжині кожного з контактуючих зразків. Конструкція установки забезпечує мінімальний радіальний градієнт температури. Це дозволяє виконувати вимірювання навіть в тому випадку, коли контактний опір сильно залежить від температури.

Розміри зразків і розташування отворів для термопар в них вимірюються з точністю до 1мм оптичним компаратором. Після включення нагрівача (або охолодження у випадку вимірювання за низьких температур) контактуючі зразки витримувались до досягнення стаціонарного стану. При кімнатній температурі стаціонарний стан досягався через 4 – 5 годин після зміни навантаження і приблизно через 10 – 12 годин після зміни напрямку теплового потоку. У випадку вимірювання за низьких температур вказані терміни досягнення стаціонарного стану скорочувались приблизно удвоє. Згладжування експериментально отриманих залежностей виконувалось методом найменших квадратів. Пари контактуючих зразків з неіржавіючої сталі та алюмінію досліджувались в діапазоні температур 90-300K. Вимірювались залежності теплового контактного опору від часу, навантаження, температури, величини та напрямку теплового потоку. Виявилось, що «ефект спрямованості» нівелюється в міру зростання величини теплового потоку. В той же час сама величина оберненого питомого теплового контактного опору порівняно слабо залежить від величини теплового потоку. Так, навіть за семикратного зростання величини теплового потоку питомий контактний тепловий опір змінюється не більше, ніж на 10 %. Тому питомий тепловий контактний опір вважається інваріантним відносно величини теплового потоку.

У роботі [4] притиснуті один до одного зразки матеріалів, контактний опір між якими необхідно виміряти, вміщуються в теплоізований об'єм між нагрівачем та охолоджувачем, після чого вимірюється тепловий потік через зразки та температури з обох боків контакту в безпосередній близькості до нього (рис. 3).

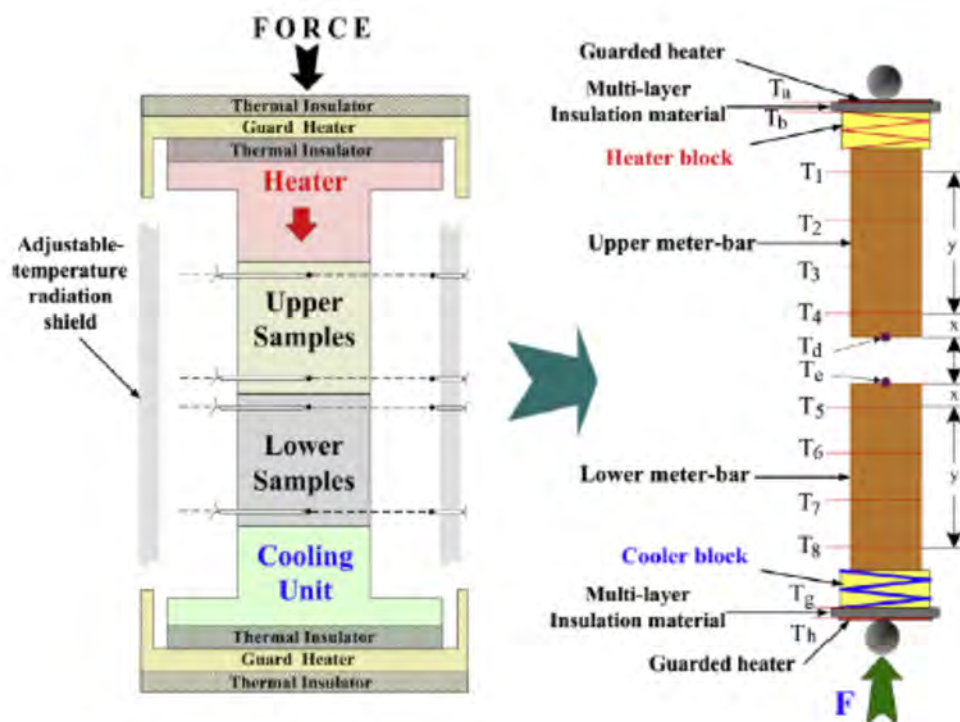


Рис. 3. Схема стандартного методу вимірювання контактного теплового опору [4].

Одновимірний тепловий потік протікає від верхнього до нижнього зразка і температура розподіляється лінійно, а на контакті відбувається стрибок. Отже тепловий контактний опір визначається як:

$$R = \frac{T_d - T_e}{Q}, \quad (2)$$

де Q – середній тепловий потік через контактуючі зразки. При цьому температури T_d та T_e визначаються шляхом екстраполяції температур, які реєструються локальними датчиками, розміщеними в контактуючих зразках поблизу межі розділу, на саму цю межу.

Однак автори праці [4] вважають, що такий стандартний метод дає надто велику похибку і пропонують метод вимірювання, що ґрунтується на зміні напрямку теплового потоку. Схема методу наведена на рис. 4. Даний метод ґрунтується на використанні середнього значення теплових контактних опорів по двох напрямках теплового потоку і властивостях симетрії вимірювальної системи. Нехай екстрапольовані температури з обох боків за «прямого» напрямку теплового потоку дорівнюють T'_d та T'_e , а за оберненого напрямку – T''_d та T''_e . Тоді тепловий контактний опір дорівнює:

$$R_T = \left[0.5Q \left(|T'_d - T'_e|^{-1} + |T''_d - T''_e|^{-1} \right) \right]^{-1}. \quad (3)$$

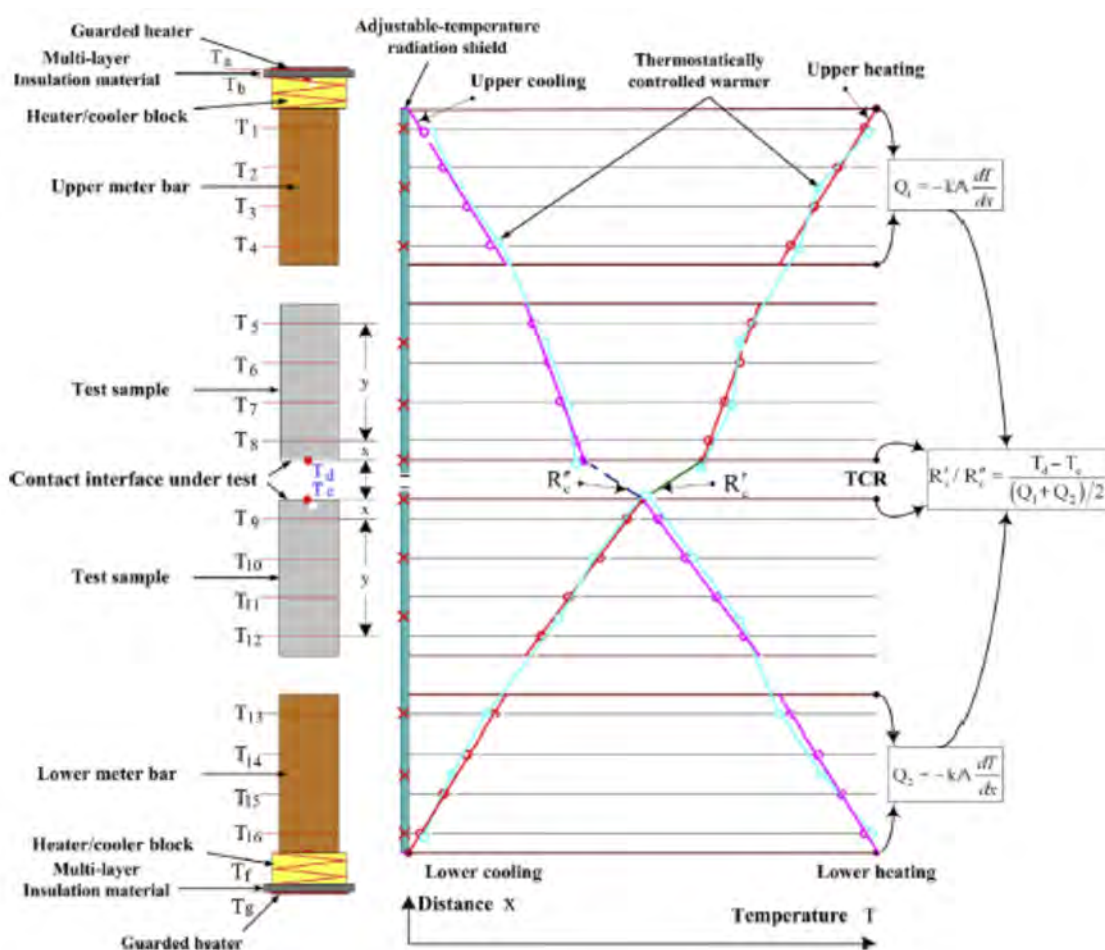


Рис. 4. Схема реалізації методу змінного теплового потоку [4].

В роботі [4] доведено, що даний метод різко знижує похибку, в результаті чого контактний опір перестає залежати від прикладеного теплового потоку, в той час, як при застосуванні стандартного методу в багатьох випадках має місце сильна залежність результатів вимірювання теплового контактного опору від прикладеного теплового потоку. Температура в рамках цього методу вимірюється термістором.

Загалом, для вимірювання теплового контактного опору застосовуються методи, пов'язані з вимірюванням теплових характеристик у стаціонарному стані. Недоліком цих методів є великий час очікування досягнення стаціонарного стану. На противагу їм запропоновано ряд динамічних методів, наприклад, метод інфрачервоної термографії [5], метод спалаху [6], термо-метод відбиття [7], фототермічний метод [8], та ін. [9, 10].

Як приклад, розглянемо більш детально описаний в [5] безконтактний термографічний метод, який називається методом інфрачервоної термографії [5]. Згідно цього методу два контактуючих зразки окремо нагріваються до різних початкових температур. Одразу після досягнення зразками цих температур вони приводяться у контакт. Зміни температури і тепловий потік від гарячого зразка до холодного контролюються високошвидкісною інфрачервоною (ІЧ) камерою. Ця камера фіксує ІЧ випромінювання в діапазоні довжин хвиль від 7.7 до 9.5 мкм. Така смуга пропускання підходить для вимірювання температур, вищих за 20 °С. Для запобігання впливу оточуючого випромінювання зразки мають високу випромінюючу здатність, або ступінь чорноти ($\epsilon = 0.95$), яка досягається за рахунок тонкого шару чорної фарби, яким покриті зразки. Для мінімізації похибок важливим є визначення температури поблизу контактної лінії. З цієї метою використовувалась оптична система з роздільною здатністю 13 мкм/пкс, що є дифракційною границею для вказаного діапазону довжин хвиль. За розміру кадру 60×80 пкс, тобто 780×1040 мкм, частота кадрів складала 2500 Гц. Результатом цих експериментів стала часова залежність розподілу температур поблизу контакту.

Коефіцієнт теплопередачі поблизу контакту не може бути виміряний безпосередньо. Він повинен визначатись на підставі розв'язання оберненої задачі з використанням інформації про температуру в певній точці просторової області. Таким чином, «причина» (тепловий потік) розраховується на підставі «дії» (температурного поля). Математична процедура веде до єдиного, але нестійкого розв'язку. Отже, мала «зашумленість» результатів вимірювання температури веде до істотних помилок у значенні теплового потоку.

У випадку одновимірної задачі відповідне рівняння в частинних похідних з початковими та граничними умовами має вигляд:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \alpha_T \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, \quad T(x, t=0) = T_0, \quad q_c = -k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0}, \quad \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x \rightarrow \infty} = 0, \quad (4)$$

де α_T – температуропровідність. Тоді шуканий коефіцієнт теплопередачі визначається як:

$$h_c = \frac{q_c}{\Delta T}. \quad (5)$$

Хоча контактуючі тіла обмежені, час контакту надто малий для того, щоб тепловий потік досяг віддалених меж тіл, отже тіла можна розглядати як напівобмежені.

Для розрахунку коефіцієнта теплопередачі необхідно визначити тепловий потік через площу контакту. Він визначається з використанням покрокової процедури включення ряду «майбутніх моментів часу». Алгоритм розрахунку теплового потоку ілюструється таким рівнянням:

$$q_c(x=0, t_m) = \frac{\sum_{i=1}^r (T_{\text{meas}, m+i-1} - T_{m+i-1}) \Phi_i(x=x_1, t_i)}{\sum_{i=1}^r \Phi_i^2(x=x_1, t_i)}, \quad (6)$$

де крок відповідає одиничному стрибкові теплового потоку для напівобмеженого тіла, який визначається як

$$\Phi_i(x, t) = \frac{x}{k} \sqrt{\frac{4\alpha_T t}{\pi}} \left[\frac{1}{\sqrt{\pi}} \exp\left(-\frac{1}{\sqrt{Fo}}\right) - \frac{1}{2\sqrt{Fo}} \operatorname{erfc}\left(\frac{1}{2\sqrt{Fo}}\right) \right], \quad (7)$$

де $F_0 = \alpha_T t / x^2$ – число Фур'є. Рівняння (7) містить лише фізичні сталі матеріалу та координату і час. Отже, відповідний розрахунок виконується один раз, а саме на початку процедури. Рівняння (6) отримано з міркувань мінімізації середньоквадратичного відхилення між вимірюваною ($T_{\text{meas}, m}$) і розрахунковою (T_m) температурою.

Таким чином, остаточно контактний опір розраховується виходячи з вимірюного розподілу температури і розрахованого теплового потоку. Перепад температур вимірюється не безпосередньо на контакті, а на віддалі 50 – 100 мкм від нього, оскільки в іншому випадку дані виявляються занадто «зашумленими» за рахунок деформації тіл. За цих умов різницею між істинним стрибком температури і даними вимірювань нехтується. Схему визначення теплового потоку через контакт методом суперпозиції зображено на рис. 5. Істинним коефіцієнтом теплопередачі вважається його усталене в часі значення. Шуканий тепловий контактний опір дорівнює оберненому коефіцієнту теплопередачі.

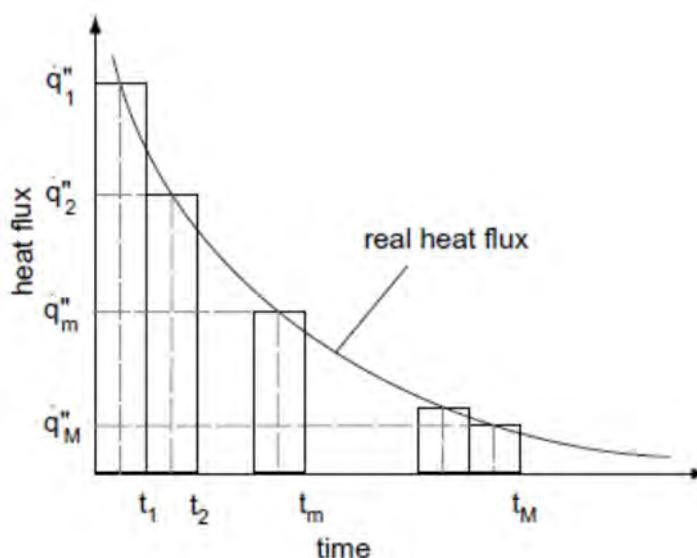


Рис. 5. Схема визначення теплового потоку через контакт методом суперпозиції [5].

У [11] запропоновано метод вимірювання теплового опору між провідною плівкою і підкладкою, який придатний для вимірювання теплового опору контактів, які створюються в термоелектричних виробках у «мікроелектронному» виконанні, коли металевий контактний шар напилюється або осаджується на тонкий шар напівпровідника. Схему вимірювальної установки для реалізації цього методу зображено на рис. 6.

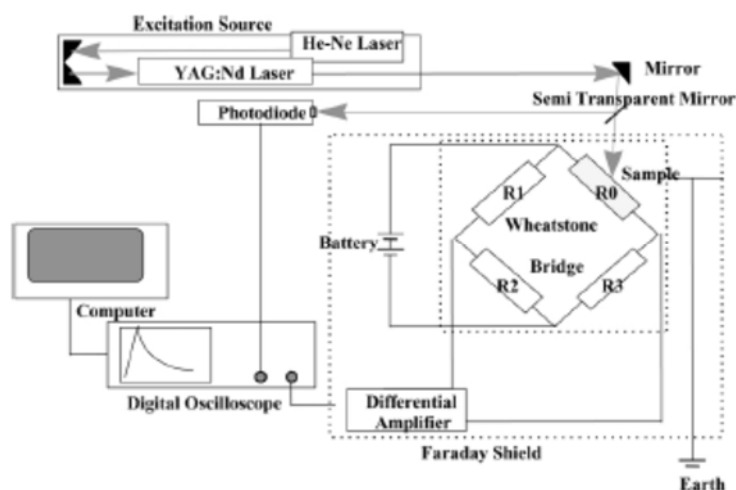


Рис. 6. Схема вимірювання теплового опору зразка у вигляді тонкої плівки на підкладці [11].

У цій схемі зразок (плівка на підкладці) нагрівався лазерними імпульсами з енергією 4 Дж і тривалістю 20 нс від неодимового лазера з довжиною хвилі випромінювання 1.06 мкм. Накачка неодимового лазера здійснювалась від гелій-неонового лазера. З метою вимірювання температури зразок включався у міст Уїтстона. На одну з діагоналей моста подавалась стала напруга. Напруга, що знімалась з іншої діагоналі моста, внаслідок нагріву і подальшого охолодження зразка залежала від часу. Ця напруга через диференціальний підсилювач подавалась на вхід цифрового осцилоскопа. Міст Уїтстона разом з диференціальним підсилювачем був вміщений у клітку Фарадея. На другий вхід подавалась опорна напруга від фотодіода, який через напівпрозоре дзеркало освітлювався тим самим лазером, який нагрівав зразок. Комп'ютером оброблялась часова залежність цієї напруги після піку, оскільки саме вона характеризувала охолодження зразка. Тепловий опір визначається одночасно з температуропровідністю шляхом підгонки експериментальних термограм під теоретичні в часовому інтервалі від 10^{-7} до 10^{-6} с. Тепловий контактний опір розраховується методом найменших квадратів.

2. Методи одночасного вимірювання теплового та електричного контактних опорів

Способи вимірювання одночасно теплового R_t і електричного R_c контактних опорів описані в роботах [12 – 14].

У [12] представлено методи вимірювання температурних залежностей теплового і електричного контактних опорів. Методи розроблені для дослідження властивостей граничного шару між термоелектричним оксидним матеріалом р-типу провідності $Ca_3Co_4O_3$ і сплавом $Fe-Cr$, який може використовуватись в якості матеріалу для комутаційної пластини при виготовленні генераторних термоелектричних модулів з матеріалів на основі оксидів. Досліджувані двошарові зразки $Fe-Cr / Ca_3Co_4O_3$ отримувалися за технологією SPS спікання. У [13] аналогічними методами досліджені тепловий та електричний контактні опори двошарових зразків $Ni / Ca_3Co_4O_3$.

Тепловий контактний опір R_t визначався шляхом вимірювання температуропровідності методом лазерного спалаху із використанням для цього спеціального пристрою "Netzch LFA-457 Laser Flash Apparatus". Спочатку визначається температуропровідність окремо кожного з матеріалів $Fe-Cr$ і $Ca_3Co_4O_3$. Потім вимірювання проводяться на двошарових шайбах. Для цього

використовуються тонкі шайби (1 – 2 мм). Вимірюється час t_i , за який потужний енергетичний імпульс, створений на поверхні шайби, викликає половину максимального відхилення температури на протилежній поверхні шайби. Температуропровідність α обчислюється за простою формулою [15]

$$\alpha_i = 1.37 a^2 / \pi^2 t_i, \quad (8)$$

де a – товщина шайби. Поправки до формули (12) для більш точного способу обрахунку температуропровідності описані в роботі [16].

Дані вимірювань для одно- і двошарових шайб автоматично використовуються як вхідні дані для спеціальних комп'ютерних програм, якими оснащена установка "Netzch LFA-457". Це програмне забезпечення розроблене і налаштоване на визначення теплового контактного опору двошарової моделі.

Електричний контактний опір вимірювався в інтервалі температур від 30 °С до 800 °С на двошарових зразках у формі стовпчиків. Схема для вимірювань показана на рис. 7 [12].

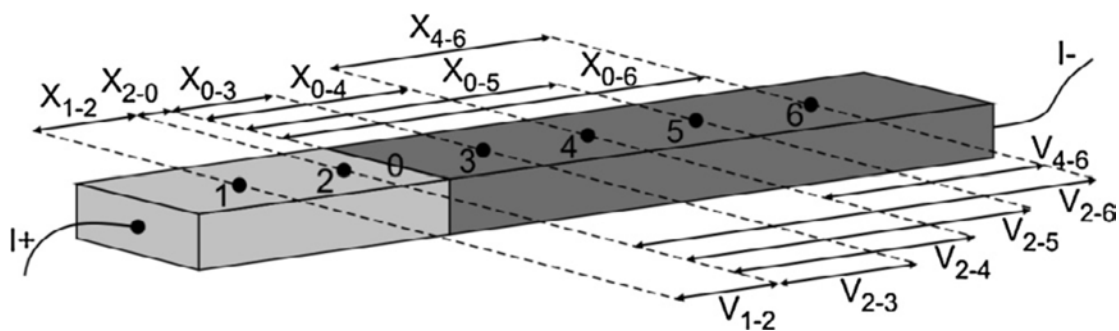


Рис. 7. Схема для вимірювання електричного контактної опору [12].

Ця модель дозволяє вимірювати як питомий опір кожної компоненти зразка, так і контактний опір границі, який визначається шляхом лінійної екстраполяції залежності опору R від відстані x до границі (x_n to 0) за формулою

$$R_c = \text{екстраполяція}(R \text{ від } x_{6-3} \text{ до } 0) - R_{1-2} \frac{x_{1-2}}{x_{2-0}} \quad (9)$$

Останній член у формулі (9) враховує вклад від впливу опору сплаву $Fe-Cr$ між зондом і границею.

Напруга в різних точках вимірюється 4-х зондовим мікро-омметром Keithley Micro-ohmmeter. Віддаля від зондів до границі вимірювалась з допомогою мікроскопу Olympus SZX9 Stereomicroscope.

Використовуючи мікро-омметр, на зразок подавався струм і вимірювалась напруга в різних точках вздовж поверхні зразка зондом з платинового дроту діаметром 0.1 мм, що прикріплювався срібною пастою. Мікро-омметр працював в імпульсному режимі за умов пропускання струму і виміру напруги на протязі 150 мс. Потім струм відключався і вимірювалась напруга, яка зумовлена градієнтом температури (внаслідок термоЕРС) і враховувалась у визначенні опору. Виміри проводилися для прямого і оберненого напрямків струму і результати усереднювалися. Значення теплового і електричного опорів границі домножались на площу поперечного перерізу вимірюваних зразків, що давало значення питомих контактних опорів.

У [14] описується установка, розроблена для вимірювання як електричного, так і теплового

контактного опору. Одночасне вимірювання R_c і R_t спаю є важливим для розуміння взаємозв'язку між величинами і можливого впливу одної на іншу. Такі дані можуть бути корисними для розробки покращених електричних і теплових контактів між матеріалами.

Електричний контактний опір R_c вимірюється за допомогою 4-х зондового методу (метод Кельвіна) на постійному струмі. Для вимірювання теплового контактного опору R_t потужність потоку тепла Q через границю контакту в стаціонарному режимі визначається за допомогою даних по матеріалу з відомою теплопровідністю і температурного градієнта в досліджуваному блоці, а ΔT на границі розраховується за вимірами і екстраполяцією градієнта температур в зразках. Теплова провідність контакту визначається за формулою

$$h_t = \frac{Q}{A\Delta T}, \quad (10)$$

де A – площа контакту.

Камера для вимірювань містить два блоки нагрівник – охолоджувач (НСВ), два вимірювача теплового потоку (HFM) і два досліджувані зразки, що стикаються один з одним, як показано на рис. 8 а. Блоки і вимірювачі розміщені симетрично до границі контакту зразків. Камера може бути вакуумована до 10^{-6} мбар або заповнена газом. Вимірювання можуть проводитися за температур від 20 до 150 °С. Нагрівником і системою охолодження створюються постійні температури. Контакт двох зразків утворюється стисканням за допомогою гідравлічної системи. Тиск може вар'юватись від 0 до 500 кг. Для досліджень можуть використовуватись зразки циліндричної форми, діаметром від 10 до 30 мм і висотою 20 – 100 мм. Досліджуваний зразок під'єднується до електричних і теплових датчиків, як це показано на рис. 8 б.

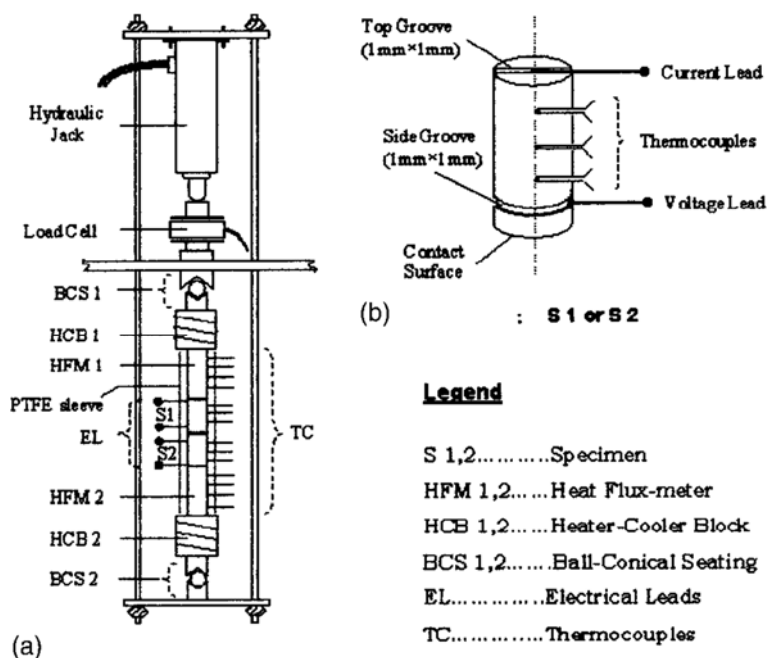


Рис. 8. Схема камери для вимірювань контактних опорів [14].

Блоки нагрівник – охолоджувач виготовляються у вигляді мідних циліндрів. Мідні трубки охолоджувача розміщуються в пазах у вигляді спіралі. Ніхромові нагрівні елементи, вставлені в керамічні шайби, кріпляться за допомогою затискувачів. Блок може працювати як нагрівник при подачі напруги до нагрівних елементів, або як охолоджувач за умови подачі холодоагента до

мідних трубок. Таким чином можна змінювати напрямок теплового потоку, не порушуючи ніяких процесів.

Вимірювачі теплового потоку – це теж циліндричні блоки, виготовлені з міді із відомим коефіцієнтом теплопровідності. Кількість тепла, що протікає через вимірювач, розраховується шляхом виміру температурних градієнтів у напрямку теплового потоку. Похибка визначення теплового потоку за допомогою цих вимірювачів складає $\pm 2.5\%$.

Цифровий мультиметр (DMM), яким вимірюється електричний опір з точністю до 0.1 мкОм використовується для визначення електричного контактного опору. DMM налаштований на 4-х зондові виміри за умов мінімізації вкладу опору проводів, включаючи паяні з'єднання. DMM під'єднаний до комп'ютеру із спеціальним програмним забезпеченням для вимірів. Електричне коло для теплових вимірів повністю відокремлене від кола для електричних вимірів, включаючи DMM і комп'ютер.

У [14] наведено приклад результатів вимірювання електричного і теплового контактних опорів для притискного контакту латунь/латунь. Було встановлено, що абсолютне максимальне відхилення при вимірюваннях на описаній установці електричного контактного опору становить $\pm 0.003\%$, а теплової провідності контакту $\pm 4.4\%$. Установка може використовуватись також для вимірів теплопровідності матеріалів.

Висновки

1. Розгляд і аналіз існуючих методів вимірювання теплового контактного опору, а також методів, що дозволяють одночасно визначати величини теплового і електричного контактних опорів, акцентує як переваги, так і недоліки окремих методів.
2. Точність та надійність методів вимірювання контактного теплового опору, як і методів вимірювання електричного контактного опору, вимагає істотного покращення для реалізації на практиці можливостей зниження контактних опорів, передбачених теоретичними дослідженнями.

Література

1. ASTM 2009, Standard test method for thermal conductivity of solids by means of the guarded-comparative-longitudinal heat flow technique E1225–09.
2. McWaid T., Marshall E. (1992). Thermal contact resistance across pressed metal contacts in a vacuum environment. *Int. J. Heat and Mass Transfer*, 35 (11), 2911 – 2920.
3. Thomas T.R., Probert S.D. (1970). Thermal contact resistance: directional effect and other problems. *Int. J. Heat and Mass Transfer*, 13, 789 – 807.
4. Ping Zhang, Yi Min Xuan, Qiang Li. (2014). A high-precision instrumentation of measuring thermal contact resistance using reversible heat flux. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 54, 204 – 211.
5. Fieberg C., Kneer R. (2008). Determination of thermal contact resistance from transient temperature measurement. *Int. J. Heat and Mass Transfer*, 51, 1017 – 1023.
6. N.D. Milošević. (2008). Determination of transient thermal interface resistance between two bonded metal bodies using the Laser-Flash method. *Int. J. Thermophys.*, 29, 2072 – 2087.
7. Smith A.N., Hosteler J.L. (2000). Thermal boundary resistance measurements using a transient thermo-reflectance technique. *Microscale Therm. Eng.*, 4, 51 – 60.

8. Shi L., Wang H.L. (2007). Investigation on thermal contact resistance by photothermal technique at low temperature. *Int. J. Heat Mass Tran.*, 43 (11), 1179 – 1184.
9. Cong P.Z., Zhang X., Fujii M. (2006). Estimation of thermal contact resistance using ultrasonic waves, *Int. J. Thermophys.*, 27, 171 – 183.
10. Lisker I.S., Solovyev S.V. (2001). A transient technique for measuring the thermal conductivity of non-metals. *Exp. Therm. Fluid Sci.*, 25, 377 – 382.
11. Lahmar A., Nguen T.P., Sakami D., Orain S., Scudeller U., Danes F. (2001). Experimental investigation on the thermal contact resistance between gold coating and ceramic substrate. *Thin Solid Films*, 389, 167 – 172.
12. Holgate Tomas C., Han Li, Wu Ning Yu, Bojesen Espen D., Christensen Mogens, Iversen Bo B., Nong Ngo Van, Pryds Nini (2014). Characterization of the interface between an Fe-Cr alloy and the p-type thermoelectric oxide $\text{Ca}_3\text{Co}_4\text{O}_9$. *Journal of Alloys and Compounds*, 582, 827 – 833.
13. Holgate T.C., Wu N., Sondergaard M., Iversen B.B., Nong N.V., Pryds N. (2013). Kinetics, stability, and thermal contact resistance of nickel – $\text{Ca}_3\text{Co}_4\text{O}_9$ interfaces formed by spark plasma sintering. *J. of Electronic Materials*, 42(7), 1661 – 1668.
14. Misra Prashant, Nagarajua J. (2004). Test facility for simultaneous measurement of electrical and thermal contact resistance. *Review of Scientific Instruments*, 75(8), 2625-2630.
15. Parker W.J., Jenkins R.J., Butler C.P. and Abbott G.L. (1961). *J. App. Phys.* 32, 1679.
16. Cape J.A., Lehman G.W. (1963). Temperature and finite pulse-time effects in the flash method for measuring thermal diffusivity. *J. of Applied Physics*, 34 (7), 1909 – 1913.

Надійшла до редакції: 23.08.2022.

Vykhov 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

METHODS FOR MEASURING CONTACT RESISTANCES OF “METAL – THERMOELECTRIC MATERIAL” STRUCTURES (PART 2)

An overview of existing methods for measuring thermal contact resistance, as well as methods that allow simultaneous determination of thermal and electrical contact resistance values, is presented. Their accuracy, advantages and disadvantages are analyzed, as well as the possibilities of using them in thermoelectricity for the study and optimization of metal – thermoelectric material structures. Bibl. 16, Figs .8.

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

References

1. ASTM 2009, Standard test method for thermal conductivity of solids by means of the guarded-comparative-longitudinal heat flow technique E1225–09.
2. McWaid T., Marshall E. (1992). Thermal contact resistance across pressed metal contacts in a vacuum environment. *Int. J. Heat and Mass Transfer*, 35 (11), 2911 – 2920.
3. Thomas T.R., Probert S.D. (1970). Thermal contact resistance: directional effect and other problems. *Int. J. Heat and Mass Transfer*, 13, 789 – 807.
4. Ping Zhang, Yi Min Xuan, Qiang Li. (2014). A high-precision instrumentation of measuring thermal contact resistance using reversible heat flux. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 54, 204 – 211.
5. Fieberg C., Kneer R. (2008). Determination of thermal contact resistance from transient temperature measurement. *Int. J. Heat and Mass Transfer*, 51, 1017 – 1023.
6. N.D. Milošević. (2008). Determination of transient thermal interface resistance between two bonded metal bodies using the Laser-Flash method. *Int. J. Thermophys.*, 29, 2072 – 2087.
7. Smith A.N., Hosteler J.L. (2000). Thermal boundary resistance measurements using a transient thermo-reflectance technique. *Microscale Therm. Eng.*, 4, 51 – 60.
8. Shi L., Wang H.L. (2007). Investigation on thermal contact resistance by photothermal technique at low temperature. *Int. J. Heat Mass Tran.*, 43 (11), 1179 – 1184.
9. Cong P.Z., Zhang X., Fujii M. (2006). Estimation of thermal contact resistance using ultrasonic waves, *Int. J. Thermophys.*, 27, 171 – 183.
10. Lisker I.S., Solov'yev S.V. (2001). A transient technique for measuring the thermal conductivity of non-metals. *Exp. Therm. Fluid Sci.*, 25, 377 – 382.
11. Lahmar A., Nguen T.P., Sakami D., Orain S., Scudeller U., Danes F. (2001). Experimental investigation on the thermal contact resistance between gold coating and ceramic substrate. *Thin Solid Films*, 389, 167 – 172.
12. Holgate Tomas C., Han Li, Wu Ning Yu, Bojesen Espen D., Christensen Mogens, Iversen Bo B., Nong Ngo Van, Pryds Nini (2014). Characterization of the interface between an Fe-Cr alloy and the p-type thermoelectric oxide $\text{Ca}_3\text{Co}_4\text{O}_9$. *Journal of Alloys and Compounds*, 582, 827 – 833.
13. Holgate T.C., Wu N., Sondergaard M., Iversen B.B., Nong N.V., Pryds N. (2013). Kinetics, stability, and thermal contact resistance of nickel – $\text{Ca}_3\text{Co}_4\text{O}_9$ interfaces formed by spark plasma sintering. *J. of Electronic Materials*, 42(7), 1661 – 1668.
14. Misra Prashant, Nagarajua J. (2004). Test facility for simultaneous measurement of electrical and thermal contact resistance. *Review of Scientific Instruments*, 75(8), 2625-2630.
15. Parker W.J., Jenkins R.J., Butler C.P. and Abbott G.L. (1961). *J. App. Phys.* 32, 1679.
16. Cape J.A., Lehman G.W. (1963). Temperature and finite pulse-time effects in the flash method for measuring thermal diffusivity. *J. of Applied Physics*, 34 (7), 1909 – 1913.

Submitted: 23.08.2022.

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 З ВРАХУВАННЯМ ФАЗОВОГО ПЕРЕХОДУ

У роботі наведено результати комп'ютерного моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції з врахуванням 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 $[-50 \div +50]$ °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: кріодеструкція, робочий інструмент, температурний вплив, шкіра людини, динамічний режим, комп'ютерне моделювання.

Вступ

Загальновідомим у медичній практиці є та обставина, що 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) [12 – 21]. 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.

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.

У роботі [28] виконано комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції без врахуванням фазового переходу. Тому метою даної роботи є комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції з врахуванням фазового переходу.

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

На рис. 1 наведена фізична модель. Вона 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. В моделі шкіри 4 враховано її складну структуру.

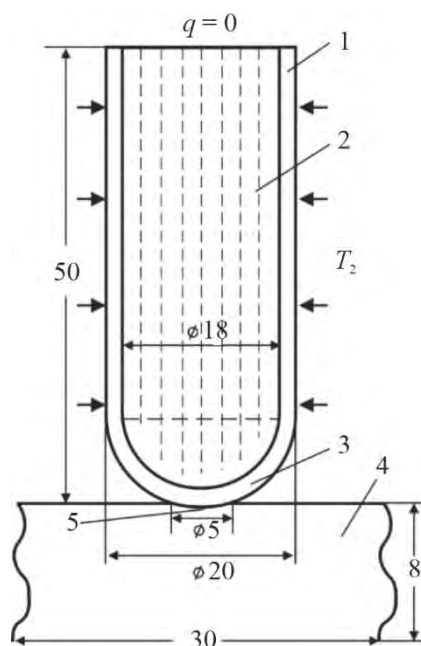


Рис. 1. Фізична модель робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції, стінки якого виготовлено зі сталі.

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 ізолювана ($q = 0$). Діаметр теплового контакту 5 складає 5 мм.

2. Комп'ютерна модель

Було створено тривимірні комп'ютерні моделі 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 [29], 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 [29].

Теплофізичні властивості шкіри та біологічної тканини тіла людини в нормальному [30 – 38] та замороженому станах наведені в таблицях 1, 2.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини [30 – 38]

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

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

Таблиця 2

Теплофізичні властивості біологічної тканини тіла людини в нормальному та замороженому станах [30 – 38]

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.

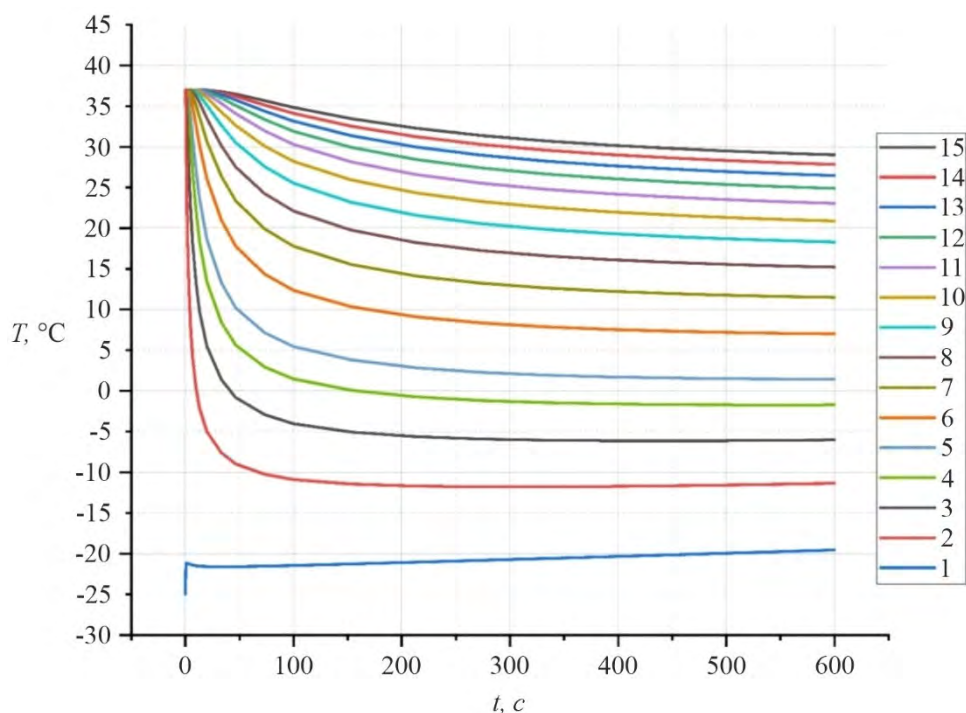


Рис. 2. Залежності температури від часу в шкірі людини на різній глибині: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 0.5 мм; 3 – 1 мм; 4 – 1.5 мм; 5 – 2 мм; 6 – 2.5 мм; 7 – 3 мм; 8 – 3.5 мм; 9 – 4 мм; 10 – 4.5 мм; 11 – 5 мм; 12 – 5.5 мм; 13 – 6 мм; 14 – 6.5 мм; 15 – 7 мм.

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.

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

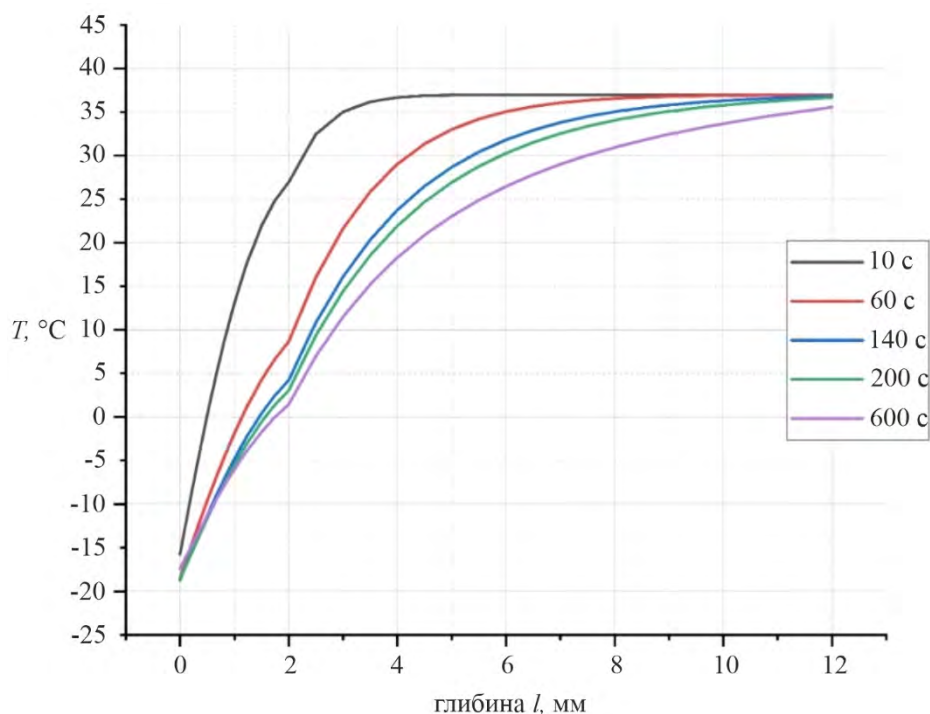


Рис. 3. Залежності температури від глибини шкіри в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

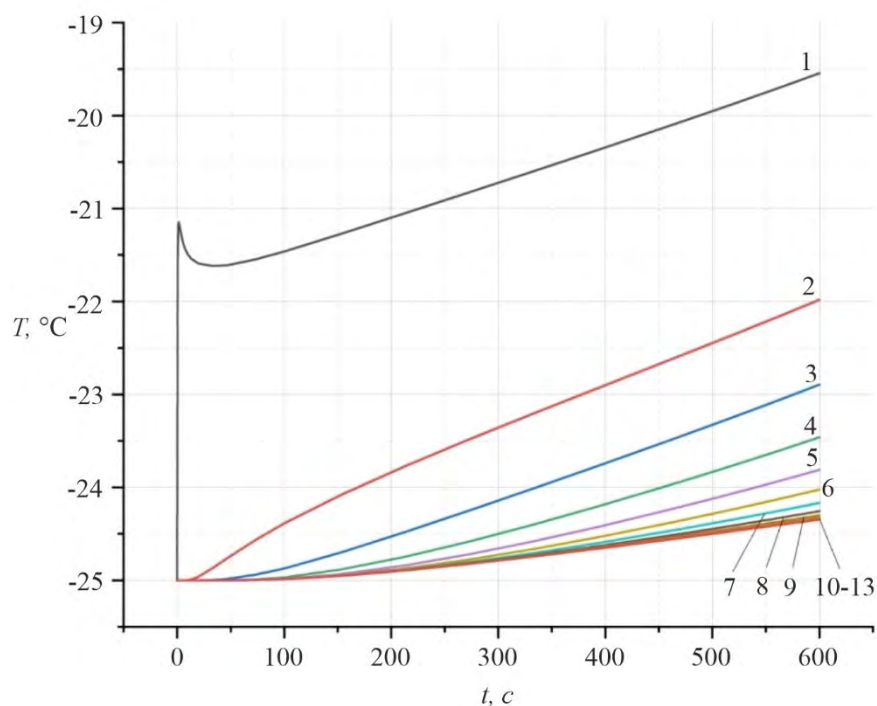


Рис. 4. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду на різній глибині:
1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 4 мм; 3 – 8 мм; 4 – 12 мм;
5 – 16 мм; 6 – 20 мм; 7 – 24 мм; 8 – 28 мм; 9 – 32 мм; 10 – 36 мм; 11 – 40 мм;
12 – 44 мм; 13 – 48 мм;

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

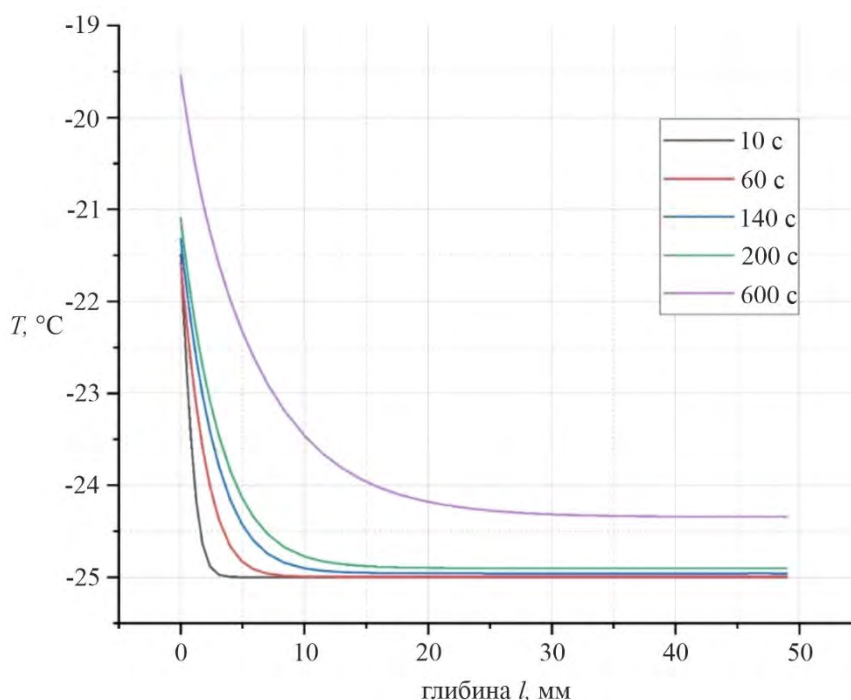


Рис. 5. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

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

На рис. 6 наведена фізична модель. Вона 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.

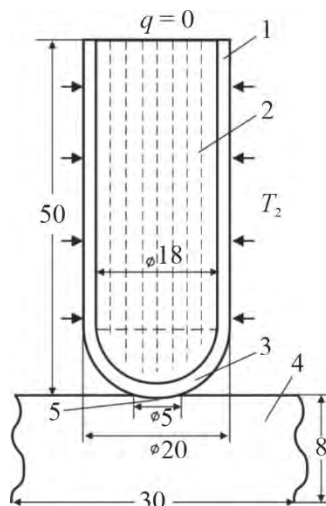


Рис. 6. Фізична модель робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції, стінки якого виготовлено з міді.

У моделі враховується натікання тепла Q_1 при температурі оточуючого повітря $T_2 = +25$ °C, а також натікання тепла Q_2 з оточуючого повітря. Верхня частина корпусу 1 адіабатично ізолювана ($q = 0$). Діаметр теплового контакту 5 – 5 мм.

5. Результати комп'ютерного моделювання

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

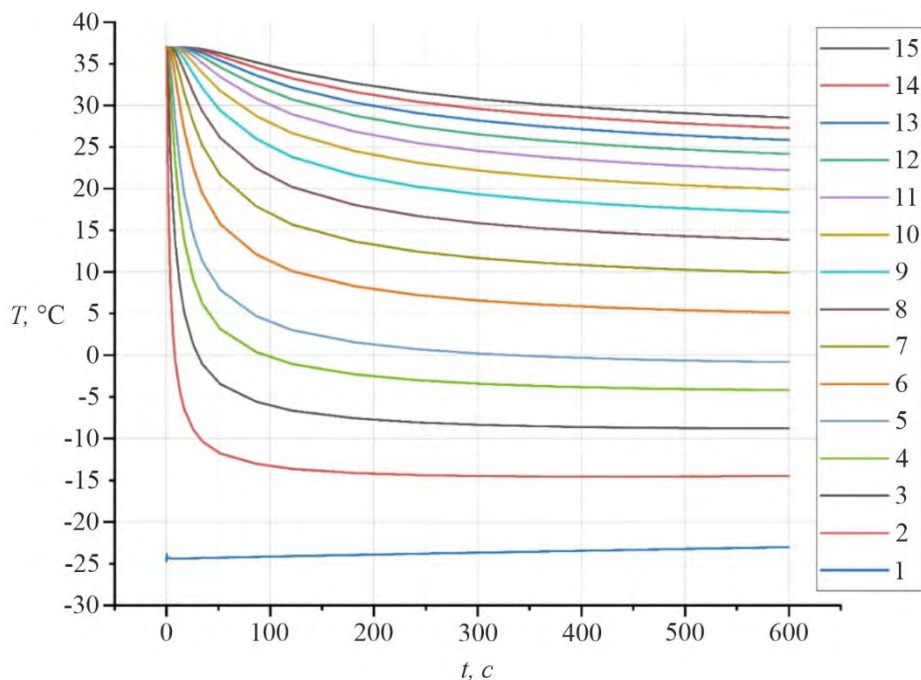


Рис. 7. Залежності температури від часу в шкірі людини на різних глибинах: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 0.5 мм; 3 – 1 мм; 4 – 1.5 мм; 5 – 2 мм; 6 – 2.5 мм; 7 – 3 мм; 8 – 3.5 мм; 9 – 4 мм; 10 – 4.5 мм; 11 – 5 мм; 12 – 5.5 мм; 13 – 6 мм; 14 – 6.5 мм; 15 – 7 мм.

На рис. 8 представлено розподіли температур в шкірі безпосередньо під центром дії робочого інструмента, в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

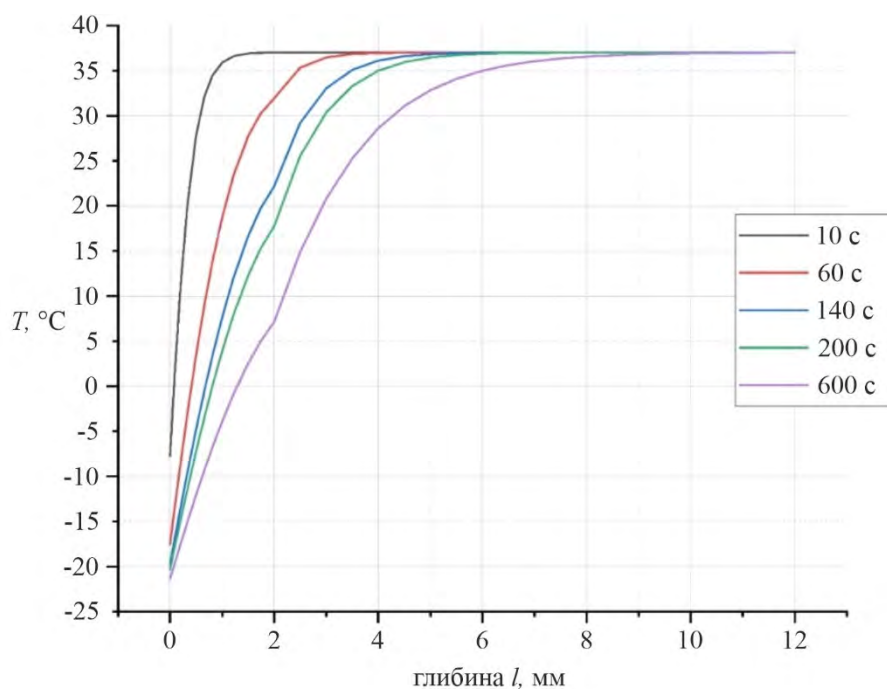


Рис. 8. Залежності температури від глибини шкіри в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

На рис. 9 представлено розподіли температур в акумуляторі холоду на різній глибині.

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

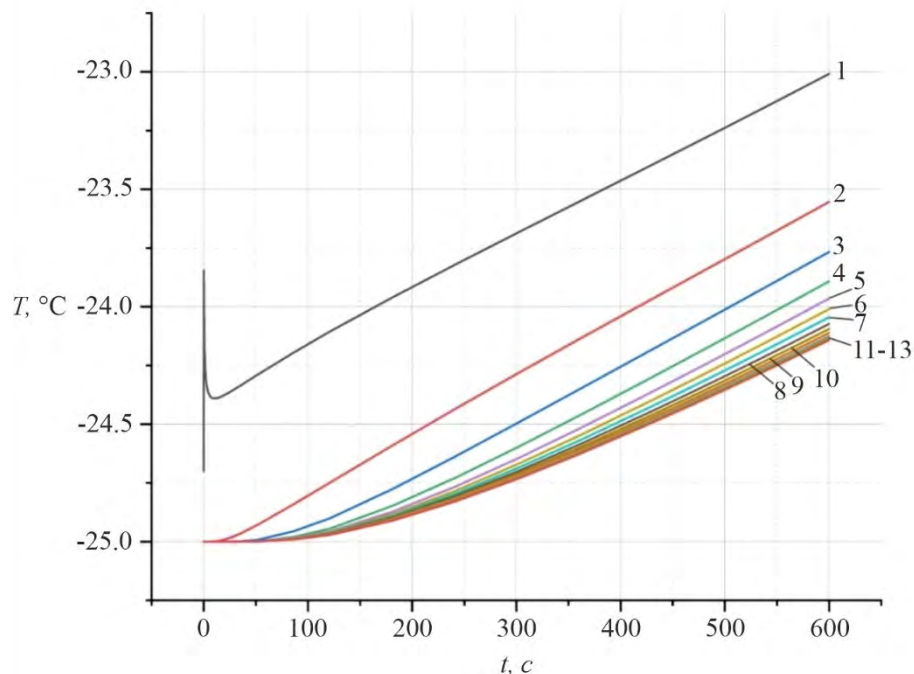


Рис. 9. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду на різній глибині: 1 – місце контакту робочого інструменту та шкіри; 2 – 4 мм; 3 – 8 мм; 4 – 12 мм; 5 – 16 мм; 6 – 20 мм; 7 – 24 мм; 8 – 28 мм; 9 – 32 мм; 10 – 36 мм; 11 – 40 мм; 12 – 44 мм; 13 – 48 мм.

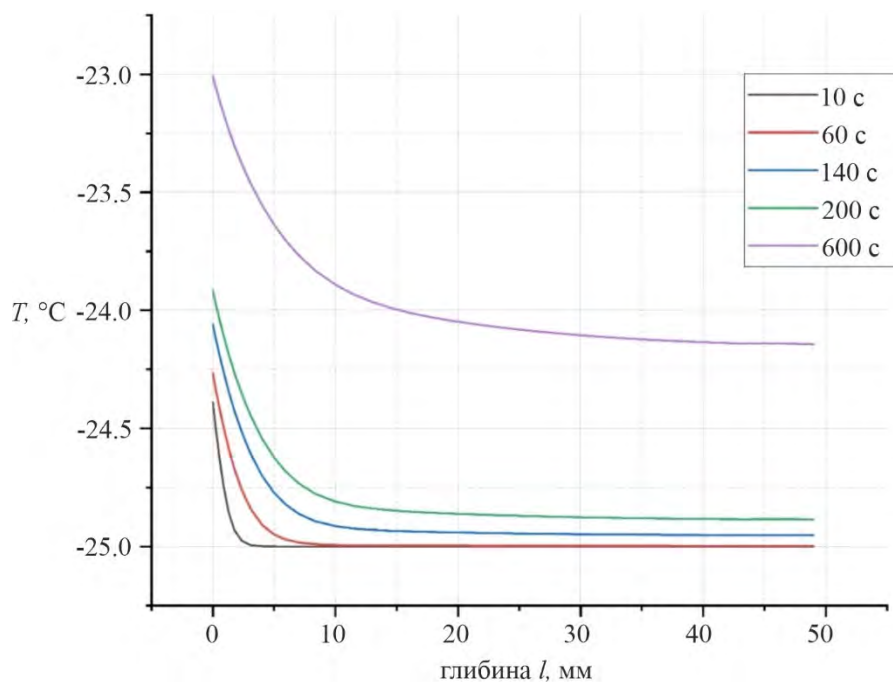


Рис. 10. Залежності температури від часу в акумуляторі холоду в моменти часу: 10 с, 60 с, 140 с, 200 с, 600 с.

Висновки

1. Розроблено методику комп'ютерного моделювання розподілу температур в шкірі людини у динамічному режимі з врахуванням фазового переходу, 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 $T_f(t)$.
2. 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 з врахуванням фазового переходу: робочий інструмент виготовлений з медичної сталі без внутрішнього циліндра; робочий інструмент виготовлений з міді без внутрішнього циліндра.
3. 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 $-25\text{ }^{\circ}\text{C}$ з врахуванням фазового переходу. Отримані результати дають можливість прогнозувати глибину промерзання біологічної тканини.
4. За допомогою комп'ютерного моделювання встановлено, що врахування фазових переходів підвищує точність визначення температури в біологічній тканині та акумуляторі холоду.
5. Встановлено, що використання конструкції робочого інструменту з внутрішнім циліндром, виготовленим із міді, підвищує ефективність охолодження на 10 %.

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. Оптимальне 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. Anatychuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylianskyi R., Kadeniuk 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. 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. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Федорів Р.В. Комп'ютерне моделювання робочого інструменту термоелектричного приладу для кріодеструкції без врахуванням фазового переходу // *Термоелектрика*. – № 2. – 2022, С. 34 – 45.
29. COMSOL Multiphysics User's Guide (2010). COMSOLAB.
30. 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.
31. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
32. 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.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
37. 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.
38. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.

Надійшла до редакції: 13.09.2022.

Anatychuk L.I., Acad. NAS Ukraine ^{1,2}
Kobylianskyi 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 A
THERMOELECTRIC DEVICE FOR CRYODESTRUCTION
WITH ACCOUNT OF THE PHASE TRANSITION**

The paper presents the results of computer simulation of the working tool of a thermoelectric device for cryodestruction with account of the 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 the biological tissue with account of thermophysical processes, blood circulation, heat exchange, metabolic processes and the phase transition, 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 the 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). *Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric power converters*. Kyiv, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
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., Kadeniuk 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 the biological tissue. *J. Thermoelectricity*, 6, 59 – 68.
6. Kobylianskyi R.R., Kadeniuk 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*. – Vol. 5, issue. 1. – Chernivtsi: Chernivtsi National University, 67 – 72.
7. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya., Perepichka M.P. (2017). Modern methods of cryotherapy in dermatological practice. *Clinical and Experimental Pathology*. Vol. XVI, 1 (59), 150 – 156.
8. Anatyshuk L.I., Denisenko O.I., Shulenina O.V., Mykytiuk O.P., Kobylianskyi R.R. (2018). Results of clinical application of a thermoelectric device for treatment of skin diseases. *J. Thermoelectricity*, 3, 52 – 66.
9. Kobylianskyi R.R., Manyk O.M., Vyhonnyi V.Yu. (2018). On the use of thermoelectric cooling for cryodestruction in dermatology. *J. Thermoelectricity*, 6, 36 – 46.
10. Anatyshuk L.I., Denisenko 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, 62 – 73.
11. Anatyshuk L.I., Todurov B.M., Kobylianskyi R.R., Dzhal S.A. (2019). On the use of thermoelectric microgenerators for powering electric pacemakers. *J. Thermoelectricity*, 5, 60 – 88.
12. Anatyshuk L.I., Vikhor L.M., Kotsur M.P., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2016). Optimal control of the time dependence of cooling temperature in thermoelectric devices. *J. Thermoelectricity*, 5, 5 – 11.
13. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal effect on the human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 69 – 79.

14. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk 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.
15. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya., Zvarych O.V. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of a thermoelectric device for reflexotherapy. *J. Thermoelectricity*, 3, 68 – 78.
16. Anatychuk L.I., Vikhor L.M., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2017). Computer simulation and optimization of the dynamic operating modes of a thermoelectric device for cryodestruction. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 18 (4), 455 – 459.
17. Anatychuk L., Vikhor L., Kotsur M., Kobylianskyi R., Kadeniuk 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. Anatychuk L.I., Kobylianskyi 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.
19. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2019). Computer simulation of cryodestruction process of the human skin with thermoelectric cooling. *J. Thermoelectricity*, 2, 21 – 35.
20. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2020). Computer simulation of cyclic temperature effect on the human skin. *J. Thermoelectricity*, 2, 48 – 64.
21. Anatychuk 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 – 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. (1974). La cryotherapie en ORL – *Acta. Otorhinolaringol. Belg.*, 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. 32 – 51.
25. Gill W., Fraser I. (1968). A look at cryosurgery. – *Scot, Med, I.*, 13, 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. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Fedoriv R.V. (2022). Computer simulation of the working tool of a thermoelectric device for cryodestruction without taking into account the phase transition. *J. Thermoelectricity*, 2, 34 – 45.
29. *COMSOL Multiphysics User's Guide* (2010). COMSOLAB.
30. 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.
31. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
32. 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.

33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. Han Liang Lim, Venmathi Gunasekaran (2011). *Mathematical modeling of heat distribution during cryosurgery*. <https://isn.ucsd.edu/last/courses/beng221/problems/2011/project10.pdf>.
37. 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.
38. Rykaczewski Konrad (2019). Modeling thermal contact resistance at the finger-object interface. *Temperature*, 6 (1), 85 – 95.

Submitted: 13.09.2022.

УДК 53.08

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

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

Запаров С.Ф.,¹

Кречун М.М.^{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

МЕТОДИ ТА ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ПІДГОТОВКИ ЗРАЗКІВ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНОГО МАТЕРІАЛУ ДО ВИМІРЮВАНЬ ЇХ ВЛАСТИВОСТЕЙ АБСОЛЮТНИМ МЕТОДОМ

Показана важливість якісної підготовки досліджуваних зразків термоелектричних матеріалів до вимірювань їх властивостей комплексним абсолютним методом. Наведено вимоги до досліджуваних зразків, а також опис методів та обладнання для виготовлення зразків, які задовольнятимуть цим вимогам. Бібл. 27, рис. 11.

Ключові слова: вимірювання, електропровідність, коефіцієнт термоЕРС, теплопровідність, добротність, абсолютний метод.

Вступ

Важливість вдосконалення методів та обладнання для вимірювання властивостей термоелектричних матеріалів важко переоцінити. Високі вимоги до точності вимірювальної апаратури висуваються як при вирішенні задач пошуку нових та оптимізації відомих термоелектричних матеріалів для підвищення їх термоелектричної добротності [1 – 3], так і при виборі оптимального термоелектричного матеріалу для конкретних практичних застосувань термоелектричних перетворювачів енергії [4 – 13].

Одним з найкращих для визначення термоелектричних властивостей матеріалів (електропровідності σ , коефіцієнту термоЕРС α , теплопровідності κ та добротності Z) є комплексний абсолютний метод [14 – 16]. Він широко використовується при створенні еталонів і володіє важливими перевагами: вимірювання σ , α , κ , Z виконуються одночасно на одному зразку, що знижує похибки; для виміру можуть бути використані зразки невеликих розмірів; термоелектричні параметри знаходяться з класичних формул без внесення поправок.

В роботах [17 – 26] наведено результати комплексних досліджень, проведених в Інституті термоелектрики НАН України та МОН України, направлених на розробку методів мінімізації похибок абсолютного методу. Результатом цих досліджень є створення вимірювального обладнання «АЛТЕК-10001» (рис. 1), точність якого у визначенні добротності у 3 – 5 разів переважає точність вимірювання при використанні інших методів, зокрема, методу Хармана [27].



Рис. 1. Установка «АЛТЕК-10001» для вимірювань термоелектричних властивостей матеріалів комплексним абсолютним методом, розроблена в Інституті термоелектрики НАН та МОН України.

З аналізу можливих похибок вимірювань, випливає необхідність забезпечення високих вимог, які висуваються до вимірюваного зразка – точності його розмірів, правильності форми, якості його поверхні, однорідності та ін. Виключно важливим є створення якісних електричних та теплових контактів на торцевих поверхнях зразка та монтаж термопар на його бічній поверхні. Однак, забезпеченню дотримання цих вимог не завжди приділяється належна увага, хоча відхилення від них призводять до настільки значних похибок, що можуть стати марними застосування всіх необхідних методів підвищення точності вимірювань.

Тому метою цієї роботи була розробка спеціальних методів та обладнання для підготовки зразків до вимірювань.

1. Вимоги до досліджуваних зразків термоелектричного матеріалу

На рис. 2 наведено схему комплексного абсолютного методу, взятого за основу при створенні установки «АЛТЕК-10001». Термоелектричні параметри досліджуваного зразка визначаються з формул

$$\sigma = \frac{I \cdot l}{U \cdot S}, \quad (1)$$

$$\alpha = \frac{E_{\alpha}}{T_h - T_c}, \quad (2)$$

$$\kappa = \frac{I_0 \cdot U_0 \cdot l}{T_h - T_c \cdot S}, \quad (3)$$

$$Z = \frac{\alpha^2 \sigma}{\kappa}, \quad (4)$$

де l – віддаль між зондами-термопарами; S – площа поперечного перерізу зразка; I , U – струм через зразок та падіння напруги між вимірювальними зондами при визначенні електропровідності; E_{α} – термоЕРС між однаковими гілками зондів-термопар; T_h і T_c – «гаряча» та «холодна» температури у зразку; I_0 , U_0 – струм та напруга живлення еталонного нагрівника.

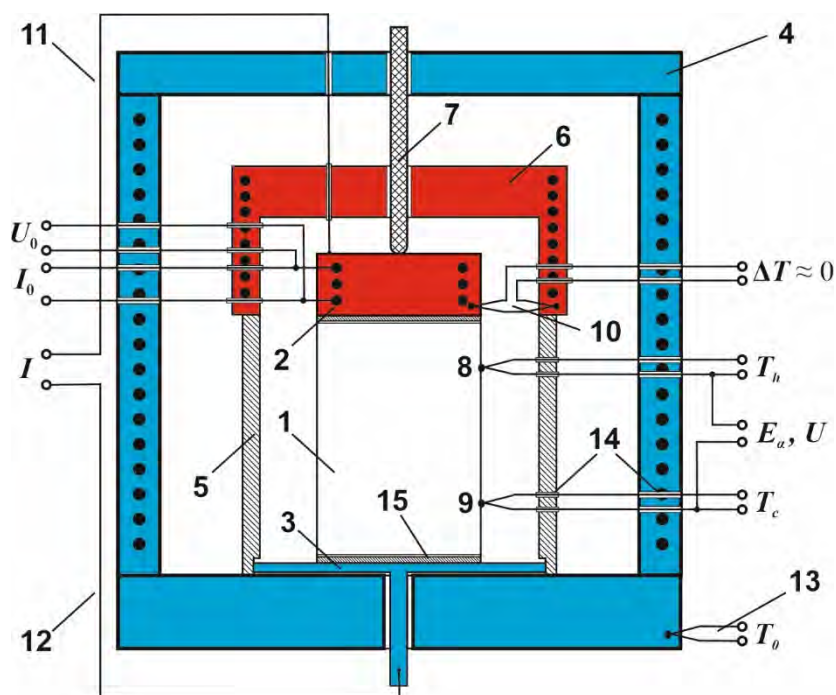


Рис. 2. Комплексний абсолютний метод вимірювання термоелектричних параметрів матеріалів:

1 – досліджуваний зразок; 2 – еталонний нагрівник; 3 – посадочна площадка;
4 – термостат; 5 – екран; 6 – нагрівник екрана; 7 – притискач; 8, 9 – вимірювальні зонди-термопари;
10 – нуль-термопара; 11, 12 – струмопідводи зразка; 13 – термопара терморегулятора термостату;
14 – теплові ключі; 15 – контактні структури.

У роботах [17, 18] детально розглянуто вплив різних фізичних факторів на точність вимірювань параметрів термоелектричних матеріалів, в першу чергу теплопровідності та електропровідності, в залежності від геометричних розмірів зразків та елементів конструкції вимірювальної комірки. Показано, що похибки вимірювань можуть бути суттєвими, понад 50 %, якщо не вживати спеціальних засобів для їх усунення.

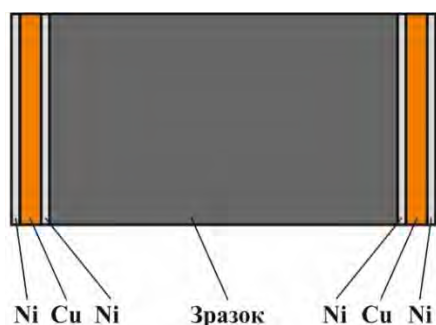


Рис. 3. Контактні структури для вимірювань термоелектричних властивостей матеріалу абсолютним методом.

Встановлено, що оптимальними для забезпечення мінімальних похибок вимірювань та часу встановлення стаціонарних умов є зразки циліндричної форми з діаметром 6 – 8 мм. При цьому довжина зразка повинна бути принаймні в 2 рази більшою за діаметр зразка, а відстань між зондами не повинна перевищувати $\frac{1}{3}$ довжини зразка.

Крім того, як показано у роботі [19], для досягнення одновимірного розподілу електричного струму та теплового потоку у зразку необхідна металізація торців зразка. Шари повинні бути стійкими до температурних впливів в усьому робочому інтервалі вимірювань та мати досить добру адгезію та

антидифузійні властивості. Визначено набір металевих покриттів (рис. 3), що забезпечує прийнятні величини похибок вимірювань теплопровідності та електропровідності. Оптимальна контактна структура, що створюється на торцях зразка, складається з антидифузійних шарів нікелю товщиною ~ 10 мкм та шару міді товщиною ~ 100 мкм.

2. Виготовлення зразків термоелектричного матеріалу

Процес різання термоелектричного матеріалу має свої специфічні особливості, тому пряме використання сучасного серійного обладнання для різання напівпровідників не завжди виправдане стосовно термоелектричного матеріалу.

В Інституті термоелектрики НАН та МОН України розроблено малогабаритний настільний верстат «АЛТЕК-13009» для розрізування термоелектричного матеріалу вільним та зв'язаним абразивом.

Основа ріжучого інструменту – змінна рамка 1 (рис. 4), виготовлена з високоміцного алюмінієвого сплаву. На рамку намотується вольфрамовий дріт 3. Віддаль між дротинами задається пазами розмірних планок 2. На поверхню дроту наноситься алмазний мікропорошок.

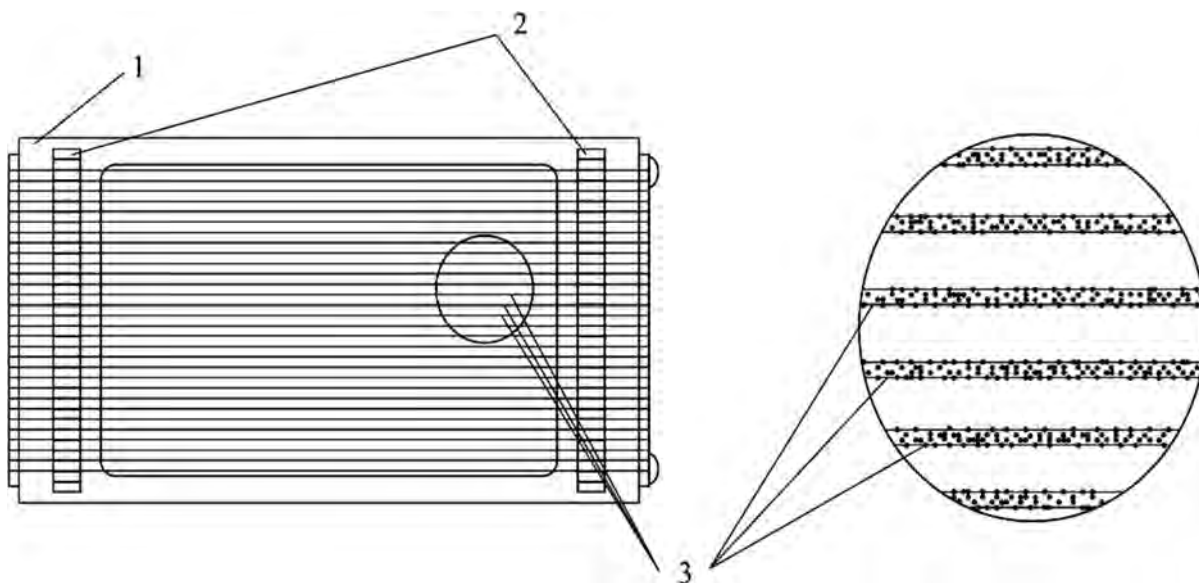


Рис. 4. Інструмент для різання струнами з закріпленими алмазними зернами: 1 – інструмент, 2 – розмірні планки, 3 – струни з закріпленими алмазними зернами.

Малогабаритний настільний верстат призначено для отримання у лабораторних умовах зразків прямокутної форми з термоелектричного матеріалу (рис. 5). Схему верстату наведено на рис. 6.

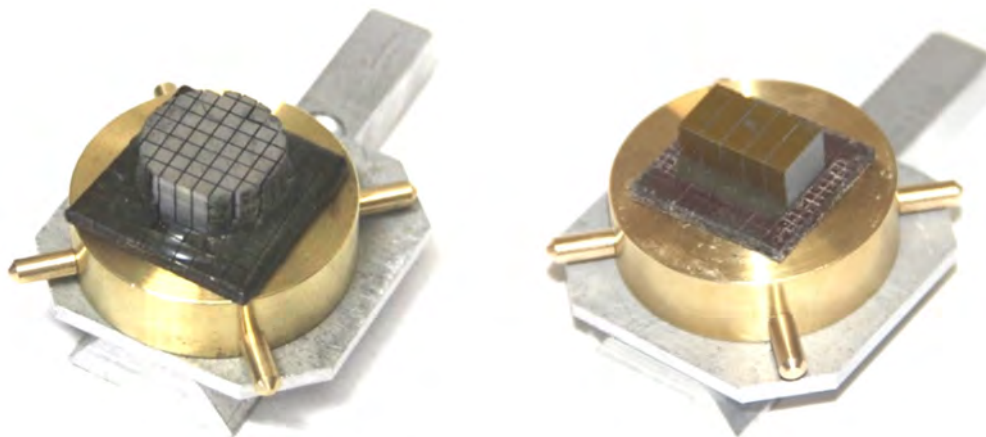


Рис. 5. Зовнішній вигляд результату розрізання термоелектричного матеріалу настільним верстатом «АЛТЕК-13009».

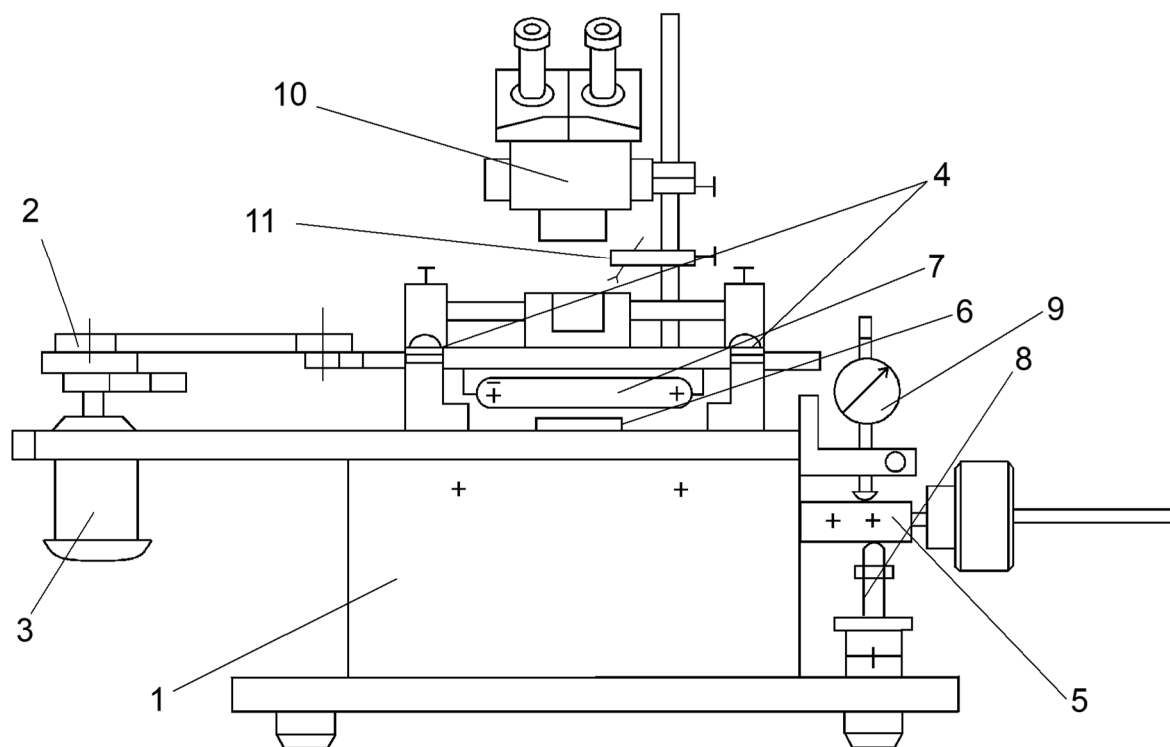


Рис. 6. Схема малогабаритного настільного верстату для різання термоелектричного матеріалу:

- 1 – станина; 2 – блок приводу; 3 – електродвигун; 4 – вузол кріплення каретки;
5 – механізм підйому-опускання столу; 6 – розрізуваний матеріал; 7 – ріжучий інструмент;
8 – система регулювання та контролю глибини різу; 9 – індикатор; 10 – мікроскоп;
11 – подача охолоджувальної рідини.

Робочим інструментом верстату є рамка з паралельно розташованими на ній дротинами. Напрямними, встановленими на рамці, задається потрібна віддаль між дротинами і, відповідно, розміри зразків. Верстат дозволяє виконувати розрізання в умовах малих деформуючих впливів. Цим досягаються незначні порушення приповерхневих шарів матеріалу.

Кріплення рамки на рухомій каретці здійснюється двома притискними гайками. Цими ж гайками ріжучі струни виставляються паралельно до напрямку руху інструменту. Підшипникове ковзання напрямних каретки забезпечує точність та легкість їх зворотно-поступального руху.

Верстат складається з каретки з ріжучим інструментом 7, зворотно-поступальний рух якої здійснюється блоком приводу 2 від електродвигуна 3; вузлів кріплення каретки 4; механізму підйому-опускання столу 5 з противагою регулювання тиску на кромку ріжучого інструменту; системи регулювання глибини різу 8, індикатора 9 для контролю глибини розрізання; пристосування для подачі охолоджувальної рідини 11. Початок та кінець процесу розрізання контролюється індикатором 9. Зовнішній вигляд малогабаритного настільного верстату «АЛТЕК-13009» наведено на рис. 7.

Похибка при розрізанні термоелектричного матеріалу вільним абразивом складає ± 0.01 мм за глибини порушення приповерхневого шару 5 – 15 мкм; при використанні ріжучого інструменту з нанесеним алмазним абразивом – ± 0.02 мм за глибини порушення приповерхневого шару 10 – 25 мкм.

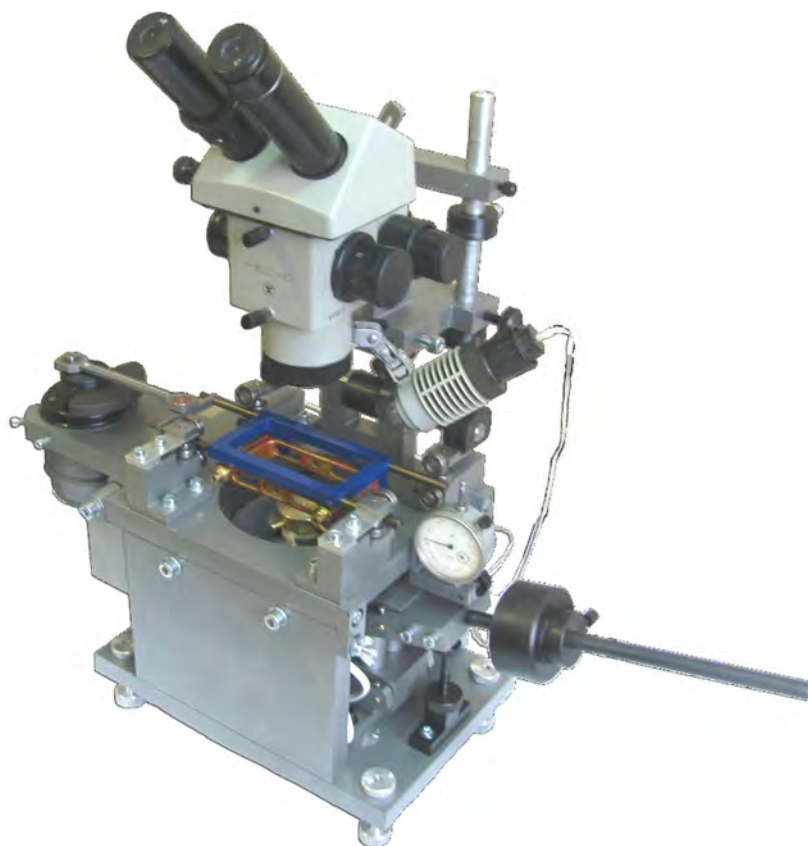


Рис. 7. Зовнішній вигляд малогабаритного настільного верстату «АЛТЕК-13009».

Для створення круглих зразків спочатку на верстаті «АЛТЕК-13009» створюється заготовка у вигляді багатогранника (рис. 8), яка вручну доводиться до циліндру на оснащенні для шліфування, зображеній на рис. 9.

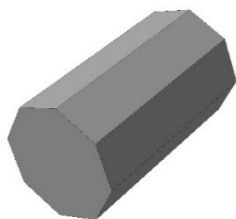


Рис. 8. Заготовка з термоелектричного матеріалу у вигляді багатогранника.

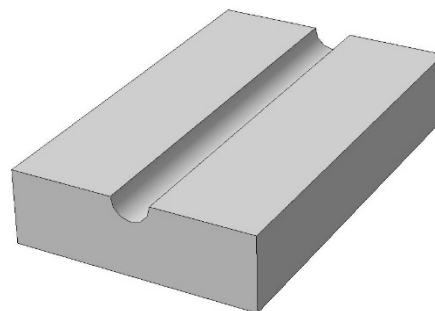


Рис. 9. Оснащення для шліфування бічної поверхні багатогранної заготовки.

Точність геометричних розмірів зразка контролюється інструментальним мікроскопом 10 з роздільною здатністю 0.001 мм.

3. Створення контактних структур на торцевих поверхнях досліджуваних зразків

Перед нанесенням металевих покриттів поверхні торців зразка слід звільнити від порушених деформованих шарів, які утворюються при розрізанні матеріалу. В залежності від методів розрізання глибина порушених шарів різна. Приклад впливу способу розрізання на глибину порушеного шару наведено в таблиці 1.

Порушені шари істотно впливають на величину контактних електричних та теплових опорів і, отже, на відтворюваність та похибку вимірювань. Тому, перед нанесенням металевих покриттів, порушені шари слід видалити механічною обробкою з наступним хімічним або електрохімічним травленням.

Таблиця 1

*Вплив способу різання на глибину деформованих шарів
термоелектричного матеріалу на основі Bi_2Te_3*

№ п/п	Спосіб різання	Глибина деформованих шарів h , мкм	
		n -тип	p -тип
1.	Електроерозійний	2 – 5	5 – 10
2.	Струна з вільним абразивом	15 – 20	20 – 30
3.	Алмазний диск	40 – 50	50 – 80

Зовнішній вигляд установки для створення контактних структур на вимірюваних зразках наведено на рис. 10.

Установка містить: три посудини з електролітами – для нанесення нікелевого та мідного покриттів, а також попереднього травлення поверхні зразка; джерело постійного струму; вимірювальні прилади для контролю величини струму при травленні та нанесенні покриттів.



Рис. 10. Зовнішній вигляд установки для створення контактних структур на вимірюваних зразках термоелектричних матеріалів.

Процес створення контактної структури включає наступні етапи:

- механічну обробку поверхні торців зразка шляхом шліфування порошком з фракцією до 20 мкм;
- вміщення зразка в оснащення, яке захищає бічну поверхню зразка і створює електричний вивід від бічної поверхні зразка до джерела струму;
- електрохімічне травлення торців зразка;
- ультразвукове очищення поверхні торців зразка;
- нанесення нікелевого шару товщиною близько 10 мкм;
- нанесення мідного шару товщиною не менше від 100 мкм;
- нанесення нікелевого шару товщиною близько 10 мкм.

Склад електролітів підбирається індивідуально для кожного термоелектричного матеріалу. Наприклад, для термоелектричних матеріалів на основі Bi_2Te_3 для електрохімічного травлення може бути використаний водний розчин гідроксиду калію (KOH – 150 г/л) і цитрату натрію ($NaC_3H_4(CO_2H)_3$ – 100 г/л); температура розчину 18 – 25 °С, густина струму $D_k = 20$ А/дм², аноди виготовлені з нержавіючої сталі. Для нанесення шарів нікелю використовують електроліт складу: нікель (II) сульфат семиводний ($NiSO_4 \cdot 7H_2O$) – 150 г/л; калій хлорид (KCl) – 14 г/л; натрій сульфат десятиводний ($Na_2SO_4 \cdot 10H_2O$) – 70 г/л; магній сульфат семиводний ($MgSO_4 \cdot 10H_2O$) – 15 г/л; борна кислота (H_3BO_3) – 25 г/л. Катодна густина струму = $D_k = 0.5 - 1.5$ А/дм², температура електроліту = 18 – 25 °С; pH 4.5 – 5.5, швидкість осадження електроліту ~ 10 мкм/год. Як аноди використовуються нікелеві пластини, співвідношення площі анода до площі катода становить ~ 2:1. Нікелювання проводиться при безперервній фільтрації та інтенсивному перемішуванні електроліту. Мідне покриття наноситься з електроліту складу: сульфат міді (II) п'ятиводний ($CuSO_4 \cdot 5H_2O$) – 200 г/л; сульфатна кислота (H_2SO_4) – 50 г/л. Температура електроліту = 18 – 25 °С катодна струму $D_k = 1 - 2$ А/дм², швидкість осадження електроліту ~ 10 – 15 мкм/год, аноди з чистої електролітичної міді.

Орієнтовний загальний час нанесення контактної структури Ni (~ 10 мкм) – Cu (~ 100 мкм) – Ni (~ 10 мкм) складає близько 8 – 10 годин.

Підготовлений таким чином зразок термоелектричного матеріалу розміщується у вимірювальній комірці установки «АЛТЕК-10001» (рис. 11).

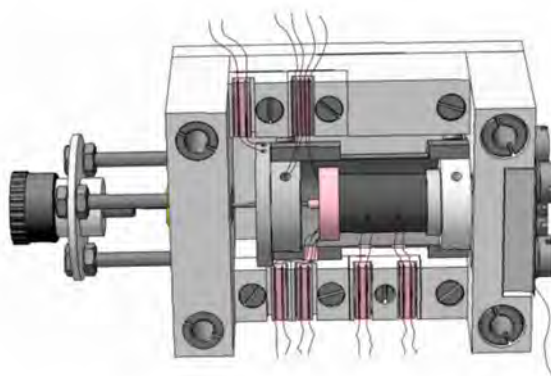


Рис. 11. Розміщення досліджуваного зразка термоелектричного матеріалу у вимірювальній комірці установки «АЛТЕК-10001».

Наведене спеціальне обладнання для підготовки зразків дозволяє забезпечити умови вимірювань, що необхідні для реалізації можливостей комплексного абсолютного методу, та є невід'ємною частиною загальної стратегії вимірювань.

Висновки

1. Наведено вимоги до підготовки досліджуваних зразків термоелектричних матеріалів до вимірювань їх властивостей комплексним абсолютним методом.
2. Оптимальними для забезпечення мінімальних похибок вимірювань та часу встановлення стаціонарних умов є зразки циліндричної форми з діаметром 6 – 8 мм, довжиною принаймні в 2 рази більшою за діаметр зразка та відстанню між зондами рівною ~ $\frac{1}{3}$ довжини зразка. Наведено опис малогабаритного настільного станка для розрізування термоелектричного матеріалу, що дозволяє виготовляти зразки необхідної геометрії.
3. Для досягнення одновимірного розподілу електричного струму та теплового потоку у зразку

необхідна металізація торців зразка. Оптимальна контактна структура, що створюється на торцях зразка, складається з антидифузійних шарів нікелю товщиною ~ 10 мкм та шару міді товщиною ~ 100 мкм. Наведено опис установки для гальванічного нанесення необхідних контактних структур та методики її використання.

Література

1. Tritt T. (2000). *Recent trends in thermoelectric materials research, Part Two (Semiconductors and Semimetals, Volume 70)*. Academic Press, 2000. ISBN-13: 978-0127521794.
2. Rowe D.M. (2006). *Thermoelectrics Handbook: Macro to Nano (1st ed.)*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781420038903>.
3. Anatychuk L.I. and Vikhor L.N. (2012). *Thermoelectricity Vol. 4. Functionally Graded Thermoelectric Materials*. Institute of Thermoelectricity, Chernivtsi, Ukraine. ISBN 978-966-399-411-6.
4. Baitinger M., Hong Duong Nguyen, Candolfi C., Antonyshyn I., Meier-Kirchner K., Veremchuk I., Razinkov V., Havryluk M., Cardoso-Gil R., Burkhardt U., Bohme B., Anatychuk L., Grin Y. (2021). Thermoelectric characterization of the clathrate-I solid solution $\text{Ba}_{8-\delta}\text{Au}_x\text{Ge}_{46-x}$. *Applied Physics Letters*, 119, Article № 063902, 1 – 6.
5. Anatychuk L.I., Kuz R.V. (2012). Materials for vehicular thermoelectric generators. *J. Electronic Materials*, 41 (6), 1778 – 1784.
6. Anatychuk L.I., Cherkez R.G. (2012). Energy potential of permeable segmented thermoelements in cooling mode. *J. Electronic Materials*, 41 (6), 1115 – 1119.
7. Anatychuk L.I., Vikhor L.N., Strutynska L.T., Termena I.S. (2011). Segmented generator modules using Bi_2Te_3 -based materials. *J. Electronic Materials*, 40 (5), 957 – 961.
8. Vikhor L.N., Anatychuk L.I. (2009). Generator modules of segmented thermoelements. *Energy Conversion and Management*, 50 (9), 2366 – 2372.
9. Anatychuk L.I., Hwang Jenn-Dong, Lysko V.V., Prybyla A.V. (2013). Thermoelectric heat recuperators for cement kilns. *J. Thermoelectricity*, 5, 36 – 42.
10. Mikhailovsky V.Ya., Kuz R.V., Lysko V.V., Maksimuk M.V., Mochernyuk R.M. (2014). Thermoelectric generator modules on $n\text{-InSe}$ and $p\text{-PbTe}$ -based materials for the level of operating temperatures 30 – 500 °C. *J. Thermoelectricity*, 5, 37 – 48.
11. Mykhailovsky V.Ya., Lysko V.V., Antoniuk V.V., Maksymuk M.V. (2017). Research on thermoelements based on $n\text{-PbTe}$ and $p\text{-TAGS}$ materials for thermoelectric generator cascade module. *J. Thermoelectricity*, 3, 37 – 44.
12. Anatychuk L.I., Lysko V.V., Kravtsov S.O. (2019). Design of thermoelectric generator for transport high-power starting preheater. *J. Thermoelectricity*, 5, 17 – 36.
13. Anatychuk L.I., Lysko V.V. (2021). Computer design of a thermoelectric generator for heat and electricity supply to heavy-duty vehicles. *J. Thermoelectricity*, 2, 79 – 88.
14. Anatychuk L.I., Lysko V.V. (2020). *Thermoelectricity: Vol. 5. Metrology of Thermoelectric Materials*. – Chernivtsi: Bukrek. ISBN 978-617-7770-40-3.
15. Anatychuk L.I., Lysko V.V. (2014). On improvement of the accuracy and speed in the process of measuring characteristics of thermoelectric materials. *J. Electronic Materials*, 43 (10), 3863 – 3869. <https://doi.org/10.1007/s11664-014-3300-5>.
16. 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>.

17. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2012). Investigation of the effect of radiation on the precision of thermal conductivity measurement by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 1, 65 – 73.
18. Lysko V.V. (2017). On the errors in measurement of electrical conductivity of thermoelectric material samples by two-probe method. *J. Thermoelectricity*, 6, 73 – 83.
19. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2014). Methods for assuring high quality electric and thermal contacts when measuring parameters of thermoelectric materials. *J. Thermoelectricity*, 4, 83 – 90.
20. Anatyshuk L.I., Havrylyuk M.V., Lysko V.V., Senyuk Yu.I. (2013). Measurement of thermoelectric properties of materials at high temperatures. *J. Thermoelectricity*, 6, 66 – 71.
21. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2014). Increasing the rapidity of thermal conductivity measurement by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 5, 86 – 92.
22. Lysko V.V. (2016). The temperature dependences of errors in measuring thermal conductivity by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 2, 66 – 73.
23. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2017). Method for compensation of the influence of the Peltier effect when measuring the electrical conductivity by two-probe method. *J. Thermoelectricity*, 4, 92 – 100.
24. 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.
25. 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.
26. Anatyshuk L.I., Havrylyuk N.V., Lysko V.V. (2012). Methods and equipment for quality control of thermoelectric materials. *J. Electronic Materials*, 41 (6), 1680 – 1685. <https://doi.org/10.1007/s11664-012-1973-1>.
27. Lysko V.V. (2016). Analysis of errors in determining the thermoelectric properties of materials by the Harman method. *J. Thermoelectricity*, 3, 75 – 86.

Надійшла до редакції: 23.08.2022.

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

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

Zaparov S.F. ¹,

Krechun M.M. ^{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

**METHODS AND EQUIPMENT FOR THE PREPARATION
OF THERMOELECTRIC MATERIAL SAMPLES FOR MEASURING
THEIR PROPERTIES BY THE ABSOLUTE METHOD**

The importance of high-quality preparation of the studied samples of thermoelectric materials for measuring their properties using a complex absolute method is shown. The requirements for the samples under study are given, as well as a description of the methods and equipment for producing samples that meet these requirements. Bibl. 27, Figs. 11.

Key words: measurement, electric conductivity, Seebeck coefficient, thermal conductivity, figure of merit, absolute method.

References

1. Tritt T. (2000). *Recent trends in thermoelectric materials research, Part Two (Semiconductors and Semimetals, Volume 70)*. Academic Press, 2000. ISBN-13: 978-0127521794.
2. Rowe D.M. (2006). *Thermoelectrics Handbook: Macro to Nano (1st ed.)*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781420038903>.
3. Anatyshuk L.I. and Vikhor L.N. (2012). *Thermoelectricity Vol. 4. Functionally Graded Thermoelectric Materials*. Institute of Thermoelectricity, Chernivtsi, Ukraine. ISBN 978-966-399-411-6.
4. Baitinger M., Hong Duong Nguyen, Candolfi C., Antonyshyn I., Meier-Kirchner K., Veremchuk I., Razinkov V., Havryluk M., Cardoso-Gil R., Burkhardt U., Bohme B., Anatyshuk L., Grin Y. (2021). Thermoelectric characterization of the clathrate-I solid solution $\text{Ba}_{8-\delta}\text{Au}_x\text{Ge}_{46-x}$. *Applied Physics Letters*, 119, Article № 063902, 1 – 6.
5. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2012). Materials for vehicular thermoelectric generators. *J. Electronic Materials*, 41 (6), 1778 – 1784.
6. Anatyshuk L.I., Cherkez R.G. (2012). Energy potential of permeable segmented thermoelements in cooling mode. *J. Electronic Materials*, 41 (6), 1115 – 1119.
7. Anatyshuk L.I., Vikhor L.N., Strutynska L.T., Termena I.S. (2011). Segmented generator modules using Bi_2Te_3 -based materials. *J. Electronic Materials*, 40 (5), 957 – 961.
8. Vikhor L.N., Anatyshuk L.I. (2009). Generator modules of segmented thermoelements. *Energy Conversion and Management*, 50 (9), 2366 – 2372.
9. Anatyshuk L.I., Hwang Jenn-Dong, Lysko V.V., Prybyla A.V. (2013). Thermoelectric heat recuperators for cement kilns. *J. Thermoelectricity*, 5, 36 – 42.
10. Mikhailovsky V.Ya., Kuz R.V., Lysko V.V., Maksimuk M.V., Mochernyuk R.M. (2014). Thermoelectric generator modules on $n\text{-InSe}$ and $p\text{-PbTe}$ -based materials for the level of operating temperatures 30 – 500 °C. *J. Thermoelectricity*, 5, 37 – 48.
11. Mykhailovsky V.Ya., Lysko V.V., Antoniuk V.V., Maksymuk M.V. (2017). Research on thermoelements based on $n\text{-PbTe}$ and $p\text{-TAGS}$ materials for thermoelectric generator cascade module. *J. Thermoelectricity*, 3, 37 – 44.
12. Anatyshuk L.I., Lysko V.V., Kravtsov S.O. (2019). Design of thermoelectric generator for transport high-power starting preheater. *J. Thermoelectricity*, 5, 17 – 36.
13. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2021). Computer design of a thermoelectric generator for heat and electricity supply to heavy-duty vehicles. *J. Thermoelectricity*, 2, 79 – 88.
14. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2020). *Thermoelectricity: Vol. 5. Metrology of Thermoelectric Materials*. – Chernivtsi: Bukrek. ISBN 978-617-7770-40-3.
15. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2014). On improvement of the accuracy and speed in the process of measuring characteristics of thermoelectric materials. *J. Electronic Materials*, 43 (10), 3863 – 3869. <https://doi.org/10.1007/s11664-014-3300-5>.
16. 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>.
17. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2012). Investigation of the effect of radiation on the precision of thermal conductivity measurement by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 1, 65 – 73.
 18. Lysko V.V. (2017). On the errors in measurement of electrical conductivity of thermoelectric material samples by two-probe method. *J. Thermoelectricity*, 6, 73 – 83.
 19. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2014). Methods for assuring high quality electric and thermal contacts when measuring parameters of thermoelectric materials. *J. Thermoelectricity*, 4, 83 – 90.
 20. Anatyshuk L.I., Havrylyuk M.V., Lysko V.V., Senyuk Yu.I. (2013). Measurement of thermoelectric properties of materials at high temperatures. *J. Thermoelectricity*, 6, 66 – 71.
 21. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2014). Increasing the rapidity of thermal conductivity measurement by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 5, 86 – 92.
 22. Lysko V.V. (2016). The temperature dependences of errors in measuring thermal conductivity by the absolute method. *J. Thermoelectricity*, 2, 66 – 73.
 23. Anatyshuk L.I., Lysko V.V. (2017). Method for compensation of the influence of the Peltier effect when measuring the electrical conductivity by two-probe method. *J. Thermoelectricity*, 4, 92 – 100.
 24. 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.
 25. 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.
 26. Anatyshuk L.I., Havrylyuk N.V., Lysko V.V. (2012). Methods and equipment for quality control of thermoelectric materials. *J. Electronic Materials*, 41 (6), 1680 – 1685. <https://doi.org/10.1007/s11664-012-1973-1>.
 27. Lysko V.V. (2016). Analysis of errors in determining the thermoelectric properties of materials by the Harman method. *J. Thermoelectricity*, 3, 75 – 86.

Submitted: 23.08.2022.

УДК

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

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

Прибила А.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: anatyach@gmail.com

РАЦІОНАЛЬНІ ОБЛАСТІ ВИКОРИСТАННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ РЕКУПЕРАТОРІВ ТЕПЛА

Приведено аналіз літератури, присвяченої методам рекуперації відпрацьованого тепла від різних енергоємних. Представлено порівняльний аналіз існуючих методів рекуперації низькотемпературних відходів тепла – традиційного та органічного циклів Ренкіна, циклу Каліни та ін. Наведено характеристики існуючих термоелектричних рекуператорів тепла, а також аналіз можливостей їх подальшого розвитку та найбільш раціональні області їх застосування.

Ключові слова: рекуператор, відпрацьоване тепло, ККД, потужність, питома вартість.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Більшість типів обладнання для технологічних процесів в промисловості, теплові машини (турбіни, двигуни внутрішнього згоряння та ін.) під час своєї роботи розсіюють величезну кількість теплових відходів. При цьому більше половини цього тепла не тільки ніяк не використовується, а й призводить до негативних наслідків для навколишнього середовища – до його термального забруднення [1 – 4].

В табл. 1 наведено основні джерела теплових відходів та характерні їх температури. Відходи тепла за температурним діапазоном умовно поділяють на три групи [5]:

- високотемпературні ($> 650\text{ }^{\circ}\text{C}$);
- середньотемпературні ($230 - 650\text{ }^{\circ}\text{C}$);
- низькотемпературні ($< 230\text{ }^{\circ}\text{C}$).

При цьому, як видно з діаграми, наведеної на рис. 1, більшість теплових відходів (понад 66 %) припадає на низькотемпературний діапазон [6]. Ще 23 % відходів тепла має температуру до $300\text{ }^{\circ}\text{C}$. Такий діапазон температур є сприятливим для рекуперації тепла за допомогою термоелектричного перетворення теплової енергії в електричну.

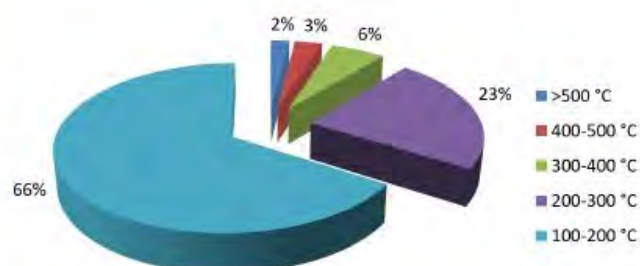


Рис. 1. Розподіл джерел відходів тепла за температурним діапазоном [6].

В той же час, при таких температурах працюються і інші методи рекуперації теплових відходів, включаючи генерацію електричної енергії через механічну роботу.

Тому *метою роботи* є аналіз можливостей практичного використання термоелектрики для рекуперації теплових відходів та визначення найбільш раціональних для цього областей, де термоелектричне перетворення енергії має конкурентну перевагу перед іншими методами.

Таблиця 1

Основні джерела теплових відходів та їх температурний діапазон [5]

Джерела теплових відходів		Діапазон температур, °C
Високотемпературні відходи тепла (> 650 °C)	Нікелеперероблювальна піч	1.370 – 1.650
	Сталева електродугова піч	1.370 – 1.650
	Основна киснева піч	1.200
	Алюмінієва ревербераційна піч	1.100 – 1.200
	Піч для рафінування міді	760 – 820
	Сталева опалювальна піч	930 – 1.040
	Мідна ревербераційна піч	900 – 1.090
	Водневі установки	650 – 980
	Вмітєспалювачі	650 – 1.430
	Піч для плавлення скла	1.300 – 1.540
	Коксова піч	650 – 1.000
	Залізний купол	820 – 980
Середньотемпературні відходи тепла (230 – 650 °C)	Вихлоп парового котла	230 – 480
	Вихлоп газової турбіни	370 – 540
	Вихлоп поршневого двигуна	320 – 590
	Печі для термообробки	430 – 650
	Сушіння та випікання	230 – 590
	Процеси цементної печі	450 – 620
Низькотемпературні відходи тепла (< 230 °C)	Вихлопні гази, що виходять з пристроїв відновлення в газових котлах, етиленових печах тощо	70 – 230
	Конденсат технологічної пари	50 – 90
	Охолоджуюча вода від:	
	пічні двері	30 – 50
	печі відпалу	70 – 230
	повітряні компресори	30 – 50
	двигуни внутрішнього згоряння	70 – 120
	кондиціонування повітря	30 – 40
	Печі для сушіння, випікання та затвердіння	90 – 230
	Гарячі оброблені рідини / тверді речовини	30 – 230

1. Традиційні методи рекуперації відходів тепла

1.1. Генерація електричної енергії через механічну роботу

Цикл Ренкіна [7, 8]. Найбільш часто використовувана система виробництва електроенергії з відпрацьованого тепла передбачає використання тепла для вироблення пари, яка потім приводить в дію парову турбину. Схема рекуперації відходів тепла з циклом Ренкіна показана на рис. 2.

Традиційний цикл Ренкіна є найбільш ефективним варіантом для утилізації відхідного тепла з потоків відпрацьованих газів при температурі понад 340 – 370 °С.

При низьких температурах відпрацьованого тепла парові цикли стають менш економічними, оскільки пар низького тиску потребуватиме більш об'ємного обладнання. Більш того, низька температура відпрацьованого тепла не може забезпечити достатню енергію для перегріву пари, що є вимогою для запобігання конденсації пари та ерозії лопаток турбіни. Таким чином, низькотемпературне тепло краще підходить для органічного циклу Ренкіна або циклу Калини, які використовують рідини з більш низькими температурами кипіння порівняно з водою.

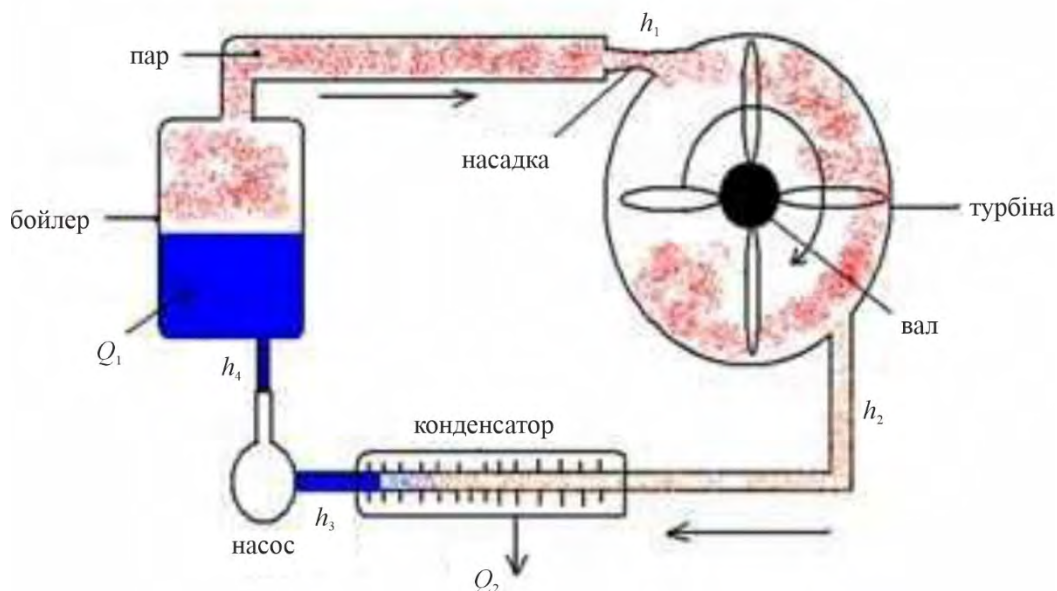


Рис. 2. Рекуперація відходів тепла за циклом Ренкіна.

Органічний цикл Ренкіна (Organic Rankine Cycle – ORC) [7, 9 – 11] працює подібно до парового циклу Ренкіна, але використовує органічну робочу рідину замість пари. Варіанти включають кремнієву олію, пропан, галоалкани (наприклад, "фреони"), ізопентан, ізобутан і толуол, які мають більш низьку температуру кипіння і більш високий тиск пари, ніж вода. Це дозволяє циклу Ренкіна працювати зі значно нижчими температурами відпрацьованого тепла – іноді до низьких температур 65 °С. Найбільш відповідний діапазон температур для ORC буде залежати від використовуваної рідини, оскільки термодинамічні властивості рідин впливатимуть на ефективність циклу при різних температурах.

У порівнянні з водяною парою, рідини, що використовуються в ORC, мають більш високу молекулярну масу, дозволяючи компактні конструкції, більш високий масовий потік, і більш високу ефективність турбіни (до 80 – 85 %). Однак, оскільки цикл працює при більш низьких температурах, загальний ККД становить лише близько 10 – 20 %, в залежності від температури конденсатора і випарника. Хоча ця ефективність набагато нижча, ніж у високотемпературної

парової електростанції (30 – 40 %), важливо пам'ятати, що цикли низьких температур є менш ефективними, ніж високі температурні цикли. Межі ефективності можуть бути виражені за ефективністю Карно – максимально можлива ефективність теплового двигуна, що працює між двома температурами. Двигун Карно, що працює з джерелом тепла при 150 °С і виділяє його при температурі 25 °С, ефективний лише на 30 %. У цьому світлі ефективність 10 – 20 % є істотним відсотком теоретичної ефективності, особливо в порівнянні з іншими варіантами для низької температури, такими як використання п'єзоелектриків, які є ефективними лише на 1 %.

Цикл Каліни [7, 11] є варіацією циклу Ренкіна, що використовує суміш аміаку і води в якості робочої рідини. Ключовою відмінністю між циклами одинарної рідини і циклами, які використовують подвійні рідини, є профіль температури під час кипіння і конденсації. Для циклів одної рідини (наприклад, парового або органічного циклів Ренкіна) температура залишається постійною під час кипіння. Оскільки тепло передається в робоче середовище (наприклад, воду), температура води повільно зростає до температури кипіння, при якій температура залишається постійною, поки вся вода не випарується. Навпаки, бінарна суміш води і аміаку (кожна з яких має іншу точку кипіння) підвищить свою температуру під час випаровування. Це дозволяє краще підібрати термічну відповідність з джерелом відпрацьованого тепла і охолоджуючим середовищем в конденсаторі. Отже, ці системи забезпечують значно більшу енергоефективність.

Цикл був винайдений у 1980-х роках, і перша електростанція, заснована на циклі Каліни, була побудована в Sanoga Park, штат Каліфорнія в 1991 році.

Таблиця 2

*Методи перетворення відходів тепла в електричну енергію
через механічну роботу [7 – 11]*

№ з/п	Метод	ККД	Робочі температури	Вартість електроенергії	Термін служби
1.	Цикл Ренкіна	20 – 30 %	> 350 °С	0.8 – 1.8 \$ / Вт	15 – 20 років
2.	Цикл Каліни	~ 15 %	100 – 540 °С	1.2 – 1.8 \$ / Вт	20 – 30 років
3.	Органічний цикл Ренкіна	~ 8 – 15 %	100 – 590 °С	1.4 – 2.2 \$/Вт	20 – 30 років

Порівняння основних параметрів механічних методів перетворення енергії відпрацьованого тепла в електричну енергію, наведено у табл. 2. Як видно з таблиці, для успішної конкуренції у низькотемпературній області термоелектричним рекуператорам енергії потрібно досягнути вартості не вище 1 \$ / Вт.

1.2. Пряме перетворення теплової енергії в електричну

Для рекуперації низькотемпературних відходів тепла найбільш сприятливим серед методів прямого перетворення теплової енергії в електричну є термоелектричний [12 – 16].

Крім термоелектричного перетворення енергії, розробляються і інші технології, які дозволяють виробляти електроенергію безпосередньо з тепла. До них належать такі методи як термоакустичний, піроелектричний, термомагнітний, термоеластичний, п'єзоелектричний та ін.

[6, 7, 17 – 22]. У літературі немає інформації про випробування таких систем в промислових приладах для утилізації тепла, хоча деякі з них пройшли певні випробування прототипів у таких програмах, як рекуперація тепла в автомобільній техніці.

2. Існуючі термоелектричні рекуператори відходів тепла

На основі аналізу літературних даних можна виділити найбільш поширені на даний час напрями використання термоелектричних рекуператорів тепла: промислові установки, двигуни внутрішнього згоряння, теплові електростанції, бойлери, газові турбіни, побутове тепло.

2.1. Термоелектричні рекуператори тепла промислових установок

Слід відмітити, що рекуперація тепла від стаціонарно працюючих промислових установок (особливо при температурах нижче 600 K) представляє великий інтерес для термоелектрики, так як дозволяє в повній мірі реалізувати її переваги. Оцінки показують, що тільки в США від тисяч індустриальних процесів щорічно пропадає впусту біля 3300 ТДж енергії [38, 53], частину якої за допомогою прямого термоелектричного перетворення енергії можна повернути в активний баланс. Крім того, термоелектричні рекуператори можуть використовуватися не тільки для підвищення загальної ефективності перетворення енергії, але і для забезпечення резервного живлення найбільш відповідальних вузлів промислових установок, що дозволяє значно збільшити їх надійність [110].

На сьогоднішній день активно досліджується рекуперація відпрацьованого тепла [43 – 51] від таких енергоємних промислових об'єктів, як сталеварні заводи [26, 36 – 41, 54, 55], цементні печі [24, 27 – 35, 38 – 40, 52, 54], стекловарні печі [38 – 40, 52], печі для овідпалу вапна [38, 39, 52], печі для виготовлення етилену [38, 39], сміттєперероблювальні заводи [104, 105], печі для виплавки алюмінію і других металів [38, 39, 52] та ін.

Так вченими компаній KELK Ltd. і JFE Steel Corporation (Японія) [36, 37] спільно був створений і випробуваний термоелектричний рекуператор, що використовує відходи тепла від сталеварної печі (рис. 3). Його потужність складає біля 9 кВт при ККД на рівні 8 %.

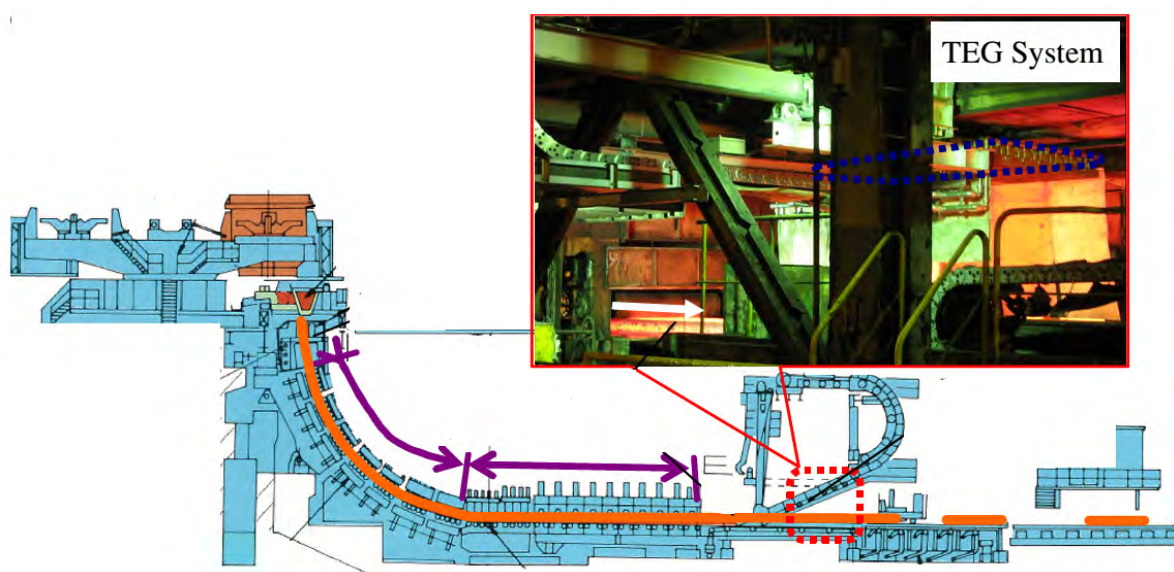


Рис. 3. Термоелектричний генератор, що встановлено на лінії виготовлення сталі компанії JFE (Японія) [36].

Термоелектричний рекуператор, що використовує відходи тепла від печі для виготовлення цементу, був встановлений на цементній печі заводу Awazu компанії Komatsu (Японія) (рис. 4). Потужність такого рекуператора становить біля 10 кВт.

Рекуператор відпрацьованого тепла цементних печей [35] розроблений також вченими Інститута досліджень промислових технологій (Тайвань) і Інституту термоелектрики (України). Особливістю такого генератора є його розміщення на деякій віддалі від цементної печі, яка обертається, при цьому він не впливає на технологічні процеси всередині печі.

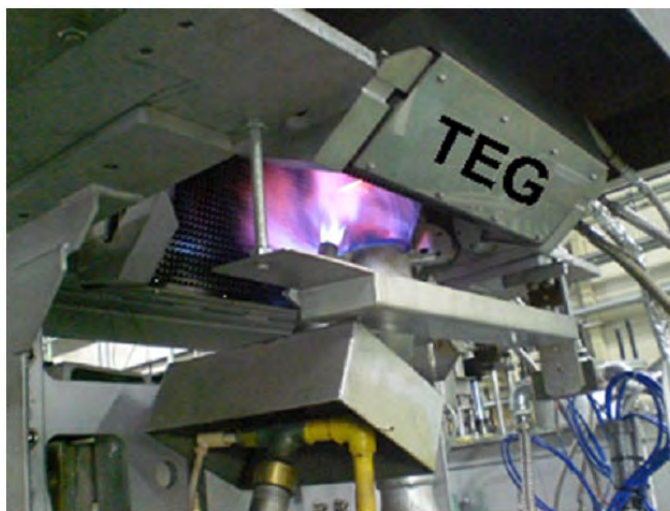


Рис. 4. Установка термоелектричного генератора на цементній печі заводу Awazu компанії Komatsu (Японія) [31].

Проект по утилізації відходів тепла від сміттєпереробних заводів за допомогою термоелектрики був реалізований спільними зусиллями компанії Fudzitaka (Японія) і Інституту термоелектрики (Україна) [104, 105]. Потужність одного блока такого рекуператора, встановленого на заводі компанії Tokyo Gas, склала ~1 кВт.

Інтерес до використання відходів тепла від різних технологічних процесів в промисловості проявляє Департамент енергетики США. За його підтримки був створений цкл робіт, присвячений рекуперації відпрацьованого тепла [38, 39, 52] від сталеварних заводів, цементних печей, скловарних печей, печей для відпалу вапна, печей для виготовлення етилену, печей для виплавки алюмінію та інших металів [38, 39, 52]. В цих роботах приводяться економічні та технічні оцінки можливості створення такого обладнання. Проте до реальних використань справа не дійшла.

Досить цікавими виглядають роботи, присвячені використанню відходів тепла від промисловості комбінованим методом, який поєднує термоелектричне перетворення енергії і органічний цикл Ренкіна [50, 51]. Це дозволяє підвищити ККД перетворення до 13 %.

2.2. Термоелектричні рекуператори тепла від двигунів внутрішнього згорання

Останнім часом темі рекуперації тепла від двигунів внутрішнього згорання присвячена велика кількість публікацій [28, 29, 52, 56 – 103]. Це роботи, пов'язані із рекуперацією відпрацьованого тепла переважно від двигунів легкових автомобілів (рис. 5).

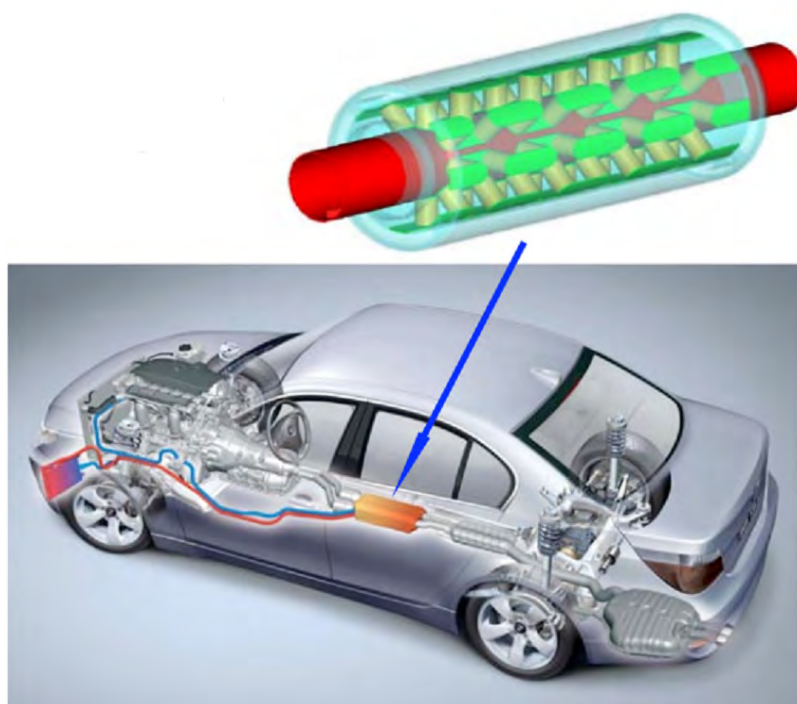


Рис. 5. Термоелектричний рекуператор для легкових автомобілів [52].

В дослідженнях японських вчених [28, 29] розглянуто використання термоелектричного рекуператора, що використовує теплову енергію викидних газів мотоциклу Suzuki. Потужність, що генерується таким чином, складає 10 Вт при вазі 3 кг і не дає можливості говорити про перспективи його масового використання.

Компанією BMW [63, 64] проведено цикл досліджень і випробувань термоелектричного рекуператора енергії викидних газів легкового автомобіля. Досягнуто потужність 200 Вт при масі рекуператора 13 кг.

Достатньо низьку ефективність показав термоелектричний рекуператор, виготовлений компанією Nissan Motors [56, 61, 77]. Його ККД склав всього 0.1 % при генерованій потужності біля 36 Вт. Проте автори вважають, що підвищення ККД до 5 % при тих же умовах дозволить збільшити вихідну потужність до 950 Вт.

Компанією Hi-Z [56, 61, 82, 83] була представлена конструкція термоелектричного рекуператора тепла, що встановлений на автомобілі GM Sierra. Максимальна генерована таким пристроєм потужність склала 255 Вт при ККД на рівні 2 %.

Результати досліджень направлених на оптимізацію параметрів термоелектричного рекуператора теплової енергії від автомобільного двигуна представлені в [66]. Проектна потужність 600 Вт при ККД на рівні 4 – 5 % підтверджена серією експериментів.

Проте слід відмітити, що використання термоелектричних термоелектричних рекуператорів в легкових автомобілях має низьку надоліків [60, 70, 71]. Реальний вииграш в потужності є недостатньо вагомим. Це призводить до пошуку більш ефективних застосувань термоелектрики. В першу чергу, перспективним виглядає рекуперація тепла від дизельних двигунів великих кораблів (крім великої потужності, їх перевагою є можливість відводу тепла з холодної сторони термоелектричного перетворювача в оточуючу воду), а також великих вантажівок і спеціальної техніки [75, 80, 82, 93, 97].

Так компанією Hi-Z [61, 75, 80, 82] був представлений термоелектричний рекуператор енергії викидних газів від дизельного двигуна NTC-350 вантажного автомобіля. Після циклу

випробувань і допрацювань була досягнута потужність на рівні 1 кВт. ККД такого рекуператора склав всього 1.3 %.

Цікавими є також роботи, що присвячені використанню термоелектричних рекуператорів в гібридних автомобілях [71], де енергія, що генерується в режимі роботи двигуна внутрішнього згорання, використовується для підзарядки батарей автомобіля. В [100, 103] приводяться результати розрахунків комбінованого рекуператора, що використовує термоелектричне перетворення в поєднанні з органічним циклом Ренкіна.

2.3. Термоелектричні рекуператори для теплових електростанцій

Підвищення ефективності перетворення енергії на теплових електростанціях є виключно важливою задачею.



Рис. 6. Термоелектричний рекуператор, що встановлено на тепловій електростанції компанії Tokyo Electric Power Company [106].

В роботі [106] представлені результати досліджень термоелектричного рекуператора тепла, який використовує відпрацьовану теплову енергію від електростанцій компанії Tokyo Electric Power. Спільними зусиллями Komatsu Research Center і KELK [107] створений такий термоелектричний рекуператор і проведені його експериментальні дослідження (рис. 6).

Економічні і технічні оцінки можливості створення аналогічних рекуператорів були проведені також в [38, 39], проте практичної реалізації проекту не відбулося.

2.4. Термоелектричні рекуператори відходів тепла від бойлерів

Бойлери для отримання пару і гарячої води використовуються практично на любых великих підприємствах, в школах і лікарнях, великих офісних будівлях і для побутових потреб [109]. Джерелом тепла для таких бойлерів зазвичай є енергія згорання газу або іншого палива.

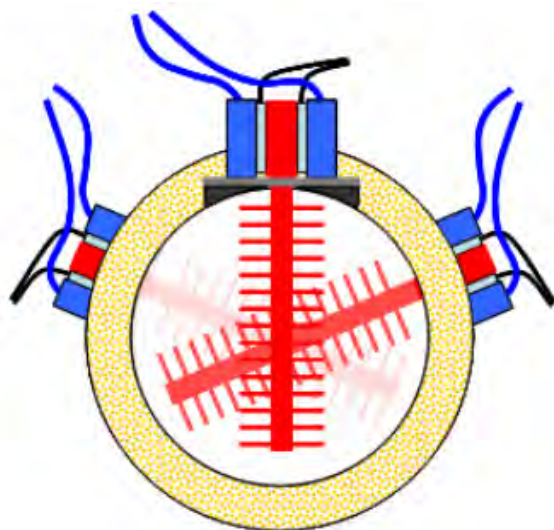


Рис. 7. Монтаж термоелектричного генератора в повітропроводі бойлера [38].

В [38, 39] проведені дослідження і розроблена конструкція термоелектричного рекуператора, який використовує відходи теплової енергії від промислових бойлерів (рис. 7). Реалізовано ККД такого перетворювача на рівні 2 %.

Вчені із Технологічного університету Брно (Чехія) розробили і провели випробування термоелектричного рекуператора для утилізації відходів тепла від бойлера, що використовує в якості палива біомасу. [108]. Потужність, що генерується таким пристроєм, становить 8.5 Вт, а загальна ефективність бойлера зростає до 76 %.

2.5. Термоелектричні рекуператори тепла від газових турбін

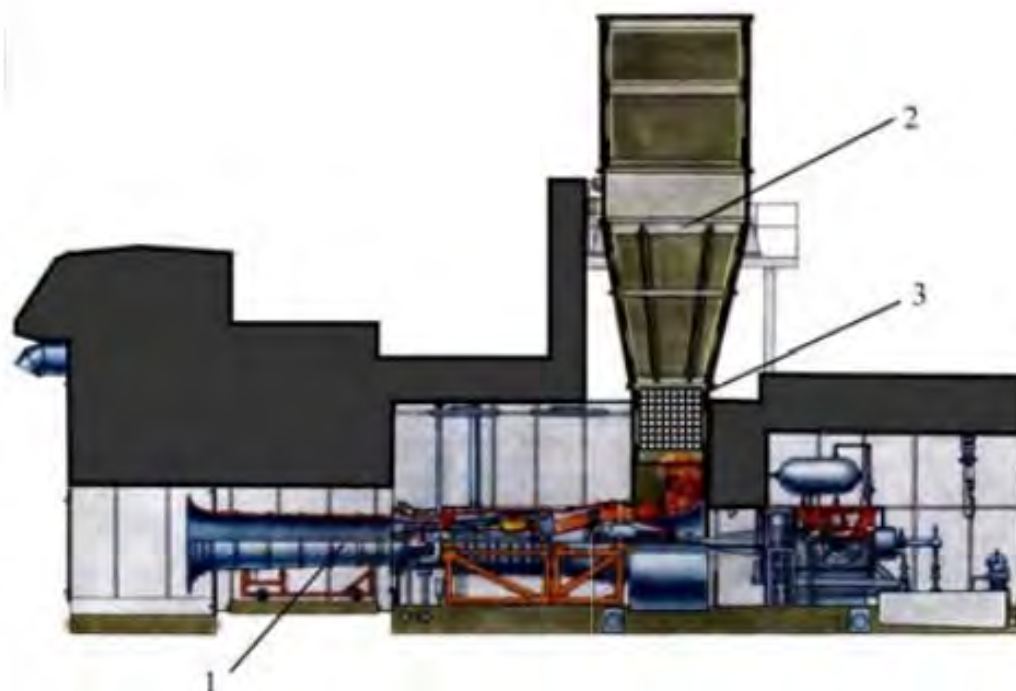


Рис. 8. Газоперекачуючий агрегат. 1 – газова турбіна, 2 – викидний пристрій, 3 – термоелектричний рекуператор тепла [110].

Темі утилізації відпрацьованого тепла від газових турбін присвячені роботи [23 – 25, 110]. В якості джерела теплової енергії використано викидні гази турбіни перекачувальних станцій на газових магістралях.

Конструкція такого рекуператора (рис. 8) забезпечує генерацію електричної потужності на рівні 7 кВт, що достатньо для живлення газоперекачувальних станцій при аварійних режимах роботи. Таким чином забезпечується резервне живлення станцій, що значно збільшує надійність її роботи.

2.6. Термоелектричні рекуператори побутових відходів тепла

Можливості термоелектричної рекуперації не обмежуються виключно великими промисловими джерелами теплової енергії. В останній час все активніше розвивається напрямок утилізації теплової енергії різноманітних побутових пристроїв для отримання електричної енергії, яка необхідна для живлення малопотужного обладнання (освітлення приміщення безпечною напругою 12 В; зарядка акумуляторів побутових пристроїв; забезпечення циркуляції повітря за рахунок використання вентиляторів; живлення РК-телевізорів і іншої радіоапаратури) [16].

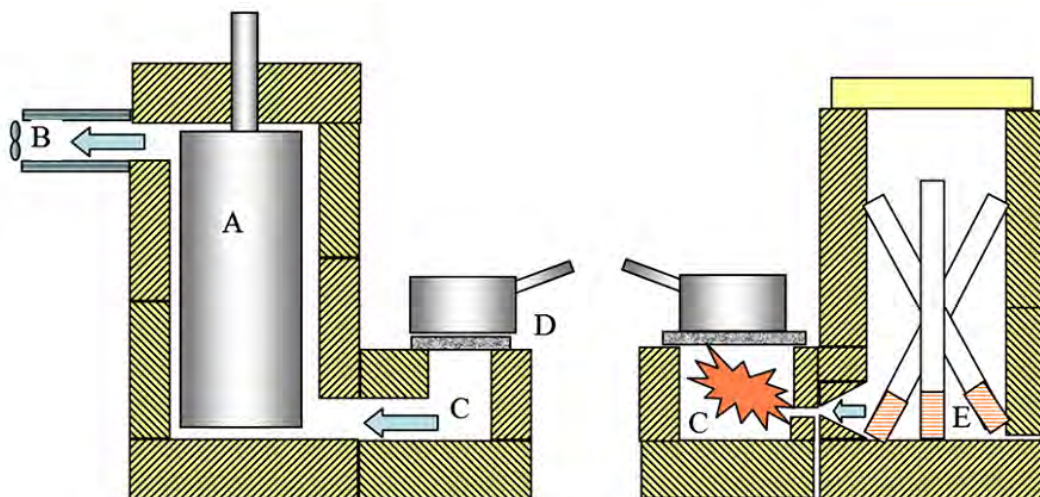


Рис. 9. Система рекуперації тепла від згорання біомаси в побутовій плиті (А – водяний бак, В – вихід газів і вентилятор, С – гарячі гази від згорання палива, D – кухонна плита, E – камера згорання) [112].

В роботах [111 – 115] приводяться результати розробки термоелектричного рекуператора тепла від згорання біомаси в побутовій кухонній плиті (рис. 9). Перепад температур на термоелектричних модулях створюється з однієї сторони полум'ям С, а з другої – водяним баком А. ККД таких генераторів складає близько 4 – 5 %, а питома вартість виробленої електроенергії – 2.7 – 5 \$ / Вт.

Аналогічні прилади, що дозволяють утилізувати побутові відходи тепла, розробляються багатьма організаціями, проте, на жаль, наразі рано говорити про їх масовий випуск і доступність такої продукції.

1.7. Інші використання термоелектричних рекуператорів тепла

Одним із застосувань термоелектрики для утилізації відпрацьованого тепла є рекуператор, що використовує відходи тепла від процесу сушки біомаси [116]. Схема такого рекуператора

приведена на рис. 11. Потужність, що ним генерується, використовується для живлення вентиляторів, які забезпечують циркуляцію горячого повітря в такій системі.

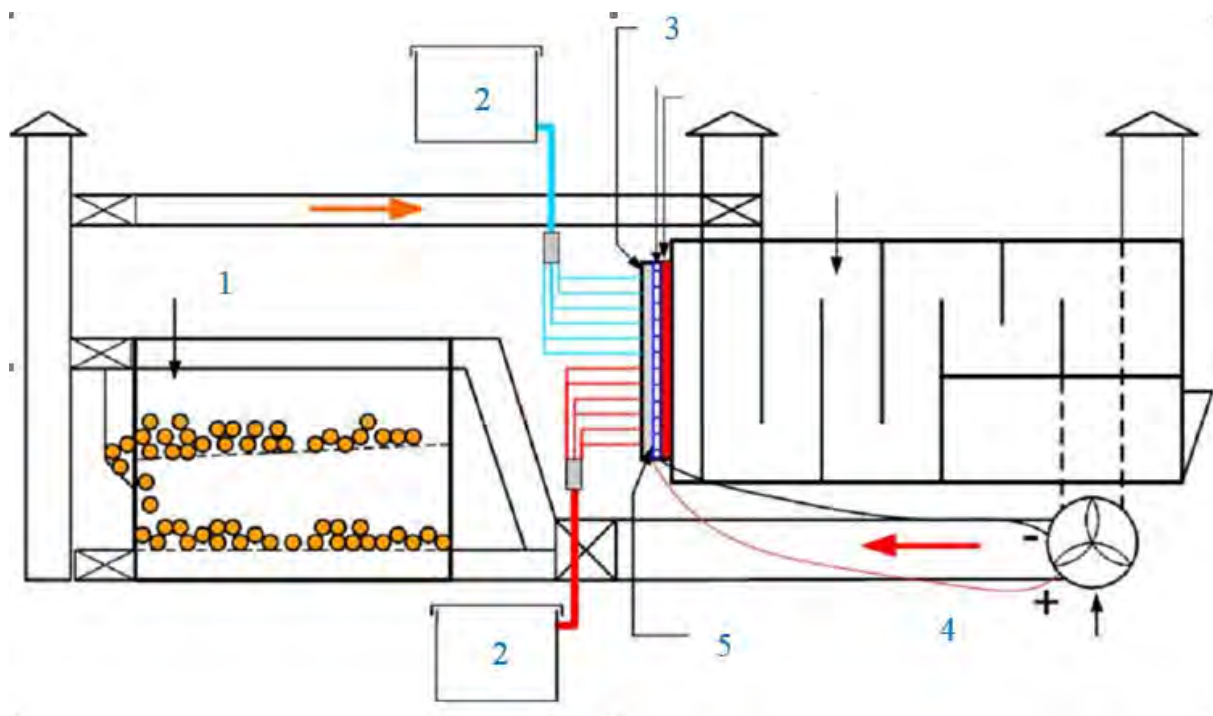


Рис. 11. Термоелектричний рекуператор, що використовує відходи тепла від процесу сушки біомаси:
1 – сушильна камера, 2 – ємність з гарячою водою, 3 – система охолодження генератора,
4 – подача гарячого повітря, 5 – термоелектричний перетворювач [116].

Компанією Toshiba розроблений термоелектричний рекуператор потужністю 55 Вт з ККД 1.8 % [111]. Для перетворення він використовує побічне тепло роботи електричного трансформатора.

Цікавим напрямком розвитку термоелектрики є її застосування для живлення малопотужних пристроїв. Зниження потужності споживання і поява високоефективних перетворювачів напруги, що починають працювати при рівні 30 мВ, визначили появу на ринку нового рішення для живлення малопотужних пристроїв. Воно працює за рахунок перетворення побічного тепла в електричну енергію. Це дозволяє підвищити строк служби і надійність широкого спектру автономних пристроїв, що потребують регулярної заміни батарей живлення [124].

Зокрема, таким чином вирішується живлення безпроводних датчиків, сенсорів, вимірювачів показників, систем контролю параметрів і систем передачі інформації в важкодоступних чи рухомих частинах обладнання, що дає можливість здійснювати контроль стану обладнання і планувати його технічне обслуговування. Інше перспективна область – застосування в системах управління опалення приміщень всередині будинку і зняття показників з різноманітних лічильників витрати ресурсів.

Мініатюрні термоелектричні рекуператори, що використовуються для живлення малопотужної апаратури і датчиків на борту літака. Розглянуті в роботах [117 – 122]. На рис. 12 показано монтаж такого пристрою під крилом літака. Авторами приводяться результати серії випробувань таких джерел, що підтверджує їх високу ефективність.



Рис. 12. Місце встановлення і зовнішній вигляд термоелектричного рекуператора, що використовує теплові відходи турбіни літака Airbus A 380 [116].

Таким чином, ефективність створених на даний час термоелектричних рекуператорів енергії знаходиться в межах 1 – 7 % в діапазоні температур відпрацьованого тепла 50 – 500 °С. Вартість таких генераторів становить від 2.7 до 13.5 \$ / Вт при терміні служби 10 – 30 років.

Такі показники не дозволяють термоелектриці конкурувати з паровими циклами Ренкіна та Каліни і говорять про потребу подальшого вдосконалення термоелектричних рекуператорів.

Детальний аналіз можливостей зниження вартості термоелектричних рекуператорів відходів тепла наведений в роботі [125]. З нього слідує, що досягнення потрібної вартості 1 \$ / Вт є можливим за умови створення теплообмінних систем з вартістю до 1 \$ / (Вт/К).

Висновки

1. Розглянуто найбільш поширені напрямки використання термоелектричних рекуператорів тепла, а саме – промислові установки, двигуни внутрішнього згоряння, теплові електростанції, бойлери, газові турбіни, побутове тепло.
2. Встановлено, що найбільш ефективним є використання термоелектричних рекуператорів відпрацьованого тепла від енергоємних промислових об'єктів, а також від потужних двигунів внутрішнього згоряння встановлених, наприклад, на великих вантажівках або кораблях.
3. Перспективним також є використання мініатюрних термоелектричних рекуператорів для живлення малопотужної апаратури, а також утилізація побутових відходів тепла.
4. Наведено порівняльний аналіз існуючих методів рекуперації низькотемпературних відходів тепла – традиційного та органічного циклів Ренкіна, циклу Каліни та ін. Показано, що для успішної конкуренції у низькотемпературній області термоелектричним рекуператорам енергії потрібно досягнути вартості не вище 1 \$ / Вт, що є можливим за умови створення теплообмінних систем з вартістю до 1 \$ / (Вт/К).

Література

1. Rowe M.D., Gao Min, Williams, S.G.K., Aoune A., Matsuura K., Kuznetsov V.L., Li Wen Fu. (1997). Thermoelectric recovery of waste heat-case studies. *Energy Conversion Engineering Conference*, vol. 2, 1075 – 1079.
2. Basic Research Needs for Solar Energy Utilization, *Report of the Basic Energy Sciences Workshop*

- on Solar Energy Utilization, USA: DOE, April 18 – 21, 2005.
3. European Commission. Energy. Energy 2020: Roadmap 2050. – http://ec.europa.eu/energy/energy2020/roadmap/index_en.htm.
 4. Паньків В. Когенерація: Як це працює // Мережі і бізнес. – 2010 р. – № 4. – http://www.ges-ukraine.com/uploaded/articles/kogeneracia-SiB_obzor.pdf
 5. Waste heat recovery: technology and opportunities in U.S. Industry, *Report of BCS, Incorporated, USA*. – 2008.
 6. Cynthia Haddad et al. (2014). Some efficient solutions to recover low and medium waste heat: competitiveness of the thermoacoustic technology. *Energy Procedia*, 50, 1056 – 1069.
 7. Arvind C. Thekdi. (2007). Waste heat to power economic tradeoffs and considerations. *Proc. of the 3rd Annual Waste Heat to Power Workshop, USA*.
 8. Paul Cunningham P.E. (2002). Waste heat/cogen opportunities in the cement industry. *Cogeneration and Competitive Power Journal*, 17 (3), 31 – 51.
 9. S. Quoilinet al (2013). Techno-economic survey of Organic Rankine Cycle (ORC) systems. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 22, 68 – 186.
 10. Zhang C. et al. (2017). Implementation of industrial waste heat to power in Southeast Asia: an outlook from the perspective of market potentials, opportunities and success catalysts. *Energy Policy*, 106, 525 – 535.
 11. Milewska Jarosław, Krasucki Janusz (2017). Comparison of ORC and Kalina cycles for waste heat recovery in the steel industry. *Journal of Power Technologies*, 97 (4), 302 – 307.
 12. Anatyshuk L.I. (2005). *Thermoelectricity. Vol. 2 – Thermoelectric Power Converters*. Kyiv, Institute of Thermoelectricity.
 13. Goldsmid H.J. (1960). *Applications of Thermoelectricity*. Methuen & Co Ltd., London and John Wiley & Sons Inc. New York.
 14. Anatyshuk L.I. (2001). Rational areas of research and applications of thermoelectricity. *J. Thermoelectricity*, 1, 3 – 14.
 15. Anatyshuk L.I. (2007). Current status and some prospects of thermoelectricity. *J. Thermoelectricity*, 2, 7 – 20.
 16. Фреїк Д.М., Никируй Л.І., Криницький О.С. Досягнення і проблеми термоелектрики // Фізика і хімія твердого тіла. – 2012. – Т. 13. – № 2. – С. 297 – 318.
 17. Chen Y. et al. (2006). A comparative study of the carbon dioxide transcritical power cycle compared with an organic rankine cycle with R123 as working fluid in waste heat recovery. *Applied Thermal Engineering*, 26, 2142 – 2147.
 18. Zhang X., Wu L., Wang X., Ju G. (2016). Comparative study of waste heat steam SRC, ORC and S-ORC power generation systems in medium-low temperature. *Applied Thermal Engineering*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2016.06.108>
 19. Kishore R.A., Priya S. (2018). A review on low-grade thermal energy harvesting: materials, methods and devices. *Materials*, 11 (8), 1433, doi:10.3390/ma11081433.
 20. Wail Aladayleh, Ali Alahmer (2015). Recovery of exhaust waste heat for ICE using the beta type Stirling engine. *Journal of Energy*, 2015. – Article ID 495418, <https://doi.org/10.1155/2015/495418>.
 21. Takahashi Y., Yamamoto K., Nishikawa M. (2006). Fundamental performance of triple magnetic circuit type cylindrical thermomagnetic engine. *Electrical Engineering in Japan*, 154 (4).
 22. Huffman F.N., Sommer A.H., Balestra C.L., Briere D.P., Oettinger P.E. (1976). High efficiency thermionic converter studies. *NASA Technical Report*. – NASA-CR-135125. – 1976.

23. Onoroh, Francis & Ikebudu, Kingsley & Muhammed-Thani, Abdulqadir. (2012). Improved efficiency performance of a gas turbine with a thermoelectric generator. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, 3, 1 – 8.
24. Mirhosseini, M., Rezaia, A., Rosendahl, L. (2019). Harvesting waste heat from cement kiln shell by thermoelectric system. *Energy*, 168, 358 – 369.
25. Wu, Yongjia & Zhang, Haifeng & Zuo, Lei. (2018). Thermoelectric energy harvesting for the gas turbine sensing and monitoring system. *Energy Conversion and Management*, 157. 215 – 223. 10.1016/j.enconman.2017.12.009.
26. Anatychuk L.I., Hwang J.D., Chu H.S., Hsieh H.L. (2011). The design and application of thermoelectric generators on the waste heat recovery of heating furnace in steel industry. *XIV International Forum on Thermoelectricity (May 17 – 20, 2011)*.
27. Kaibe H., Kaijihar T., Fujimoto S., Makino K., Hachiuma H. (2011). Recovery of plant waste heat by a thermoelectric generating system. *KOMATSU technical report*, 57 (164), 26 – 30.
28. Kajikawa T. (2010). Thermoelectric application for power generation in Japan. *Advances in Science and Technology*, 74, 83 – 92.
29. Kajikawa T. (2011). Advances in thermoelectric power generation technology In Japan. *J. of Thermoelectricity*, 3, 5 – 19.
30. Kaibe H., Fujimoto S., Mizukami H., Morimoto S. (2010). Field test of thermoelectric generating system at Komatsu Plant. *Proceedings of Automotive 2010, Berlin (2010.12)*.
31. Kaibe H., Fujimoto S., Kaijihar T., Makino K., Hachiuma H. (2011). Thermoelectric generating system attached to a carburizing furnace at Komatsu Ltd., Awazu Plant. *Proc of 9th European Conference on Thermoelectrics, Thessaloniki, Greece, September 2011, 201E_10_O*.
32. H. Kaibe, K. Makino, T. Kaijihar, S. Fujimoto and H. Hachiuma. Thermoelectric generating system attached to a carburizing furnace at Komatsu Ltd., Awazu Plant.– AIP Conf. Proc. 1449, 524 (2012); <http://dx.doi.org.sci-hub.org/10.1063/1.4731609>.
33. H. Kaibe, K. Makino, T. Kaijihar, Y.-H. Lee and H. Hachiuma (2015). Study of thermoelectric generation unit for radiant waste heat. *Materials Today*, 2.
34. Kaibe H., Kaijihar T., Nagano K., Makino K., Hachiuma H., Natsuume D. (2014). Power delivery from an actual thermoelectric generation system. *Journal of Electronic Materials*, 43 (6), 2099 – 2103
35. Anatychuk L.I., Hwang Jenn-Dong, Lysko V.V., and Prybyla A.V. (2013). Thermoelectric heat recuperators for cement kilns. *J. Thermoelectricity* 5, 36 – 42.
36. Kuroki T., Kabeya K., Makino K., Kaijihar T., Kaibe H., Hachiuma H., Matsuno H. (2014). Thermoelectric generation using heat in steal works. *Journal of Electronic Materials*.
37. Amaldi A., Tang F. *Proceedings of the 11th European conference on thermoelectrics: ECT 2013. Chapter 17. Waste heat recovery in steelworks using a thermoelectric generator – Springer, 2014.* – p. 143 – 149.
38. Hendricks T. and Choate W.T. (2006). *Engineering scoping study of thermoelectric generator systems for industrial waste heat recovery* (Washington, D.C.: Industrial Technologies Program, U.S. Department of Energy, 2006), pp. 1 – 76.
39. *Waste heat recovery: Technology and opportunities in U.S. industry.* – U.S. department of energy: Industrial technologies program. – 2008. – P. 112.
40. *Waste heat to power systems.– Combined heat and power partnership.* – U.S. environmental protection agency. – 2012. – P. 9.
41. Villar A., Arribas J. (2012). Waste-to-energy thechnologies in continuous process industries. –

- Clean Techn Environ Policy*, 14, 29 – 39.
42. Joshi J., Patel N. (2012). Thermoelectric system to generate electricity from waste heat of the flue gases. *Advances in Applied Science Research*, 3 (2), 1077 – 1084.
 43. Amaldi A., Tang F. (2014). *Proceedings of the 11th European conference on thermoelectrics: ECT 2013. Chapter 26. Modeling and Design of Tubular Thermoelectric Generator Used for Waste Heat Recovery* – Springer.
 44. Zhang Y., D'Angelo J., Wang X., Yang J. (2012) Multi-physics modeling of thermoelectric generators for waste heat recovery applications, *DEER Conference, Michigan*.
 45. Faraji A., Singh R., Mochizuki M., Akbarzadeh A. (2013). Design and numerical simulation of a symbiotic thermoelectric generation system fed by a low-grade heat source. *Journal of Electronic Materials*.
 46. Brazdil M., Pospisil J. (2012). A way to use waste heat to generate thermoelectric power. *Acta Polytechnica*, 52 (4), 21 – 25.
 47. Qiu K., Hayden A. (2009). A natural-gas-fired thermoelectric power generation system. *Journal of Electronic Materials*, 38 (7).
 48. Ono K., Suzuki R. (1998). Thermoelectric power generation: Converting low-grade heat into electricity. *JOM*, 50 (12), 49 – 51.
 49. Sasaki K., Horikawa D., Goto K. (2014). Consideration of thermoelectric power generation by using hot spring thermal energy or industrial waste heat. *Journal of Electronic Materials*, 23 (4).
 50. Miller E., Hendricks T., Peterson R. (2009). Modeling energy recovery using thermoelectric conversion with an organic Rankine bottoming cycle. – *Journal of Electronic Materials*, 38 (7).
 51. Miller E. (2010). Integrated dual cycle energy recovery using thermoelectric conversion with an organic Rankine bottoming cycle. – *An abstract of the thesis for the degree of Master of science in mechanical engineering*.
 52. Fleuriel J.-P., Gogna P., Li. B.C.-Y., Firdosy S., Chen B.J., Huang C.-K., Ravi V., Caillat T., Star K. (2009). Waste heat recovery opportunities for thermoelectric generator. – *Thermoelectric Applications Workshop*.
 53. *Energy Use, Loss and Opportunity Analysis: U. S. Manufacturing and Mining*, December 2004, Energetics, Inc., E3M, Incorporated, page 10.
 54. Hachiuma H. (2013). Thermoelectric energy harvesting for industrial waste heat recovery. – *Energy Harvesting and Storage USA*.
 55. Anatyshuk L.I., Jenn-Dong Hwang, Prybyla A.V. (2010). Thermoelectric generator for conversion of heat from gas rolling furnaces. *29-th International Conference on Thermoelectrics, 2010, China, Shanghai*.
 56. Saqr K.M., Mansour M.K., and Musa M.N. (2008). Thermal calculation of thermoelectric generators operating on automobile exhaust gases: objectives and goals. *J. Thermoelectricity*, 1, 64 – 73.
 57. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2014). Effect of air cooling on the efficiency of sectional thermoelectric generator in a car with a diesel engine. *J. Thermoelectricity*, 4, 84 – 91.
 58. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2014). Effect of air cooling on the efficiency of thermoelectric generator in a diesel-engined car. *J. Thermoelectricity*, 2, 76 – 82.
 59. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2014). Effect of air cooling on the efficiency of a thermoelectric generator in a car with a petrol engine. *J. Thermoelectricity*, 3, 84 – 87.
 60. Korzhuev M.A., Svechnikova T.E. (2013). Thermodynamic limitations of useful power of automotive thermoelectric generators and prospects of their use in transport. *J. Thermoelectricity*,

- 3, 58 – 73.
61. K.M. Saqr, M.K. Mansour, and M.N. Musa. (2008). Thermal design of automobile exhaust-based thermoelectric generators: objectivities and challenges. *International J. Automotive Technology* 9 (2), 155 – 160.
 62. D.M. Rowe, Smith J., Thomas G. and Min G. (2011). Weight penalty incurred in thermoelectric recovery of automobile exhaust heat. *J. Electronic Materials* 40 (5), 784 – 788.
 63. Lieb J., Neugebauer S., Eger A., Linde M., Masar B., Stütz W. (2009). The thermoelectric generator from BMW is making use of waste heat. *MTZ* 70 (4) 4 – 11.
 64. Eger A., Linde M. (2011). The BMW Group Roadmap for the application of thermoelectric generators (San Diego, 2011).
 65. Espinosa N., Lazard M., Aixala L., and Scherrer H. (2010). Modeling thermoelectric generator applied to diesel automotive heat recovery. *JEMS* 39 (9), 1446 – 1455.
 66. Anatyshuk L.I., Luste O.J., and Kuz R.V. (2011). Theoretical and experimental study of thermoelectric generators for vehicles. *JEMS* 40 (5), 1326 – 1331.
 67. Fairbanks J.W. (2011). Development of automotive thermoelectric generators and air conditioner / heaters. *Proceedings of XIV International Forum on Thermoelectricity (17-20.05.2011)*, [On line: <http://forum.inst.cv.ua/>].
 68. Anatyshuk L.I., Kuz R.V., Rozver Yu.Yu. (2012). Thermoelectric generator for a gasoline engine. *J. Thermoelectricity*, 2, 81 – 94.
 69. Kim, Tae Young & Negash, Assmelash & Cho, Gyubaek. (2016). Waste heat recovery of a diesel engine using a thermoelectric generator equipped with customized thermoelectric modules. *Energy Conversion and Management*. 124. 280-286. 10.1016/j.enconman.2016.07.013.
 70. Korzhuev M.A., Granatkina Yu.V. (2012). Some bottlenecks of automotive thermoelectric generators and the search for new materials to eliminate them. *J. Thermoelectricity*, 1, 81 – 94.
 71. Liu X., Deng Y.D., Li Z., Su C.Q. (2014). Performance analysis of a waste heat recovery thermoelectric generation system for automotive application. *Energ Conver Manage*, 90, 121 – 127, 10.1016/j.enconman. / 2014.11.015
 72. Anatyshuk L.I., Kuz R.V., Rozver Yu.Yu. (2011). Efficiency of thermoelectric heat recuperators for internal combustion engine exhaust gases. *J. Thermoelectricity*, 4, 80 – 85.
 73. Anatyshuk L.I., Rozver Yu.Yu., Misawa K., and Suzuki N. (1997). Thermal generators for waste heat utilization. *Proc. of 16th International Conference on Thermoelectrics (Dresden, 1997)*, p. 586 – 587.
 74. Zhang X, Chau K.T. and Chan C.C. (2008). Overview of thermoelectric generation for hybrid vehicles. *J. Asian Electric Vehicles*, 6 (2), 1119 – 1124.
 75. Elsner N., Bass J., Ghamaty S., Krommenhoek D., Kushch A. and Snowden D. (2005). Diesel truck thermoelectric generator. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2005 Progress Report*, p. 301 – 305.
 76. Yang Jihui, Seker F., Venkatasubramanian R., Nolas G.S., Uher C., and Wang H. (2006). Developing thermoelectric technology for automotive waste heat recovery. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report*, p. 227 – 231.
 77. Ikoma K., Munekiyo M., Furuya K., Kobayashi M., Izumi T., and Shinohara K. (1998). Thermoelectric module and generator for gasoline engine vehicles. *Proc. ICT'98. XVII International Conference on Thermoelectrics (Nagoya, Japan, 1998)*, p. 464 – 467.
 78. Takanose E., Tamakoshi H. (1993). The development of thermoelectric generator for passenger car. *Proc. 12th International Conference on Thermoelectrics (Yokohama, Japan, 1993)*,

p. 467 – 470.

79. Stabler F. (2002). Automotive application of high efficiency thermoelectrics. *DARPA/ONR Program review and DOE high efficiency thermoelectric workshop.*– San Diego (CA), March 24 – 27, 2002.
80. Bass J. et al. (1992). Thermoelectric generator development for heavy-duty truck applications. *Proceedings of Annual Automotive Technology Development Contractors Coordination Meeting, 1992.* – Dearborn (USA). – P. 743 – 748.
81. Bass J. et al. (1995). Performance 1 kW thermoelectric generator for diesel engines. *Proc. AIP Conference, 1995.* – P. 295 – 298.
82. Thacher E.F., Helenbrook B.T., Karri M.A. and Richter C.J.(2007). Testing an automobile thermoelectric exhaust based thermoelectric generator in a light truck. *Proceedings of the IMECH E Part D Journal of Automobile Engineering.* – 2007. – V. 221. – No 1. – P. 95 – 107 (13).
83. Kushch A., Karri M.A., Helenbrook B.T. and Richter C.J. (2004). The effects of an exhaust thermoelectric generator of a GM Sierra pickup truck . *Proceedings of Diesel Engine Emission Reduction (DEER) conference, 2004.* – Coronado (California, USA).
84. Jadhao J., Thombare D. (2013). Review on exhaust gas heat recovery for I.C. engine. *International Journal of Engineering and Innovate Technology*, 2 (12), 93 – 100.
85. Baker C., Vuppuluri P., Shi L., Hall M. (2012). Model of heat exchangers for waste heat recovery from diesel engine exhaust for thermoelectric power generation. *Journal of Electronic Materials*, 41 (6).
86. Kim S., Won B., Rhi S., Kim S.H., Yoo J. (2011). Thermoelectric power generation system for future hybrid vehicles using hot exhaust gas. *Journal of Electronic Materials*, 40 (5).
87. Su C., Ye B., Guo X., Hui P. (2012). Acoustic optimization of automotive exhaust heat thermoelectric generator. *Journal of Electronic Materials*, 41 (6).
88. Deng Y., Zhang Y., Su C. (2014). Modular analysis of automotive exhaust thermoelectric power generation system. *Journal of Electronic Materials*, 44, 1724 – 1732.
89. Quan R., Tang X., Quan S., Huang L. (2013). A novel optimization method for the electric topology of thermoelectric modules used in an automobile exhaust thermoelectric generator. *Journal of Electronic Materials*, 42 (7).
90. G.-P. Thermoelectric power generation materials: technology and application opportunities. *JOM*, 61 (4), 79 – 85.
91. Kumar C., Sonthalia A., Goel R. (2011). Experimental study on waste heat recovery from an IC Engine using thermoelectric technology. *THERMAL SCIENCE*, 15 (4), 1011 – 1022.
92. Vázquez, J., et al. (2002). State of the art of thermoelectric generators based on heat recovered from the exhaust gases of automobiles. *Proceedings, 7th European Workshop on Thermoelectrics, Paper 17, Pamplona, Spain, 2002.*
93. Wojciechowski K.T., Zybala R., Leszczynski J., Nieroda P., Schmidt M., Merksiz J., Lijewski P., Fuc P. (2012). Analysis of possibilities of waste heat recovery in off-road vehicles, *AIP Conf. Proc.* 1449, 2012, 501 – 504.
94. Wojciechowski K.T., Zybala R., Tomankiewicz J., Fuc P., Lijewski P., Wojciechowski J., Merksiz J. (2012). Influence of back pressure on net efficiency of TEG generator mounted in the exhaust system of a diesel engine, published in book: *Thermoelectrics Goes Automotive II, edited by Daniel Jänsch and Co-Authors by expert verlag 2012, pp. 177 – 188.*
95. Baskar P., Seralathan S., Dipin D., Thangavel S. (2014). Experimental analysis of thermoelectric waste heat recovery system retrofitted to two stroke petrol engine. *International Journal of*

- Advanced Mechanical Engineering*, 4 (1), 9 – 14.
96. LaGrandeur J., Crane D., Hung S.(2006). Hight-efficiency thermoelectric waste energy recovery system for passenger vehicle application. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report*, p. 232 – 236.
97. Willigan R., Hautman D., Krommenhoek D., Martin P. (2006). Cost-effective fabrication routes for the production of quantun well structures and recovery of waste heat from heavy duty trucks. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report*, p. 237 – 241.
98. Nelson C. (2006). Exhaust energy recovery.– *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report*, p. 247 – 250.
99. Schock H., Case E., Downey A.(2006). Thermoelectric conversion of waste heat to electricity in an IC engine powered vehicle. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report*, p. 242 – 246.
100. Shu G., Zhao J., Tian H., Liang X., Wei H. (2012). Parametric and exergetic analysis of waste heat recovery system based on thermoelectric generator and organic rankine cycle utilizing R123. *Energy*, 45, 806 – 816.
101. Merksiz J., Fuc P., Lijewski P., Ziolkowski A., Wojciechowski K. (2014). The analysis of exhaust gas thermal energy recovery through a TEG generator in city traffic conditions reproduced on a dynamic engine test bed. *Journal of Electronic Materials*.
102. Nadaf S.L., Gangavat P.B. (2014). A review on waste heat recovery and utilization from diesel engines. *International Journal of Engineering and Innovate Technology*, 5 (4), 31 – 39.
103. Noor A., Puteh R., Rajoo S. (2014). Waste heat recovery technologies in turbocharged automotive engine – A Review. *Journal of Modern Science and Technology*, 2 (1), 108 – 119.
104. Anatyshuk L.I., Rozver. Yu.Yu., Misawa. K., Suzuki. N. (1997). Thermal generators for waste heat utilization. *Report on ICT'97*.
105. Anatyshuk L.I., Razinkov V.V., Rozver Yu. Yu., Mikhailovsky V.Ya. (1997). Thermoelectric generator modules and blocks. *Report on ICT'97*.
106. Uemura K. (2002). History of thermoelectricity development in Japan. *J. Thermoelectricity*, 3, 7 – 16.
107. Ohba R. and Nakamura S. (1986). Wind tunnel experiment of gas diffusion in thermally stratified flow, *Proc. 3rd Int. Workshop on Wind & Water Tunnel Modelling Atmospheric Flow & Dispersion, Lausanne, YMG-1, 1986*.
108. Brazdil M., Pospil J. (2013). Thermoelectric power generation utilizing the waste heat from a biomass boiler. *Journal of Electronic Materials*, 42 (7).
109. Characterization of the U.S. Industrial/Commercial boiler population, Oak Ridge National Laboratory, May 2005, prepared by Energy and Enviromental Analysis, Inc.
110. Anatyshuk L.I., Morozov V.I., Mitin V.P., Prybyla A.V. (2012). Thermoelectric recuperator for gas turbines. *31-th International and 10-th European Conference on Thermoelectrics. – 2012. – Aalborg, Denmark*.
111. Date As., Date Ab., Dixon C., Akbarzadeh A. (2014). Progress of thermoelectric power generation systems: Prospect for small to medium scale power generation. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 33, 371 – 381.
112. Champier D, Bedecarrats JP, Rivaletto M, Strub F. (2010). Thermoelectric power generation from biomass cook stoves. *Energy*, 35 (2), 935 – 42.
113. Nuwayhid RY, Rowe DM, Min G. (2003). Low cost stove-top thermoelectric generator for regions with unreliable electricity supply. *Renew Energy*, 28 (2), 205 – 22.

114. Nuwayhid RY, Shihadeh A, Ghaddar N. (2005). Development and testing of a domestic woodstove thermoelectric generator with natural convection cooling. *Energy Convers Manag*, 46 (9 – 10), 1631 – 43.
115. Lertsatitthanakorn C. (2007). Electrical performance analysis and economic evaluation of combined biomass cook stove thermoelectric (BITE) generator. *Bioresour Technol*, 98 (8), 1670 – 4.
116. Maneewan S., Chindaruksa S. (2009). Thermoelectric power generation using waste heat from a biomass drying. *Journal of Electronic Materials*, 38 (7).
117. Elefsiniotis A., Becker Th., Schmid U. (2013). Thermoelectric energy harvesting using phase change materials in high temperature environments in aircraft. *Journal of Electronic Materials*, 43 (6).
118. Elefsiniotis A., Kiziroglou M., Wright S., Becker Th., Yeatman E., Schmid U. (2013). Performance evaluation of a thermoelectric energy harvesting device using various change materials. *Journal of Physics: Conference Series*, 476.
119. Elefsiniotis A., Kokorakis N., Becker Th., Schmid U. (2014). A novel high-temperature aircraft-specific energy harvester using PCMs and state of the art TEGs. *12-th European Conference on Thermoelectrics*.
120. Samson D, Kluge M., Fuss T., Becker Th., Schmid U. (2012). Flight test results of a thermoelectric energy harvester for aircraft. *Journal of Electronic Materials*, 41 (6).
121. Elefsiniotis A., Weiss M., Becker Th., Schmid U. (2013). Efficient power management for energy-autonomous wireless sensor nodes for aeronautical application. *Journal of Electronic Materials*, 42 (7).
122. Samson D, Kluge M., Otterpohl T., Becker Th., Schmid U. (2010). Aircraft-specific thermoelectric generator module. *Journal of Electronic Materials*, 39 (9).
123. Shan Yeung (2010). *Thermoelectricity: experiments, application and modelling. – An abstract of the thesis for the degree of Master of science in materials engineering and nanotechnology*.
124. Hendricks T., Yee Shannon, Leblanc S. (2016). Cost scaling of a real-world exhaust waste heat recovery thermoelectric generator: A deeper dive. *Journal of Electronic Materials*, 45 (3).

Надійшла до редакції: 16.08.2022.

Anatychuk L.I., Acad. NAS Ukraine ^{1,2}
Lysko V.V., Cand. Sc (Phys & Math) ^{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: anatych@gmail.com

RATIONAL AREAS OF USING THERMOELECTRIC HEAT RECUPERATORS

An analysis of the literature devoted to the methods of recovery of waste heat from various energy-intensive devices is presented. A comparative analysis of existing methods of recuperation of low-temperature waste heat is presented – the conventional and organic Rankine cycles, the Kalina cycle, etc. The characteristics of the existing thermoelectric heat recuperators are given, as well as the analysis of the possibilities of their further development and the most rational areas of their application.

Key words: recuperator, waste heat, efficiency, power, specific cost.

References

1. Rowe M.D., Gao Min, Williams, S.G.K., Aoune A., Matsuura K., Kuznetsov V.L, Li Wen Fu. (1997). Thermoelectric recovery of waste heat-case studies. *Energy Conversion Engineering Conference*, vol. 2, 1075 – 1079.
2. Basic Research Needs for Solar Energy Utilization, *Report of the Basic Energy Sciences Workshop on Solar Energy Utilization*, USA: DOE, April 18 – 21, 2005.
3. European Commission. Energy. Energy 2020: Roadmap 2050. – http://ec.europa.eu/energy/energy2020/roadmap/index_en.htm.
4. Pankiv V. (2010). Koheneratsiia: Iak tse pratsiuie [Cogeneration: How it Works]. *Merezhi i Biznes (Networks and Business)*, 4. – http://www.ges-ukraine.com/uploaded/articles/kogeneracia-SiB_obzor.pdf
5. Waste heat recovery: technology and opportunities in U.S. Industry, *Report of BCS, Incorporated*, USA. – 2008.
6. Cynthia Haddad et al.(2014). Some efficient solutions to recover low and medium waste heat: competitiveness of the thermoacoustic technology. *Energy Procedia*, 50, 1056 – 1069.
7. Arvind C. Thekdi. (2007). Waste heat to power economic tradeoffs and considerations. *Proc. of the 3rd Annual Waste Heat to Power Workshop*, USA.
8. Paul Cunningham P.E. (2002). Waste heat/cogen opportunities in the cement industry. *Cogeneration and Competitive Power Journal*, 17 (3), 31 – 51.
9. S. Quoilinet al (2013). Techno-economic survey of Organic Rankine Cycle (ORC) systems. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 22, 68 – 186.
10. Zhang C. et al.(2017). Implementation of industrial waste heat to power in Southeast Asia: an outlook from the perspective of market potentials, opportunities and success catalysts. *Energy Policy*, 106, 525 – 535.
11. Milewska Jarosław, Krasucki Janusz (2017). Comparison of ORC and Kalina cycles for waste heat recovery in the steel industry. *Journal of Power Technologies*, 97 (4), 302 – 307.
12. Anatyshuk L.I. (2005). *Thermoelectricity. Vol. 2 – Thermoelectric Power Converters*. Kyiv, Institute of Thermoelectricity.
13. Goldsmid H.J. (1960). *Applications of Thermoelectricity*. Methuen & Co Ltd., London and John Wiley & Sons Inc. New York.
14. Anatyshuk L.I. (2001). Rational areas of research and applications of thermoelectricity. *J. Thermoelectricity*, 1, 3 – 14.
15. Anatyshuk L.I. (2007). Current status and some prospects of thermoelectricity. *J. Thermoelectricity*, 2, 7 – 20.
16. Freik D.M., Nikyru L.I., Krynytskyi O.S. (2012). Achievements and problems of thermoelectricity. *Physics and Chemistry of the Solid State*, 13 (2), 297 – 318.
17. Chen Y. et al. (2006). A comparative study of the carbon dioxide transcritical power cycle compared with an organic rankine cycle with R123 as working fluid in waste heat recovery. *Applied*

- Thermal Engineering*, 26, 2142 – 2147.
18. Zhang X., Wu L., Wang X., Ju G. (2016). Comparative study of waste heat steam SRC, ORC and S-ORC power generation systems in medium-low temperature. *Applied Thermal Engineering*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2016.06.108>
 19. Kishore R.A., Priya S. (2018). A review on low-grade thermal energy harvesting: materials, methods and devices. *Materials*, 11 (8), 1433, doi:10.3390/ma11081433.
 20. Wail Aladayleh, Ali Alahmer (2015). Recovery of exhaust waste heat for ICE using the beta type Stirling engine. *Journal of Energy*, 2015. – Article ID 495418, <https://doi.org/10.1155/2015/495418>.
 21. Takahashi Y., Yamamoto K., Nishikawa M. (2006). Fundamental performance of triple magnetic circuit type cylindrical thermomagnetic engine. *Electrical Engineering in Japan*, 154 (4).
 22. Huffman F.N., Sommer A.H., Balestra C.L., Briere D.P., Oettinger P.E. (1976). High efficiency thermionic converter studies. *NASA Technical Report*. – NASA-CR-135125. – 1976.
 23. Onoroh, Francis & Ikebodu, Kingsley & Muhammed-Thani, Abdulqadir. (2012). Improved efficiency performance of a gas turbine with a thermoelectric generator. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, 3, 1 – 8.
 24. Mirhosseini, M., Rezaia, A., Rosendahl, L. (2019). Harvesting waste heat from cement kiln shell by thermoelectric system. *Energy*, 168, 358 – 369.
 25. Wu, Yongjia & Zhang, Haifeng & Zuo, Lei. (2018). Thermoelectric energy harvesting for the gas turbine sensing and monitoring system. *Energy Conversion and Management*, 157. 215 – 223. 10.1016/j.enconman.2017.12.009.
 26. Anatychuk L.I., Hwang J.D., Chu H.S., Hsieh H.L. (2011). The design and application of thermoelectric generators on the waste heat recovery of heating furnace in steel industry. *XIV International Forum on Thermoelectricity (May 17-20, 2011)*.
 27. Kaibe H., Kajihara T., Fujimoto S., Makino K., Hachiuma H. (2011). Recovery of plant waste heat by a thermoelectric generating system. *KOMATSU technical report*, 57 (164), 26 – 30.
 28. Kajikawa T. (2010). Thermoelectric application for power generation in Japan. *Advances in Science and Technology*, 74, 83 – 92.
 29. Kajikawa T. (2011). Advances in thermoelectric power generation technology In Japan. *J. of Thermoelectricity*, 3, 5 – 19.
 30. Kaibe H., Fujimoto S., Mizukami H., Morimoto S. (2010). Field test of thermoelectric generating system at Komatsu Plant. *Proceedings of Automotive 2010, Berlin (2010.12)*.
 31. Kaibe H., Fujimoto S., Kajihara T., Makino K., Hachiuma H. (2011). Thermoelectric generating system attached to a carburizing furnace at Komatsu Ltd., Awazu Plant. *Proc of 9th European Conference on Thermoelectrics, Thessaloniki, Greece, September 2011, 201E_10_O*.
 32. H. Kaibe, K. Makino, T. Kajihara, S. Fujimoto and H. Hachiuma. Thermoelectric generating system attached to a carburizing furnace at Komatsu Ltd., Awazu Plant.– AIP Conf. Proc. 1449, 524 (2012); <http://dx.doi.org.sci-hub.org/10.1063/1.4731609>.
 33. H. Kaibe, K. Makino, T. Kajihara, Y.-H. Lee and H. Hachiuma (2015). Study of thermoelectric generation unit for radiant waste heat. *Materials Today*, 2.
 34. Kaibe H., Kajihara T., Nagano K., Makino K., Hachiuma H., Natsuume D. (2014). Power delivery from an actual thermoelectric generation system. *Journal of Electronic Materials*, 43 (6), 2099 – 2103
 35. Anatychuk L.I., Hwang Jenn-Dong, Lysko V.V., and Prybyla A.V. (2013). Thermoelectric heat recuperators for cement kilns. *J. Thermoelectricity* 5, 36 – 42.

36. Kuroki T., Kabeya K., Makino K., Kajihara T., Kaibe H., Hachiuma H., Matsuno H. (2014). Thermoelectric generation using heat in steel works. *Journal of Electronic Materials*.
37. Amaldi A., Tang F. *Proceedings of the 11th European conference on thermoelectrics: ECT 2013. Chapter 17. Waste heat recovery in steelworks using a thermoelectric generator* – Springer, 2014. – p. 143 – 149.
38. Hendricks T. and Choate W.T. (2006). *Engineering scoping study of thermoelectric generator systems for industrial waste heat recovery* (Washington, D.C.: Industrial Technologies Program, U.S. Department of Energy, 2006), pp. 1 – 76.
39. *Waste heat recovery: Technology and opportunities in U.S. industry.* – U.S. department of energy: Industrial technologies program. – 2008. – P. 112.
40. *Waste heat to power systems.– Combined heat and power partnership.* – U.S. environmental protection agency. – 2012. – P. 9.
41. Villar A., Arribas J. (2012). Waste-to-energy technologies in continuous process industries. – *Clean Techn Environ Policy*, 14, 29 – 39.
42. Joshi J., Patel N. (2012). Thermoelectric system to generate electricity from waste heat of the flue gases. *Advances in Applied Science Research*, 3 (2), 1077 – 1084.
43. Amaldi A., Tang F. (2014). *Proceedings of the 11th European conference on thermoelectrics: ECT 2013. Chapter 26. Modeling and Design of Tubular Thermoelectric Generator Used for Waste Heat Recovery* – Springer.
44. Zhang Y., D'Angelo J., Wang X., Yang J. (2012) Multi-physics modeling of thermoelectric generators for waste heat recovery applications, *DEER Conference, Michigan*.
45. Faraji A., Singh R., Mochizuki M., Akbarzadeh A. (2013). Design and numerical simulation of a symbiotic thermoelectric generation system fed by a low-grade heat source. *Journal of Electronic Materials*.
46. Brazdil M., Pospisil J. (2012). A way to use waste heat to generate thermoelectric power. *Acta Polytechnica*, 52 (4), 21 – 25.
47. Qiu K., Hayden A. (2009). A natural-gas-fired thermoelectric power generation system. *Journal of Electronic Materials*, 38 (7).
48. Ono K., Suzuki R. (1998). Thermoelectric power generation: Converting low-grade heat into electricity. *JOM*, 50 (12), 49 – 51.
49. Sasaki K., Horikawa D., Goto K. (2014). Consideration of thermoelectric power generation by using hot spring thermal energy or industrial waste heat. *Journal of Electronic Materials*, 23 (4).
50. Miller E., Hendricks T., Peterson R. (2009). Modeling energy recovery using thermoelectric conversion with an organic Rankine bottoming cycle. – *Journal of Electronic Materials*, 38 (7).
51. Miller E. (2010). Integrated dual cycle energy recovery using thermoelectric conversion with an organic Rankine bottoming cycle. – *An abstract of the thesis for the degree of Master of science in mechanical engineering*.
52. Fleurial J.-P., Gogna P., Li B.C.-Y., Firdosy S., Chen B.J., Huang C.-K., Ravi V., Caillat T., Star K. (2009). Waste heat recovery opportunities for thermoelectric generator. – *Thermoelectric Applications Workshop*.
53. *Energy Use, Loss and Opportunity Analysis: U. S. Manufacturing and Mining*, December 2004, Energetics, Inc., E3M, Incorporated, page 10.
54. Hachiuma H. (2013). Thermoelectric energy harvesting for industrial waste heat recovery. – *Energy Harvesting and Storage USA*.
55. Anatyshuk L.I., Jenn-Dong Hwang, Prybyla A.V. (2010). Thermoelectric generator for conversion

- of heat from gas rolling furnaces. *29-th International Conference on Thermoelectrics, 2010, China, Shanghai*.
56. Saqr K.M., Mansour M.K., and Musa M.N. (2008). Thermal calculation of thermoelectric generators operating on automobile exhaust gases: objectives and goals. *J. Thermoelectricity*, 1, 64 – 73.
 57. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2014). Effect of air cooling on the efficiency of sectional thermoelectric generator in a car with a diesel engine. *J. Thermoelectricity*, 4, 84 – 91.
 58. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2014). Effect of air cooling on the efficiency of thermoelectric generator in a diesel-engined car. *J. Thermoelectricity*, 2, 76 – 82.
 59. Anatyshuk L.I., Kuz R.V. (2014). Effect of air cooling on the efficiency of a thermoelectric generator in a car with a petrol engine. *J. Thermoelectricity*, 3, 84 – 87.
 60. Korzhuev M.A., Svechnikova T.E. (2013). Thermodynamic limitations of useful power of automotive thermoelectric generators and prospects of their use in transport. *J. Thermoelectricity*, 3, 58 – 73.
 61. K.M. Saqr, M.K. Mansour, and M.N. Musa. (2008). Thermal design of automobile exhaust-based thermoelectric generators: objectivities and challenges. *International J. Automotive Technology* 9 (2), 155 – 160.
 62. D.M. Rowe, Smith J., Thomas G. and Min G. (2011). Weight penalty incurred in thermoelectric recovery of automobile exhaust heat. *J. Electronic Materials* 40 (5), 784 – 788.
 63. Lieb J., Neugebauer S., Eger A., Linde M., Masar B., Stütz W. (2009). The thermoelectric generator from BMW is making use of waste heat. *MTZ* 70 (4) 4 – 11.
 64. Eger A., Linde M. (2011). *The BMW Group Roadmap for the application of thermoelectric generators (San Diego, 2011)*.
 65. Espinosa N., Lazard M., Aixala L., and Scherrer H. (2010). Modeling thermoelectric generator applied to diesel automotive heat recovery. *JEMS* 39 (9), 1446 – 1455.
 66. Anatyshuk L.I., Luste O.J., and Kuz R.V. (2011). Theoretical and experimental study of thermoelectric generators for vehicles. *JEMS* 40 (5), 1326 – 1331.
 67. Fairbanks J.W. (2011). Development of automotive thermoelectric generators and air conditioner / heaters. *Proceedings of XIV International Forum on Thermoelectricity (17-20.05.2011)*, [Online: <http://forum.inst.cv.ua/>].
 68. Anatyshuk L.I., Kuz R.V., Rozver Yu.Yu. (2012). Thermoelectric generator for a gasoline engine. *J. Thermoelectricity*, 2, 81 – 94.
 69. Kim, Tae Young & Negash, Assmelash & Cho, Gyubaek. (2016). Waste heat recovery of a diesel engine using a thermoelectric generator equipped with customized thermoelectric modules. *Energy Conversion and Management*. 124. 280-286. 10.1016/j.enconman.2016.07.013.
 70. Korzhuev M.A., Granatkina Yu.V. (2012). Some bottlenecks of automotive thermoelectric generators and the search for new materials to eliminate them. *J. Thermoelectricity*, 1, 81 – 94.
 71. Liu X., Deng Y.D., Li Z., Su C.Q. (2014). Performance analysis of a waste heat recovery thermoelectric generation system for automotive application. *Energ Conver Manage*, 90, 121 – 127, 10.1016/j.enconman. / 2014.11.015
 72. Anatyshuk L.I., Kuz R.V., Rozver Yu.Yu. (2011). Efficiency of thermoelectric heat recuperators for internal combustion engine exhaust gases. *J. Thermoelectricity*, 4, 80 – 85.
 73. Anatyshuk L.I., Rozver Yu.Yu., Misawa K., and Suzuki N. (1997). Thermal generators for waste heat utilization. *Proc. of 16th International Conference on Thermoelectrics (Dresden, 1997)*, p. 586 – 587.

74. Zhang X, Chau K.T. and Chan C.C. (2008). Overview of thermoelectric generation for hybrid vehicles. *J. Asian Electric Vehicles*, 6 (2), 1119 – 1124.
75. Elsner N., Bass J., Ghamaty S., Krommenhoek D., Kushch A. and Snowden D. (2005). Diesel truck thermoelectric generator. *Advanced Combustion Engine Technologies*, FY 2005 Progress Report, p. 301 – 305.
76. Yang Jihui, Seker F., Venkatasubramanian R., Nolas G.S., Uher C., and Wang H. (2006). Developing thermoelectric technology for automotive waste heat recovery. *Advanced Combustion Engine Technologies*, FY 2006 Progress Report, p. 227 – 231.
77. Ikoma K., Munekiyo M., Furuya K., Kobayashi M., Izumi T., and Shinohara K. (1998). Thermoelectric module and generator for gasoline engine vehicles. *Proc. ICT'98. XVII International Conference on Thermoelectrics (Nagoya, Japan, 1998)*, p. 464 – 467.
78. Takanose E., Tamakoshi H. (1993). The development of thermoelectric generator for passenger car. *Proc. 12th International Conference on Thermoelectrics (Yokohama, Japan, 1993)*, p. 467 – 470.
79. Stabler F. (2002). Automotive application of high efficiency thermoelectrics. *DARPA/ONR Program review and DOE high efficiency thermoelectric workshop. – San Diego (CA), March 24 – 27, 2002*.
80. Bass J. et al. (1992). Thermoelectric generator development for heavy-duty truck applications. *Proceedings of Annual Automotive Technology Development Contractors Coordination Meeting, 1992. – Dearborn (USA). – P. 743 – 748*.
81. Bass J. et al. (1995). Performance 1 kW thermoelectric generator for diesel engines. *Proc. AIP Conference, 1995. – P. 295 – 298*.
82. Thacher E.F., Helenbrook B.T., Karri M.A. and Richter C.J.(2007). Testing an automobile thermoelectric exhaust based thermoelectric generator in a light truck. *Proceedings of the IMECH E Part D Journal of Automobile Engineering. – 2007. – V. 221. – No 1. – P. 95 – 107 (13)*.
83. Kushch A., Karri M.A., Helenbrook B.T. and Richter C.J. (2004). The effects of an exhaust thermoelectric generator of a GM Sierra pickup truck . *Proceedings of Diesel Engine Emission Reduction (DEER) conference, 2004. – Coronado (California, USA)*.
84. Jadhao J., Thombare D. (2013). Review on exhaust gas heat recovery for I.C. engine. *International Journal of Engineering and Innovate Technology*, 2 (12), 93 – 100.
85. Baker C., Vuppuluri P., Shi L., Hall M. (2012). Model of heat exchangers for waste heat recovery from diesel engine exhaust for thermoelectric power generation. *Journal of Electronic Materials*, 41 (6).
86. Kim S., Won B., Rhi S., Kim S.H., Yoo J. (2011). Thermoelectric power generation system for future hybrid vehicles using hot exhaust gas. *Journal of Electronic Materials*, 40 (5).
87. Su C., Ye B., Guo X., Hui P. (2012). Acoustic optimization of automotive exhaust heat thermoelectric generator. *Journal of Electronic Materials*, 41 (6).
88. Deng Y., Zhang Y., Su C. (2014). Modular analysis of automotive exhaust thermoelectric power generation system. *Journal of Electronic Materials*, 44, 1724 – 1732.
89. Quan R., Tang X., Quan S., Huang L. (2013). A novel optimization method for the electric topology of thermoelectric modules used in an automobile exhaust thermoelectric generator. *Journal of Electronic Materials*, 42 (7).
90. G.-P. Thermoelectric power generation materials: technology and application opportunities. *JOM*, 61 (4), 79 – 85.
91. Kumar C., Sonthalia A., Goel R. (2011). Experimental study on waste heat recovery from an IC

- Engine using thermoelectric technology. *THERMAL SCIENCE*, 15 (4), 1011 – 1022.
92. Vázquez, J., et al. (2002). State of the art of thermoelectric generators based on heat recovered from the exhaust gases of automobiles. *Proceedings, 7th European Workshop on Thermoelectrics, Paper 17, Pamplona, Spain, 2002*.
93. Wojciechowski K.T., Zybała R., Leszczynski J., Nieroda P., Schmidt M., Merksiz J., Lijewski P., Fuc P. (2012). Analysis of possibilities of waste heat recovery in off-road vehicles, *AIP Conf. Proc. 1449, 2012, 501 – 504*.
94. Wojciechowski K.T., Zybała R., Tomankiewicz J., Fuc P., Lijewski P., Wojciechowski J., Merksiz J. (2012). Influence of back pressure on net efficiency of TEG generator mounted in the exhaust system of a diesel engine, published in book: *Thermoelectrics Goes Automotive II, edited by Daniel Jänsch and Co-Authors by expert verlag 2012, pp. 177 – 188*.
95. Baskar P., Seralathan S., Dipin D., Thangavel S. (2014). Experimental analysis of thermoelectric waste heat recovery system retrofitted to two stroke petrol engine. *International Journal of Advanced Mechanical Engineering*, 4 (1), 9 – 14.
96. LaGrandeur J., Crane D., Hung S. (2006). High-efficiency thermoelectric waste energy recovery system for passenger vehicle application. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report, p. 232 – 236*.
97. Willigan R., Hautman D., Krommenhoek D., Martin P. (2006). Cost-effective fabrication routes for the production of quantum well structures and recovery of waste heat from heavy duty trucks. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report, p. 237 – 241*.
98. Nelson C. (2006). Exhaust energy recovery.– *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report, p. 247 – 250*.
99. Schock H., Case E., Downey A. (2006). Thermoelectric conversion of waste heat to electricity in an IC engine powered vehicle. *Advanced Combustion Engine Technologies, FY 2006 Progress Report, p. 242 – 246*.
100. Shu G., Zhao J., Tian H., Liang X., Wei H. (2012). Parametric and exergetic analysis of waste heat recovery system based on thermoelectric generator and organic rankine cycle utilizing R123. *Energy*, 45, 806 – 816.
101. Merksiz J., Fuc P., Lijewski P., Ziolkowski A., Wojciechowski K. (2014). The analysis of exhaust gas thermal energy recovery through a TEG generator in city traffic conditions reproduced on a dynamic engine test bed. *Journal of Electronic Materials*.
102. Nadaf S.L., Gangavat P.B. (2014). A review on waste heat recovery and utilization from diesel engines. *International Journal of Engineering and Innovate Technology*, 5 (4), 31 – 39.
103. Noor A., Puteh R., Rajoo S. (2014). Waste heat recovery technologies in turbocharged automotive engine – A Review. *Journal of Modern Science and Technology*, 2 (1), 108 – 119.
104. Anatychuk L.I., Rozver. Yu.Yu., Misawa. K., Suzuki. N. (1997). Thermal generators for waste heat utilization. *Report on ICT'97*.
105. Anatychuk L.I., Razinkov V.V., Rozver Yu. Yu., Mikhailovsky V.Ya. (1997). Thermoelectric generator modules and blocks. *Report on ICT'97*.
106. Uemura K. (2002). History of thermoelectricity development in Japan. *J. Thermoelectricity*, 3, 7 – 16.
107. Ohba R. and Nakamura S. (1986). Wind tunnel experiment of gas diffusion in thermally stratified flow, *Proc. 3rd Int. Workshop on Wind & Water Tunnel Modelling Atmospheric Flow & Dispersion, Lausanne, YMG-1, 1986*.
108. Brazdil M., Pospil J. (2013). Thermoelectric power generation utilizing the waste heat from a

- biomass boiler. *Journal of Electronic Materials*, 42 (7).
109. Characterization of the U.S. Industrial/Commercial boiler population, Oak Ridge National Laboratory, May 2005, prepared by Energy and Environmental Analysis, Inc.
110. Anatyshuk L.I., Morozov V.I., Mitin V.P., Prybyla A.V. (2012). Thermoelectric recuperator for gas turbines. *31-th International and 10-th European Conference on Thermoelectrics*. – 2012. – Aalborg, Denmark.
111. Date As., Date Ab., Dixon C., Akbarzadeh A. (2014). Progress of thermoelectric power generation systems: Prospect for small to medium scale power generation. *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, 33, 371 – 381.
112. Champier D, Bedecarrats JP, Rivaletto M, Strub F. (2010). Thermoelectric power generation from biomass cook stoves. *Energy*, 35 (2), 935 – 42.
113. Nuwayhid RY, Rowe DM, Min G. (2003). Low cost stove-top thermoelectric generator for regions with unreliable electricity supply. *Renew Energy*, 28 (2), 205 – 22.
114. Nuwayhid RY, Shihadeh A, Ghaddar N. (2005). Development and testing of a domestic woodstove thermoelectric generator with natural convection cooling. *Energy Convers Manag*, 46 (9 – 10), 1631 – 43.
115. Lertsatitthanakorn C. (2007). Electrical performance analysis and economic evaluation of combined biomass cook stove thermoelectric (BITE) generator. *Bioresour Technol*, 98 (8), 1670 – 4.
116. Maneewan S., Chindaruksa S. (2009). Thermoelectric power generation using waste heat from a biomass drying. *Journal of Electronic Materials*, 38 (7).
117. Elefsiniotis A., Becker Th., Schmid U. (2013). Thermoelectric energy harvesting using phase change materials in high temperature environments in aircraft. *Journal of Electronic Materials*, 43 (6).
118. Elefsiniotis A., Kiziroglou M., Wright S., Becker Th., Yeatman E., Schmid U. (2013). Performance evaluation of a thermoelectric energy harvesting device using various change materials. *Journal of Physics: Conference Series*, 476.
119. Elefsiniotis A., Kokorakis N., Becker Th., Schmid U. (2014). A novel high-temperature aircraft-specific energy harvester using PCMs and state of the art TEGs. *12-th European Conference on Thermoelectrics*.
120. Samson D, Kluge M., Fuss T., Becker Th., Schmid U. (2012). Flight test results of a thermoelectric energy harvester for aircraft. *Journal of Electronic Materials*, 41 (6).
121. Elefsiniotis A., Weiss M., Becker Th., Schmid U. (2013). Efficient power management for energy-autonomous wireless sensor nodes for aeronautical application. *Journal of Electronic Materials*, 42 (7).
122. Samson D, Kluge M., Otterpohl T., Becker Th., Schmid U. (2010). Aircraft-specific thermoelectric generator module. *Journal of Electronic Materials*, 39 (9).
123. Shan Yeung (2010). *Thermoelectricity: experiments, application and modelling*. – An abstract of the thesis for the degree of Master of science in materials engineering and nanotechnology.
124. Hendricks T., Yee Shannon, Leblanc S. (2016). Cost scaling of a real-world exhaust waste heat recovery thermoelectric generator: A deeper dive. *Journal of Electronic Materials*, 45 (3).

Submitted: 16.08.2022.

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

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ МЕДИЧНИХ СЕНСОРІВ ТЕПЛОВОГО ПОТОКУ

У роботі представлено результати експериментальних досліджень та медичних випробувань локального тепловиділення людського тіла за допомогою термоелектричного медичного сенсора теплового потоку. Дослідження проведено в реанімаційному та хірургічному відділеннях Вишницької центральної районної лікарні. Пристрій використовує багатоелементний термоелектричний сенсор з високою чутливістю та точністю в широкому діапазоні температур. Медичні випробування підтвердили, що запальні процеси супроводжуються збільшенням тепловиділення у певних зонах, навіть якщо загальна температура тіла залишається в нормі. Водночас, при онкологічних захворюваннях та тромбозах спостерігається знижене тепловиділення у відповідних ділянках тіла. Отримані результати демонструють перспективність застосування термоелектричних сенсорів теплового потоку для ранньої діагностики різних патологічних станів, включаючи запалення та онкопроцеси. Впровадження термоелектричних тепломірів у медичну практику забезпечить доступний та ефективний інструмент для виявлення захворювань на ранніх стадіях, що значно спростить діагностичні процедури та підвищить їхню ефективність.

Ключові слова: сенсор теплового потоку, термоелектричний тепломір, локальне тепловиділення, діагностика захворювань, термоелектричний датчик, тепловиділення тіла, рання діагностика, запальні процеси, онкологічні захворювання.

Вступ

Людський організм володіє власною системою терморегуляції, яка здатна підтримувати стабільну температуру тіла незалежно від зовнішніх чи внутрішніх змін. Це створює умови, за яких загальна температура тіла не завжди є індикатором наявних патологічних процесів. Наприклад, локальні запальні процеси можуть не призводити до підвищення загальної температури тіла завдяки активній роботі терморегуляційних механізмів організму, через що такі стани можуть залишатися прихованими при звичайних температурних вимірюваннях. Однак, ці процеси супроводжуються збільшенням локального тепловиділення, яке можна легко зафіксувати за допомогою напівпровідникових термоелектричних сенсорів теплового потоку [1 – 3]. Ці прилади відрізняються високою точністю у вимірюванні теплових потоків та широко застосовуються у медичній діагностиці.

В Україні онкологічні захворювання є однією з основних причин смертності серед населення. За даними Національного канцер-реєстру України, в останні роки спостерігається зростання захворюваності на рак. Зокрема, у 2023 році було зареєстровано понад 200 тисяч нових випадків діагностики онкологічних захворювань, що демонструє тенденцію до збільшення. Найпоширеніші типи раку включають рак молочної залози, рак легень, рак шлунку та рак простати.

Смертність від онкологічних захворювань в Україні залишається високою (рис. 1), що пов'язано з недостатньою ранньою діагностикою та обмеженим доступом до сучасних методів лікування. Рівень виживання хворих залежить від стадії захворювання на момент діагностики. Рання діагностика значно підвищує шанси на успішне лікування та покращує прогноз.

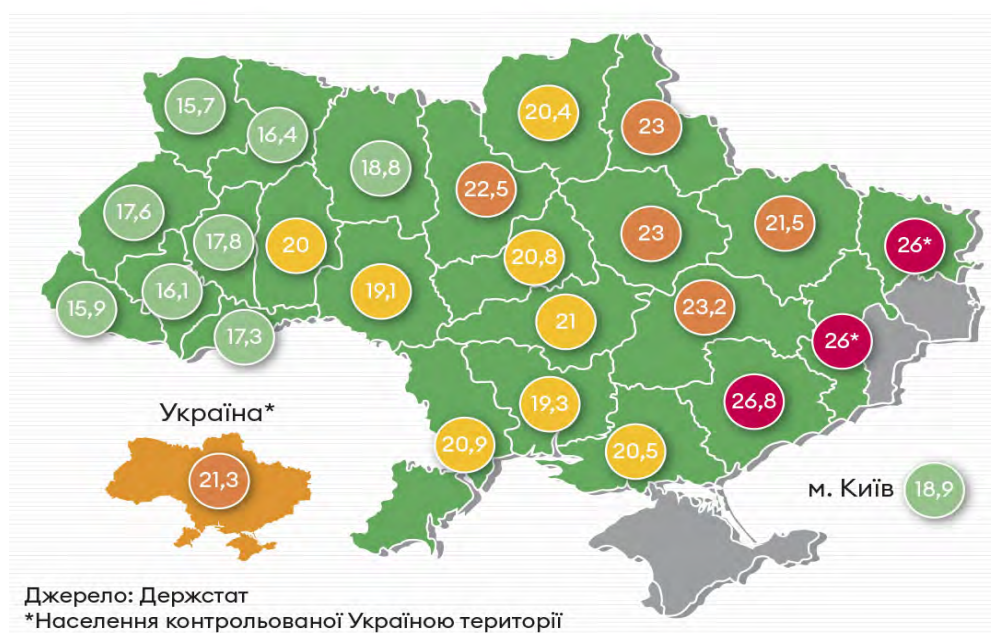


Рис. 1. Кількість смертей від онкозахворювань на території України на 10000 населення в 2020 р.

Важливість ранньої діагностики неможливо переоцінити. Своєчасне виявлення онкологічних захворювань дозволяє запобігти прогресуванню хвороби, застосувати ефективні лікувальні методи та зменшити смертність. Для досягнення цих цілей необхідно вдосконалювати методи скринінгу, підвищувати рівень обізнаності серед населення та забезпечувати доступ до якісних медичних послуг.

Враховуючи вищезазначене, постійне удосконалення системи діагностики і лікування онкологічних захворювань є критично важливим для покращення загальної ситуації в медичній діагностиці в Україні.

Аналіз літератури. У роботі [4] представлено розробку високочутливого термоелектричного напівпровідникового сенсора теплового потоку, спеціально створеного для медико-біологічних досліджень, зокрема для вимірювання теплових потоків з поверхні тіла людини. У даній роботі наведено результати застосування таких сенсорів для діагностики і лікування захворювань суглобів та встановлено, що саме густина теплового потоку є ключовим параметром, який найкраще відображає ступінь вираженості запальних процесів в організмі людини.

Крім того, у роботах [5, 6] було розроблено тепломір, призначений для виявлення онкологічних захворювань молочної залози. Такий прилад дозволяє діагностувати пухлини на ранніх стадіях завдяки аналізу змін у теплопродукції тканин молочної залози. Також в Інституті

термоелектрики НАН та МОН України розроблено медичний термоелектричний тепломір [7], який застосовується для вимірювання густини теплового потоку з поверхні тіла з метою виявлення запальних процесів, оцінки стану організму в екстремальних умовах та визначення допустимого рівня фізичних навантажень.

Точність і швидкодія реєстрації сигналів термоелектричних сенсорів є ключовими факторами при вимірюванні теплових потоків з тіла людини за допомогою медичних тепломірів [8 – 12]. У роботах [13 – 15] здійснено розробку сучасних електронних систем для реєстрації сигналів від таких сенсорів, що дозволяє проводити моніторинг теплового стану організму в реальному часі.

Дослідження впливу термоелектричних тепломірів на реєстрацію теплових потоків із поверхні шкіри людини проводилися в роботах [16 – 21]. Завдяки комп'ютерному моделюванню було проаналізовано особливості використання цих приладів для вивчення локальних тепловиділень у реальних умовах експлуатації [22, 23]. У роботах [24 – 29] було розроблено сучасні багатоканальні термоелектричні прилади, що дають можливість у реальному часі вимірювати і температуру, і густину теплових потоків тіла людини, а також було представлено методику градування термоелектричних сенсорів медичного призначення [30 – 32].

Однак на сьогодні недостатньо вивчена кореляція між показниками термоелектричних сенсорів теплового потоку і загальним станом здоров'я людини. Тому метою даної роботи є визначення локального тепловиділення людського організму за допомогою термоелектричного тепломіра для ранньої діагностики захворювань.

1. Метод вимірювання

Для визначення тепловиділення досліджуваного об'єкта активно використовуються градієнтні напівпровідникові сенсори теплового потоку, які працюють на основі принципу «допоміжної стінки» [1, 2] (рис. 2).

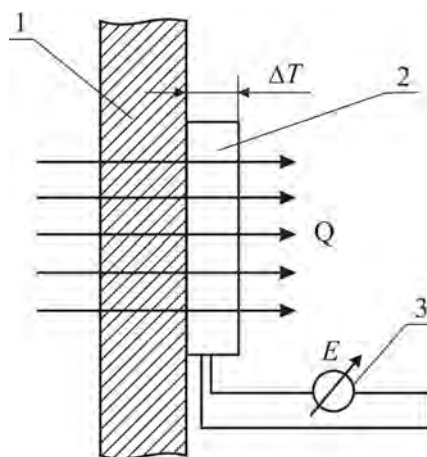


Рис. 2. Метод «допоміжної стінки»: 1 – досліджувана поверхня, 2 – градієнтний тепломір, 3 – гальванометр.

Цей метод полягає у вимірюванні зміни температури ΔT вздовж теплового потоку Q на «допоміжній площині» (пластині), розташованій на поверхні об'єкта, що досліджується. Завдяки ефекту Зеєбека в термобатарей, яка використовується як «допоміжна стінка», виникає термоЕРС E , що пропорційна перепаду температур між її гранями. Це дозволяє попередньо калібрувати термобатарей і використовувати значення термоЕРС для визначення густини теплового потоку.

Розподіл температури $T(r)$ в термоелементах допоміжної пластини можна знайти шляхом розв'язку диференціального рівняння теплопровідності в квазістаціонарному наближенні, записаного в ізотропній ситуації для віток n -і p -типів провідності [1, 2]:

$$\nabla(\kappa \nabla T) + \frac{i^2}{\sigma} - Ti \nabla \alpha = 0, \quad (1)$$

де κ , σ , α коефіцієнти теплопровідності, електропровідності і термоЕРС матеріалу віток, i – густина електричного струму.

Розв'язок диференційного рівняння (1) дає можливість визначити розподіл температур $T(r)$ і питомі теплові потоки $q(r)$ із співвідношення:

$$q(r) = \alpha i T - \kappa \nabla T = 0. \quad (2)$$

Величина теплового потоку на поверхні пластини визначається співвідношенням:

$$Q = \int_S q(r) ds, \quad (3)$$

де S – вільна поверхня пластини.

Співвідношення (1) – (3) надають можливість з'ясувати зв'язок між тепловим потоком та розподілом температури на поверхні пластини. У випадку невеликих перепадів температур, що часто зустрічаються в інженерних застосуваннях, величину теплового потоку визначають шляхом усереднення параметрів співвідношень (1) – (3) з наступного рівняння [1, 2]:

$$Q = \frac{\lambda}{l} \cdot S \cdot \Delta T, \quad (4)$$

де Q – величина вимірюваного теплового потоку, λ – ефективний коефіцієнт теплопровідності "стінки" – первинного перетворювача теплового потоку, l – товщина "стінки", S – площа поверхні пластини, ΔT – усереднений перепад температури між теплообмінними сторонами "стінки", який вимірюється батареєю термоелементів первинного перетворювача.

Величини λ , l , S мають постійні значення, а співвідношення $\frac{\lambda}{l} \cdot S = C$ – це є встановленою характеристикою сенсора, що визначається через експеримент. У такому випадку тепловий потік розраховується за формулою:

$$Q = C \cdot \Delta T. \quad (5)$$

Отже, цей метод передбачає накладання сенсора теплового потоку на досліджуваний об'єкт, отримання показів тепломіра в стаціонарному режимі і вимірювання термоелектромоторної сили (термоЕРС) тепломіра.

2. Принцип роботи та будова термоелектричного сенсора теплового потоку

Реєстратор призначений для вимірювання і автоматичної реєстрації температури і напруги постійного струму, температури навколишнього середовища (кімнатної температури). Загальний вигляд приладу зображено на рис 3.

При розробці електронного індикатора особлива увага приділялася його надійності та низькій вартості, що забезпечує можливість широкого впровадження термоелектричних сенсорів теплового потоку в медичну практику.

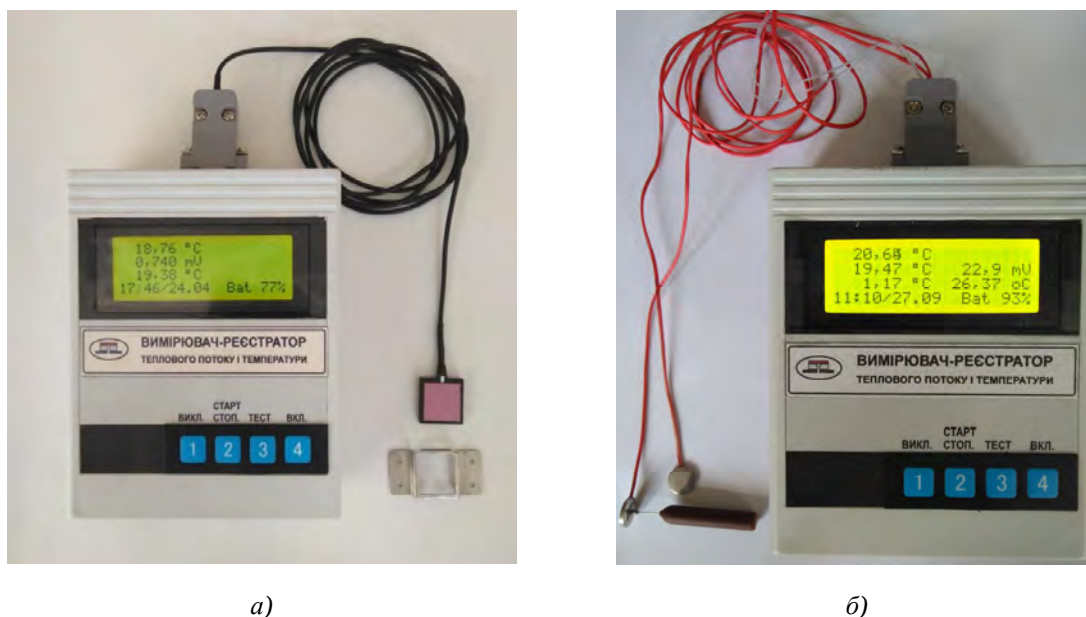


Рис. 3. Зовнішній вигляд вимірювачів-реєстраторів теплового потоку (напруги) і температури.
а) – варіант вимірювача з датчиком теплового потоку;
б) – варіант вимірювача з датчиками температури.

Перед проведенням вимірювань необхідно виконати наступні вимоги, зокрема визначити температуру тіла людини $T_{\text{тіла}}, ^\circ\text{C}$. Для кожного вимірювання теплового потоку на поверхні тіла людини слід забезпечити однакові умови:

- температура навколишнього середовища $T_{\text{кім}}, ^\circ\text{C}$
- вертикальне або горизонтальне розміщення термоелектричного сенсора теплового потоку на поверхні тіла;
- положення тіла під час вимірювання.

При розробці електронного індикатора була приділена особлива увага його надійності та економічній доступності, що сприяє широкому впровадженню термоелектричних сенсорів теплового потоку в медицині.

3. Результати експериментальних досліджень

Експериментальні дослідження термоелектричного медичного сенсора теплового потоку було проведено у реанімаційному та хірургічному відділеннях Вижницької центральної районної лікарні. Результати проведених досліджень представлено нижче на рис. 4 – 7 при різних діагнозах пацієнтів.

Першим етапом випробувань було дослідження післяопераційних процесів, що супроводжуються підвищеними значеннями густини теплового потоку запалених ділянок організму людини. Це особливо помітно при аналізі теплових потоків на поверхні тіла людини у районі печінки при діагностиці пацієнта з цирозом печінки (асцитом) (рис. 4). Слід зазначити, що температура тіла у пацієнта до і після операції складала $T = 36.6 ^\circ\text{C}$.

З рисунка 4 видно, що після проведення операції тепловиділення в області печінки стабілізувалося, запальний процес припинився і пацієнт одужує.

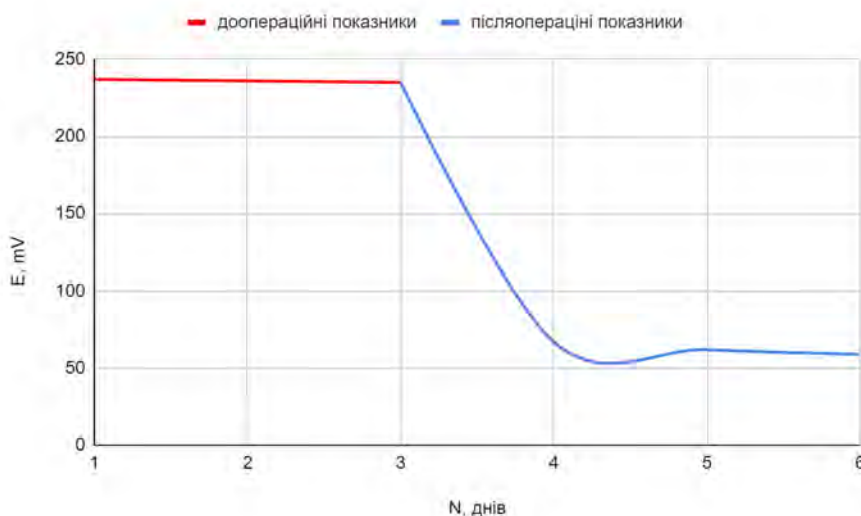


Рис. 4. Результати експериментальних досліджень теплових потоків поверхні тіла людини в області печінки при діагнозі пацієнта – цироз печінки (асцит).

Розглянемо детальніше тепловиділення на поверхні тіла людини для діагнозів пацієнта – цироз печінки (асцит) та атрофічний цироз печінки (рис. 5). На рисунку видно, що при атрофічному цирозі печінки тепловиділення в області печінки майже не змінилося. Проте, тепловиділення в області кишечника та селезінки знижене в 3 – 4 рази через застій крові у ворітній вені (тромбозний стан).

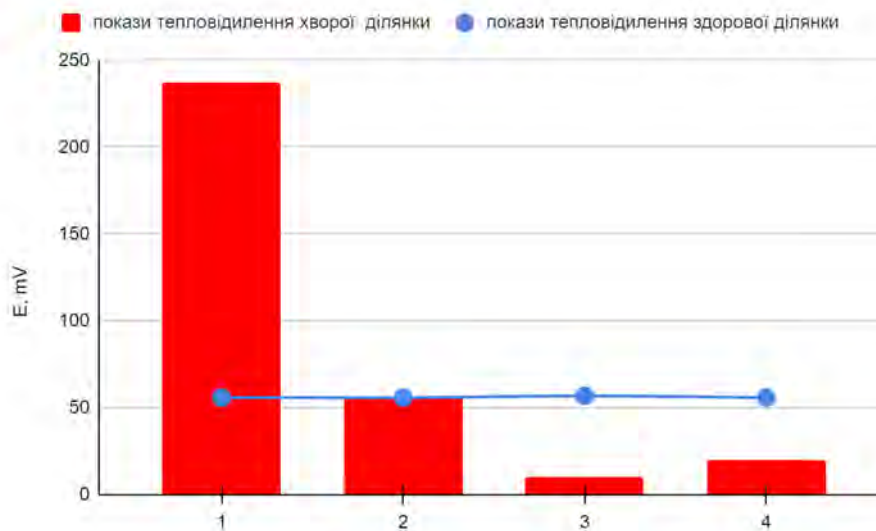


Рис. 5. Результати експериментальних досліджень теплових потоків поверхні тіла людини при діагнозі пацієнта – цироз печінки: 1 – цироз печінки (асцит), 2 – атрофічний цироз печінки (покази печінки), 3 – атрофічний цироз печінки (покази кишечника), 4 – атрофічний цироз печінки (покази селезінки).

На рис. 6 наведена діаграма усереднених показів термоелектричного сенсора теплового потоку для здорових ділянок тіла людини.

З діаграми (рис. 6) видно, що покази термоелектричного сенсора теплового потоку для здорових ділянок тіла людини варіюють у межах 50 – 70 мВ. В деяких ділянках, наприклад, в області скроні, покази можуть досягати 81 мВ. Це обумовлено наявністю скроневої артерії, через

яку проходить велика кількість крові, що викликає інтенсивне тепловиділення. Проте, при вимірюванні теплового потоку в області гомілки та коліна спостерігалось знижене тепловиділення, що, ймовірно, пов'язано з меншим кровопостачанням цих ділянок.



Рис. 6. Усереднені покази термоелектричного тепломіра здорових ділянок тіла людини: 1 – печінка, 2 – підшлункова залоза, 3 – нирки, 4 – кишечник, 5 – селезінка, 6 – суглоб коліна, 7 – гомілка правої ноги, 8 – скроні, 9 – серце, 10 – молочна залоза, 11 – товста кишка.

На рис. 7 зображена діаграма усереднених показів термоелектричного сенсора теплового потоку для хворих ділянок тіла людини при різних діагнозах пацієнтів.



Рис. 7. Усереднені покази термоелектричного тепломіра при різних діагнозах пацієнтів: 1 – цироз печінки (асцид), 2 – запалення підшлункової залози (панкреонекроз), 3 – запалення нирок (нефрит), 4 – атрофічний цироз печінки (покази печінки), 5 – атрофічний цироз печінки (покази кишечника), 6 – атрофічний цироз печінки (покази селезінки), 7 – ревматоїдний артрит (запалення суглоба коліна), 8 – травма правої гомілки, 9 – післятравматичний флеботромбоз ПТФХ (супутній діагноз - нагноєна гематома на правій нозі), 10 – інсульт, 11 – стенокардія (покази в області серця), 12 – інфаркт, 13 – доброякісна пухлина молочної залози, 14 – пухлина іліоцекального кута (покази в області товстої кишки).

Розглянемо детальніше можливі причини зміни тепловиділення хворих ділянок тіла людини при різних захворюваннях.

При цирозі печінки (на стадії асцит) у хворого збільшується печінка та утворюється скупчення рідини в черевній порожнині. Під час цього відбуваються запальні реакції, внаслідок чого збільшується тепловий потік цієї ділянки. При нефриті (запалення нирок) та панкреонекрозі (запаленні підшлункової залози) гостро вражається інтерстиціальна тканина нирок та підшлункової залози, що також супроводжується значним підвищенням тепловиділення цієї ділянки.

Особливістю атрофічного цирозу печінки є те, що розміри печінки при цьому зменшуються, а навколо неї виникає застій крові в системі ворітної вени. При цьому тепловий потік кишечника та селезінки зменшується у кілька разів у порівнянні із тепловиділенням у здоровому стані.

Ревматоїдний артрит (запалення суглоба коліна) характеризується хронічним запальним процесом аутоімунної природи, кінцевим результатом якого є анкілозування (тобто людина втрачає здатність рухатися). Природно, що такий запальний процес теж супроводжується підвищеними значеннями густини теплового потоку, що підтверджено експериментально за допомогою термоелектричного медичного тепломіра.

Післятравматичний флеботромбоз (ПТФХ) – це стан людини після тромбозу. Через обмежене скупчення крові в тканинах та утворення порожнини, яка містить рідку або таку, що згорнулася кров та скупчення мікробів у таких пацієнтів утворюється нагноєна гематома. Під час цього відбуваються запальні процеси, що супроводжуються підвищеним тепловиділенням. Важливим є визначити наявність таких запальних процесів саме на ранніх стадіях, щоб прийняти першочергові міри для оздоровлення пацієнта.

Відомо, що інфаркт міокарда супроводжується раптовим порушенням місцевого серцевого кровообігу. Однак експериментально було встановлено, що при інфаркті не спостерігається підвищення тепловиділення в області серця. Також немає суттєвих змін у тепловиділенні в області серця під час стенокардії, симптомами якої є напади раптового болю за грудиною кліткою внаслідок гострої недостатності кровопостачання міокарду. Однак при інсульті (крововилив у мозок) тепловиділення в області скронь людини суттєво збільшується, оскільки гостро порушується мозковий кровообіг, що спричинює ушкодження тканин мозку і розлади його функцій.

Цікаво, що ділянки тіла людини, вражені онкозахворюванням, відрізняються зниженим тепловиділенням порівняно з аналогічними здоровими ділянками. Наприклад, область з пухлиною молочної залози (що має форму сполучнотканинної пухлини твердої консистенції) може мати у два рази менше тепловиділення. Це вказує на те, що, на відміну від запальних процесів, онкозахворювання характеризуються зниженим тепловиділенням у відповідних пошкоджених ділянках тіла людини.

Провівши усереднення показів термоелектричного тепломіра в межах кожного діагнозу, результати експериментальних вимірювань можна представити в наступному вигляді (рис. 8).

Під час аналізу діаграми, зображеної на рис. 8, можна зробити висновок, що при наявності запальних процесів тепловиділення у хворих ділянках збільшується, а при тромбозних процесах та онкозахворюваннях - тепловиділення відповідних ділянок значно знижується. Це пов'язано зі зміною активності обміну речовин ураженими ділянками тіла людини.



Рис. 8. Усереднені покази термоелектричного тепломіра при різних діагнозах пацієнтів: 1 – цироз печінки (асцит), 2 – запалення підшлункової залози (панкреонекроз), 3 – запалення нирок (нефрит), 4 – атрофічний цироз печінки (покази печінки), 5 – атрофічний цироз печінки (покази кишечника), 6 – атрофічний цироз печінки (покази селезінки), 7 – ревматоїдний артрит (запалення суглоба коліна), 8 – травма правої гомілки, 9 – післятравматичний флеботромбоз ПТФХ (супутній діагноз – нагноєна гематома на правій нозі), 10 – інсульт, 11 – стенокардія (покази в області серця), 12 – інфаркт, 13 – доброякісна пухлина молочної залози, 14 – пухлина іліоцекального кута (покази в області товстої кишки).

Висновки

1. Виконано експериментальні дослідження та медичні випробування термоелектричного сенсора теплового потоку в реанімаційному та хірургічному відділеннях Вижницької центральної районної лікарні. Встановлено, що запальні процеси організму людини супроводжуються підвищеним тепловідділенням відповідних ділянок навіть при нормальній температурі тіла людини, а наявність онкозахворювань та тромбозних процесів навпаки характеризуються пониженими значеннями тепловідділення.
2. Встановлено, що термоелектричні сенсори теплового потоку є перспективними для діагностики на ранніх стадіях онкозахворювань та запальних процесів людського організму. Впровадження таких сенсорів у медичну практику надасть простий та ефективний метод діагностики різноманітних захворювань людини.

Література

1. Анатичук Л.І. Термоелектрика. Т.2. Термоелектричні перетворювачі енергії. Київ, Чернівці: Інститут термоелектрики, 2003. – 376 с.
2. Anatychuk L.I. (1998). *Thermoelectricity. Vol. 1. Physics of Thermoelectricity*. Institute of Thermoelectricity: Kyiv, Chernivtsi.
3. Анатичук Л.І. Сучасний стан і деякі перспективи термоелектрики // Термоелектрика. – 2007. – № 2. – С. 7 – 20.
4. Демчук Б.М., Кушнерик Л.Я., Рубленик І.М. Термоелектричні датчики для ортопедії.// Термоелектрика. – 2002. – №4. – С. 80 – 85.

5. Патент України 53104 А. Датчик для попередньої діагностики запальних процесів молочних залоз // А.А.Ашеулов, А.В.Клепиковський, Л.Я. Кушнерик та ін. – 2003.
6. Ашеулов А.А., Кушнерик Л.Я. Термоелектричний прилад для медико-біологічної експрес-діагностики // Технологія та конструювання в електронній апаратурі. – №4. – 2004. – С. 38 – 39.
7. Дослідження та розробка нового покоління термоелектричної медичної апаратури // Звіт по темі, Інститут термоелектрики, Чернівці. – 2005.
8. Пат. 71619 Україна, МПК H01L 35/00. Термоелектричний медичний тепломір / Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р.; Інститут термоелектрики. – № u 2011 14007; заявл. 28.11.11; опубл. 25.07.12, Бюл. № 14.
9. Пат. 72032 Україна, МПК H01L 35/00. Термоелектричний сенсор для вимірювання температури і теплового потоку / Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р.; Інститут термоелектрики. – № u 2011 14005; заявл. 28.11.11; опубл. 10.08.12, Бюл. № 15.
10. Пат. 73037 Україна, МПК H01L 35/02. Термоелектричний медичний пристрій / Микитюк П.Д., Кобилянський Р.Р., Слепенюк Т.В.; Інститут термоелектрики. – № u 2012 01922; заявл. 20.02.12; опубл. 10.09.12, Бюл. № 17.
11. Пат. 78619 Україна, МПК H01L 35/00. Метод визначення густини теплового потоку / Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р.; Інститут термоелектрики. – № u 2012 11018; заявл. 21.09.12; опубл. 25.03.13, Бюл. № 6.
12. Пат. 79929 Україна, МПК H01L 35/00. Термоелектричний перетворювач теплового потоку для градієнтних тепломірів / Анатичук Л.І.; Інститут термоелектрики. – № u 2012 11857; заявл. 15.10.12; опубл. 13.05.13, Бюл. № 9.
13. Гишук В.С. Електронний реєстратор сигналів сенсорів теплового потоку людини // Термоелектрика. – № 4. – 2012. – С. 105 – 108.
14. Гишук В.С. Електронний реєстратор з обробкою сигналів термоелектричного сенсора теплового потоку // Термоелектрика. – № 1. – 2013. – С. 82 – 86.
15. Гишук В.С. Модернізований прилад для вимірювання теплових потоків людини // Термоелектрика. – №2. – 2013. – С. 91 – 95.
16. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Дослідження впливу термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини // Термоелектрика. – № 4. – 2012. – С. 60 – 66.
17. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання тепловиділення людини // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 2, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2012. – С. 15 – 20.
18. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації // Термоелектрика. – № 1. – 2013. – С. 53 – 60.
19. Анатичук Л.І., Гіба Р.Г., Кобилянський Р.Р. Про деякі особливості використання медичних тепломірів при дослідженні локальних тепловиділень людини // Термоелектрика. – № 2. – 2013. – С. 67 – 73.
20. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Про вплив термоелектричного джерела живлення на точність вимірювання температури і теплового потоку // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – С. 53 – 61.
21. Івашук О.І., Морар І.К., Кобилянський Р.Р., Непеляк Л.В., Делей В.Д. Роль теплового потоку черевної порожнини в моніторингу гострого деструктивного панкреатиту // Збірник тез

- науково-практичної конференції "Актуальні питання хірургії", м. Чернівці, Україна. – 2013. – С. 254 – 259.
22. Кобилянський Р.Р. Про вплив теплової ізоляції на покази термоелектричного сенсора медичного призначення // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 5, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2016. – С. 45 – 49.
23. Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного сенсора медичного призначення // Термоелектрика. – № 4. – 2016. – С.69 – 77.
24. Гищук В.С., Кобилянський Р.Р., Черкез Р.Г. Багатоканальний прилад для вимірювання температури і густини теплових потоків // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 96 – 100.
25. Кобилянський Р.Р., Бойчук В.В. Використання термоелектричних тепломірів у медичній діагностиці // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 4, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2015. – С. 90 – 96.
26. Анатичук Л.І., Іващук О.І., Кобилянський Р.Р., Постевка І.Д., Бодяка В.Ю., Гушул І.Я. Термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку "АЛТЕК-10008" // Термоелектрика. – № 1. – 2016. – С.76 – 84.
27. Анатичук Л.І., Юрик О.Є., Кобилянський Р.Р., Рой І.В., Фіщенко Я.В., Слободянюк Н.П., Юрик Н.Є., Дуда Б.С. Термоелектричний прилад для діагностики запальних процесів та неврологічних проявів остеохондрозу хребта людини // Термоелектрика. – № 3. – 2017. – С. 54 – 67.
28. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G., Konstantynovych I.A., Hoshovskyi V.I., Tiumentsev V.A. (2017). Thermoelectric device with electronic control unit for diagnostics of inflammatory processes in the human organism. *Tekhnologiya i konstruirovaniye v elektronnoy apparature*, 6, 44 – 48.
29. Анатичук Л.І., Пасечнікова Н.В., Науменко В.О., Задорожний О.С., Гаврилюк М.В., Кобилянський Р.Р. Термоелектричний прилад для визначення теплового потоку з поверхні очей // Термоелектрика. – № 5. – 2018. – С.52 – 67.
30. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Градування термоелектричних сенсорів теплового потоку // Труды XV Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні інформаційні та електронні технології» 26 30 травня 2014 року. – Т. 2. – Одеса, Україна. – 2014. – С. 30 – 31.
31. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А., Лисько В.В., Пуганцева О.В., Розвер Ю.Ю., Тюменцев В.А. Стенд для градування термоелектричних перетворювачів теплового потоку // Термоелектрика. – № 5. – 2016. – С. 71 – 79.
32. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А., Кузь Р.В., Маник О.М., Ніцович О.В., Черкез Р.Г. Технологія виготовлення термоелектричних мікробатарей // Термоелектрика. – № 6. – 2016. – С. 49 – 54.

Надійшла до редакції: 02.08.2022.

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}
Boychuk 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: anatyach@gmail.com

RESULTS OF EXPERIMENTAL RESEARCH ON THERMOELECTRIC MEDICAL HEAT FLOW SENSORS

The paper presents the results of experimental studies and medical tests of local heat release of the human body using a thermoelectric medical heat flow sensor. The study was conducted in the intensive care and surgical departments of the Vyzhnytskyi Central District Hospital. The device uses a multi-element thermoelectric sensor with high sensitivity and accuracy in a wide temperature range. Medical tests have confirmed that inflammatory processes are accompanied by increased heat release in certain areas, even if the general body temperature remains normal. At the same time, with oncological diseases and thrombosis, there is a reduced heat release in the corresponding parts of the body. The obtained results show the potential of using thermoelectric heat flow sensors for early diagnostics of various pathological conditions, including inflammation and oncological processes. The introduction of thermoelectric heat meters into medical practice will provide an accessible and effective tool for detecting diseases at early stages, which will significantly simplify diagnostic procedures and increase their effectiveness.

Key words: heat flow sensor, thermoelectric heat meter, local heat release, diagnostics of diseases, thermoelectric sensor, body heat release, early diagnostics, inflammatory processes, oncological diseases.

References

1. Anatyachuk L.I. (2003). *Thermoelectricity. Vol. 2. Thermoelectric power converters*. Kyiv, Chernivtsi: Institute of Thermoelectricity.
2. Anatyachuk L.I. (1998). *Thermoelectricity. Vol.1. Physics of Thermoelectricity*. Institute of Thermoelectricity: Kyiv, Chernivtsi.
3. Anatyachuk L.I. (2007). Current status and some prospects of thermoelectricity. *J. Thermoelectricity*, 2, 7 – 20.
4. Demchuk B.M., Kushneryk L.Ya., Rublenyk I.M. (2002). Thermoelectric sensors for orthopaedics. *J. Thermoelectricity*, 4, 80 – 85.
5. Patent UA 53104 A. (2003). Sensor for preliminary diagnosis of inflammatory processes of mammary glands. A.A. Asheulov, A.V. Klepikovskiy, L.Ya. Kushneryk et al.
6. Asheulov A.A., Kushneryk L.Ya. (2004). Thermoelectric device for medical and biological express diagnostics. *Technology and Design in Electronic Equipment*, 4, 38 – 39.
7. Research and development of a new generation of thermoelectric medical equipment (2005). *Report on the topic*. Institute of Thermoelectricity, Chernivtsi.
8. Patent UA 71619 (2011). Thermoelectric medical heat meter. L.I. Anatyachuk, R.R. Kobylianskyi. Institute of Thermoelectricity. – № u 2011 14007; filed 28.11.11; publ., Bul. № 14.

9. Patent UA 72032 (2011). Thermoelectric sensor for measurement of temperature and heat flow. L.I. Anatychuk, R.R. Kobylianskyi. Institute of Thermoelectricity. – № u 2011 14005; filed 28.11.11; publ. 10.08.12, Bul. № 15.
10. Patent UA 7303 (2012). Thermoelectric medical device. P.D. Mykytiuk, R.R. Kobylianskyi, T.V. Slepniuk. Institute of Thermoelectricity. – № u 2012 01922; filed 20.02.12; publ. 10.09.12, Bul. № 17.
11. Patent UA 78619 (2012). Method for determination of heat flow density. L.I. Anatychuk, R.R. Kobylianskyi. Institute of Thermoelectricity. – № u 2012 11018; filed 21.09.12; publ. 25.03.13, Bul. № 6.
12. Patent UA 79929 (2012). Thermoelectric heat flow converter for gradient heat meters. L.I. Anatychuk. Institute of Thermoelectricity. – № u 2012 11857; filed 15.10.12; publ. 13.05.13, Bul. № 9.
13. Gischuk V.S. (2012). Electronic recorder of human thermal flow sensor signals. *J. Thermoelectricity*, 4, 105 – 108.
14. Gischuk V.S. (2013). Electronic recorder with processing of signals from a thermoelectric heat flow sensor. *J. Thermoelectricity*, 1, 82 – 86.
15. Gischuk V.S. (2013). A modernized device for measuring human heat flows. *J. Thermoelectricity*, 2, 91 – 95.
16. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2012). Study of the influence of thermoelectric heat meter on determination of human heat release. *J. Thermoelectricity*, 4, 60 – 66.
17. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2012). 3D-model for determination of the influence of thermoelectric heat meter on the accuracy of measuring human heat release. *Scientific bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics*, 2 (1), 15 – 20. Chernivtsi: Chernivtsi National University.
18. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2013). Computer simulation of thermoelectric heat meter readings under real operating conditions. *J. Thermoelectricity*, 1, 53 – 60.
19. Anatychuk L.I., Giba R.G., Kobylianskyi R.R. (2013). Some peculiarities of using medical heat meters in the study of local human heat releases. *J. Thermoelectricity*, 2, 67 – 73.
20. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2013). On the influence of thermoelectric power source on the accuracy of temperature and heat flow measurement. *J. Thermoelectricity*, 6, 53 – 61.
21. Ivaschuk O.I., Morar I.K., Kobylianskyi R.R., Nepeliak L.V., Delei V.L. (2013). The role of abdominal heat flow in monitoring acute destructive pancreatitis. *Abstracts of the scientific and practical conference "Current issues of surgery"*, Chernivtsi, Ukraine, 254 – 259.
22. Kobylianskyi R.R. (2016). On the influence of thermal insulation on the readings of a thermoelectric sensor of medical purpose. *Scientific bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics* 5 (1), 45 – 49. Chernivtsi: Chernivtsi National University.
23. Kobylianskyi R.R. (2016). Computer simulation of the readings of thermoelectric sensor of medical purpose. *J. Thermoelectricity*, 4, 69 – 77.
24. Gischuk V.S., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G. (2014). Multi-channel device for measuring the temperature and density of heat flows. *Scientific bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics*, 3 (1), 96 – 100. Chernivtsi: Chernivtsi National University.
25. Kobylianskyi R.R., Boychuk V.V. (2015). The use of thermoelectric heat meters in medical diagnostics. *Scientific bulletin of Chernivtsi University: collected papers. Physics. Electronics*, 4 (1), 90 – 96. Chernivtsi: Chernivtsi National University.

26. Anatychuk L.I., Ivaschuk O.I., Kobylianskyi R.R., Postevka I.D., Bodiaka V.Yu., Hushul I.Ya. (2016). Thermoelectric device for measuring temperature and heat flux density "ALTEC-10008". *J. Thermoelectricity*, 1, 76 – 84.
27. Anatychuk L.I., Yuryk O.Ye., Kobylianskyi R.R., Roy I.V., Fischenko Ya.|V., Slobodianiuk N.P., Yuryk N.Ye., Duda B.S. (2017). Thermoelectric device for diagnosing inflammatory processes and neurological manifestations of osteochondrosis of the human spine. *J. Thermoelectricity*, 3, 54 – 67.
28. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G., Konstantynovych I.A., Hoshovskiy V.I., Tiumentsev V.A. (2017). Thermoelectric device with electronic control unit for diagnostics of inflammatory processes in the human organism. *Tekhnologiya i konstruirovaniye v elektronnoi apparature*, 6, 44 – 48.
29. Anatychuk L.I., Pasechnikova N.V., Naumenko V.O., Zadorozhnyi O.S., Havryliuk M.V., Kobylianskyi R.R. (2018). Thermoelectric device for determining heat flow from the surface of eyes. *J. Thermoelectricity*, 5, 52 – 67.
30. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Calibration of thermoelectric heat flow sensors. *Proc. of XV International scientific and practical conference "Modern information and electronic technologies"* Vol. 2, 30 – 31. (Odesa, Ukraine, May 26 30, 2014).
31. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A., Lysko V.V., Pugantseva O.V., Rozver Yu.Yu., Tiumentsev V.A. (2016). Bench for calibration of thermoelectric heat flow converters. *J. Thermoelectricity*, 5, 71 – 79.
32. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A., Kuz R.V., Manyk O.M., Nitsovych O.V., Cherkez R.G. (2016). Manufacturing technologies of thermoelectric microthermopiles. *J. Thermoelectricity*, 6, 49 – 54.

Submitted: 02.08.2022.

Кобилянський Р.Р., 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



Кобилянський Р.Р.

ЕНЕРГЕТИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ, ЩО ЖИВЛЯТЬСЯ ВІД ТЕПЛА ТІЛА ЛЮДИНИ

У роботі наведено трьохвимірну фізичну модель, аналітичний опис та результати комп'ютерного моделювання термоелектричних перетворювачів, розміщених на поверхні тіла людини. Визначено оптимальні властивості термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності $W_{\max}$ та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини.

Ключові слова: термоелектричний мікрогенератор, тіло людини, енергетичні характеристики, стан спокою, фізичне навантаження, комп'ютерне моделювання.

Вступ

У роботах [1-10] використані найпростіші одновимірні фізичні моделі термоелектричного мікрогенератора та процесу розподілу температур і теплових потоків у системі «тіло людини – термоелектричний мікрогенератор». У таких моделях не враховані теплофізичні процеси у біологічній тканині тіла людини, а саме кровообіг та процеси метаболізму.

Тому метою роботи є розробка трьохвимірної фізичної моделі теплових та електричних процесів у системі «тіло людини – термоелектричний мікрогенератор», її математичний опис та визначення комп'ютерними методами оптимальних властивостей термоелектричних перетворювачів, при яких досягається отримання максимальних значень електричної потужності та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини.

1. Фізична модель

Розглянемо тривимірну фізичну модель шкіри людини (рис. 1), на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач 1. Шкіра людини складається з чотирьох шарів (епідерміс 2, дерміс 3, підшкірний шар 4, внутрішня біологічна тканина 5) і характеризується наступними параметрами: теплопровідністю k_i , питомою теплоємністю C_i , густиною ρ_i , швидкістю перфузії крові ω_{bi} , густиною крові ρ_b , теплоємністю крові C_b і питомим тепловиділенням q_{meti} внаслідок процесів метаболізму (табл. 1). Геометричні розміри кожного шару шкіри складають a_i , b_i , L_i . Температури на границях відповідних шарів шкіри складають $T(z_i)$.

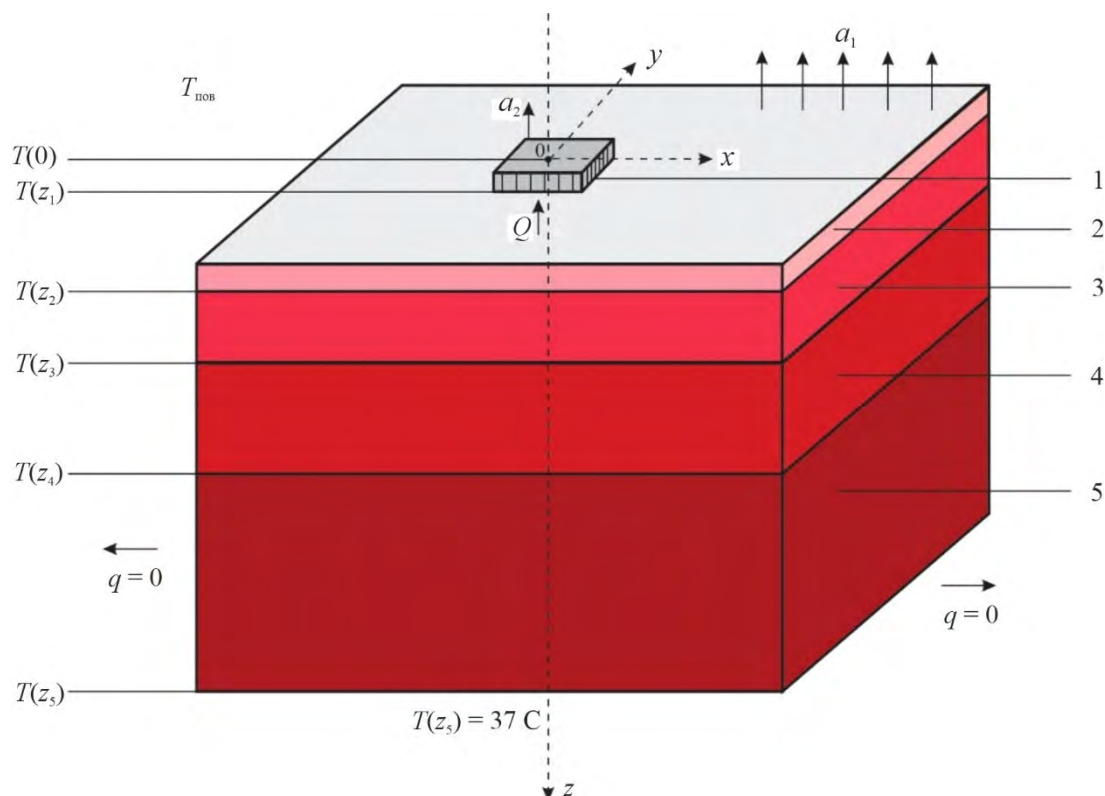


Рис. 1. Фізична модель шкіри людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач:
1 – термоелектричний перетворювач, 2 – епідерміс, 3 – дерміс, 4 – підшкірний шар, 5 – внутрішня тканина.

Таблиця 1

Теплофізичні властивості шарів шкіри людини [12-16]

Шари біологічної тканини	Епідерміс	Дерміс	Підшкірний шар	Внутрішня тканина
Товщина, L (мм)	0.08	2	10	30
Питома теплоємність, C (Вт·с·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
Густина тепла метаболізму, q _{met} (Вт·м ⁻³)	368.1	368.1	368.3	368.3
Швидкість перфузії крові тканини, ω _b (м ³ ·с ⁻¹ ·м ⁻³)	0	0.00125	0.00125	0.00125
Температура крові, T _b , (К)	310	310	310	310
Густина крові, ρ _b (кг·м ⁻³)	1060	1060	1060	1060
Теплоємність крові, C _b (Вт·с·кг ⁻¹ ·К ⁻¹)	3770	3770	3770	3770

Термоелектричний перетворювач 1 представляє собою монолітний однорідний брусок товщиною L_1 з еквівалентною теплопровідністю κ_1 . Температура на поверхні контакту шкіри людини і термоелектричного перетворювача складає $T(z_1)$, а температура на поверхні термоелектричного перетворювача складає $T(0)$. Перепад температури на термоелектричному перетворювачі складає ΔT .

Поверхня шкіри і термоелектричного перетворювача перебувають в стані теплообміну з оточуючим середовищем з коефіцієнтами теплообміну α_1 та α_2 . Температура оточуючого середовища складає $T_{\text{пов.}}$. Густина теплового потоку, що проходить через термоелектричний перетворювач складає Q . Бічні поверхні шкіри людини та термоелектричного перетворювача адіабатично ізолювані.

2. Аналітичний опис

У загальному вигляді рівняння теплообміну в біологічній тканині має наступний вигляд [12 – 16]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla (\kappa \nabla T) + \rho_b c_b w_b (T_b - T) + q_{\text{met}}, \quad (1)$$

де ρ – густина біологічної тканини, c – питома теплоємність біологічної тканини, κ – коефіцієнт теплопровідності біологічної тканини, ρ_b – густина крові, c_b – питома теплоємність крові, w_b – швидкість перфузії крові, T_b – температура крові, q_{met} – густина тепловиділення внаслідок метаболізму.

Доданок у лівій частині рівняння (1) представляє собою швидкість зміни теплової енергії, що міститься в одиниці об'єму біологічної тканини. Три доданки у правій частині цього рівняння представляють собою відповідно швидкість зміни теплової енергії за рахунок теплопровідності, перфузії крові та тепла метаболізму.

Для розв'язання поставленої у даній роботі задачі розглянемо тривимірний стаціонарний випадок. Тоді рівняння (1) набуде вигляду (2):

$$\kappa \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) + \rho_b c_b w_b (T_b - T) + q_{\text{met}} = 0. \quad (2)$$

Стаціонарне рівняння теплообміну для термоелектричного перетворювача, за умови нехтування впливом термоелектричних явищ, що справедливо для малих перепадів температур, матиме наступний вигляд:

$$\kappa \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) = 0. \quad (3)$$

Тому для знаходження стаціонарного розподілу температур в системі "термоелектричний перетворювач – поверхня тіла людини" необхідно розв'язати крайову задачу для тривимірної системи рівнянь (4), кожне рівняння якої відповідає відповідному шару шкіри згідно фізичної моделі (рис. 1):

$$\left\{ \begin{array}{l} \kappa_1 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0 \div z_1}} = 0 \\ \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + q_{met_1} = 0 \\ \kappa_3 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + \rho_b c_b w_b (T_b - T(x, y, z)) + q_{met_2} = 0 \\ \kappa_4 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + \rho_b c_b w_b (T_b - T(x, y, z)) + q_{met_3} = 0 \\ \kappa_5 \cdot \left(\frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T(x, y, z)}{\partial z^2} \right) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} + \rho_b c_b w_b (T_b - T(x, y, z)) + q_{met_4} = 0 \end{array} \right. \quad (4)$$

з наступними крайовими умовами (5 – 9) у вигляді:

$$\begin{aligned} \alpha_1 \cdot (T(x, y, z) - T_{nos}) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0}} &= \kappa_1 \cdot \frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0}} \\ \kappa_1 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} &= \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0 \div z_1}} &= 0 & \frac{\partial T}{\partial y} \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \\ z=0 \div z_1}} &= 0 \\ \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{\substack{x=x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=0 \div z_1}} &= 0 & \frac{\partial T}{\partial y} \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=y_1 \\ z=0 \div z_1}} &= 0 \\ T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_1 \\ y=0 \div y_1 \\ z=z_1}} ; \\ \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=x_1 \div x_2 \\ y=y_1 \div y_2 \\ z=z_1}} &= \alpha_2 \cdot (T^+(x, y, z) - T_{nos}) \Big|_{\substack{x=x_1 \div x_2 \\ y=y_1 \div y_2 \\ z=z_1}} \\ \kappa_2 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} &= \kappa_3 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned}
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 \\
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_1 \div z_2}} &= 0 \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2}} \\
\kappa_3 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}} &= \kappa_4 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}}
\end{aligned} \tag{7}$$

$$\begin{aligned}
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 \\
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_2 \div z_3}} &= 0 \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3}} \\
\kappa_4 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^- \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}} &= \kappa_5 \cdot \left(\frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right)^+ \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}}
\end{aligned} \tag{8}$$

$$\begin{aligned}
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 \\
\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 & \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_3 \div z_4}} &= 0 \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}} &= T^+(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4}} \\
T^-(x, y, z) \Big|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_5}} &= 37 + 273
\end{aligned} \tag{9}$$

$$\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=0 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0 \quad \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=0 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0$$

$$\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_{\substack{x=x_2 \\ y=0 \div y_2 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0 \quad \left. \frac{\partial T}{\partial y} \right|_{\substack{x=0 \div x_2 \\ y=y_2 \\ z=z_4 \div z_5}} = 0$$

де α_1 – коефіцієнт теплообміну поверхні шкіри з оточуючим середовищем, α_2 – коефіцієнт теплообміну термоелектричного перетворювача з оточуючим середовищем, $T(x, y, z)$ – абсолютна температура, $T_{\text{нов}}$ – температура оточуючого середовища (повітря).

Розв'язок цієї крайової задачі дає розподіл температури і теплового потоку в системі "термоелектричний перетворювач – поверхня тіла людини".

Для визначення максимального значення генерованої електричної потужності W_{max} термоелектричного перетворювача визначаємо ЕРС за формулою (10):

$$E = \lambda \cdot N \cdot \Delta T, \quad (10)$$

де
$$\Delta T = T(0, 0, z_1) - T(0, 0, 0). \quad (11)$$

Тоді максимальна генерована електрична потужність W_{max} термоелектричного перетворювача визначається за формулою (12):

$$W_{\text{max}} = \frac{E^2}{4 \cdot R_L}, \quad (12)$$

де опір навантаження R_L у режимі W_{max} дорівнює опору термоелектричного перетворювача, тобто

$$R_L = R = \frac{1}{\sigma} \cdot \frac{l}{S} \cdot N. \quad (13)$$

ККД термоелектричного перетворювача визначається за формулою (14):

$$\eta = \frac{W}{Q} \cdot 100\%, \quad (14)$$

де кількість тепла, що проходить через термоелектричний перетворювач, визначається наступним чином:

$$Q = \kappa_1 \cdot S_1 \cdot \int_0^{x_1} \int_0^{y_1} \left. \frac{\partial T(x, y, z)}{\partial z} \right|_{z=z_1} dx dy. \quad (15)$$

3. Комп'ютерна модель

З метою визначення оптимальних властивостей термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності та ККД, було створено тривимірну комп'ютерну модель шкіри людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач. Для цього було використано пакет прикладних програм Comsol Multiphysics [17], що дає можливість проводити моделювання теплофізичних процесів у біологічній тканині з врахуванням кровообігу та метаболізму [18 – 39].

Розрахунок розподілів температур та густини теплових потоків у шкірі людини та термоелектричному перетворювачі здійснювався методом скінченних елементів (рис. 2), 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 [17].

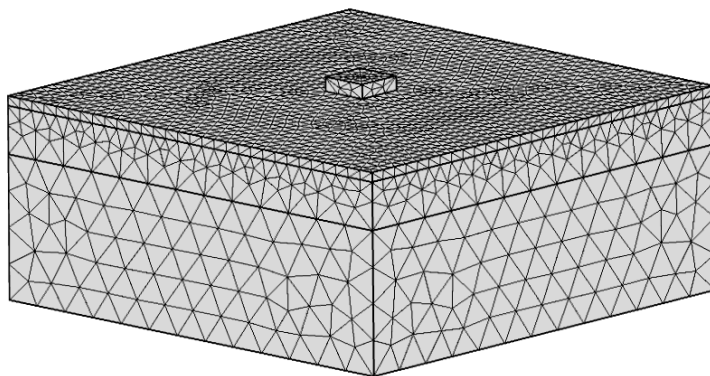


Рис. 2. Сітка методу скінченних елементів

За допомогою об'єктно-орієнтованого комп'ютерного моделювання отримано розподіли температури (рис. 3) та ліній густини теплового потоку в шкірі людини та термоелектричному перетворювачі.

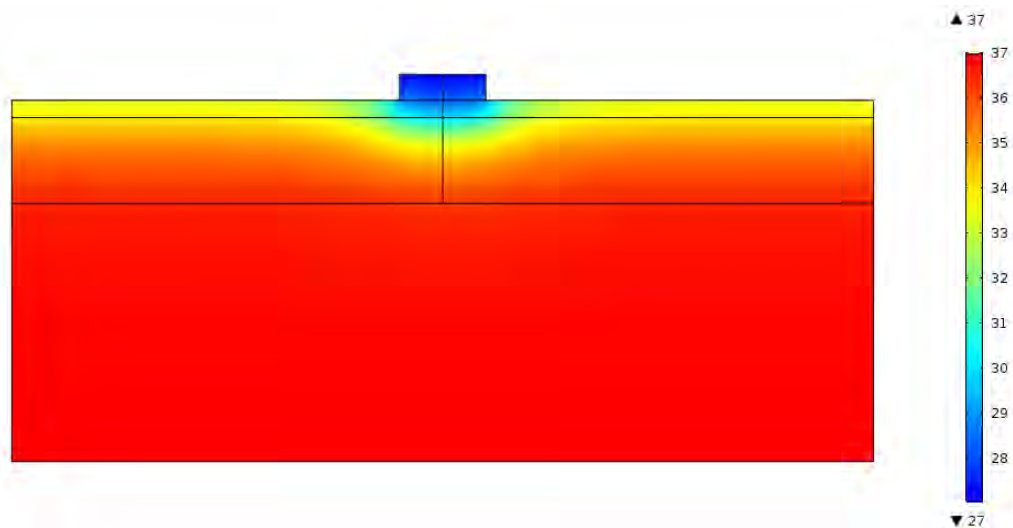


Рис. 3. Розподіл температури в перерізі шкіри людини, на поверхні якої розміщено термоелектричний перетворювач (при температурі оточуючого середовища $T = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$).

4. Результати комп'ютерного моделювання

За допомогою комп'ютерного моделювання було визначено оптимальні параметри термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини (рис. 4 – 9).

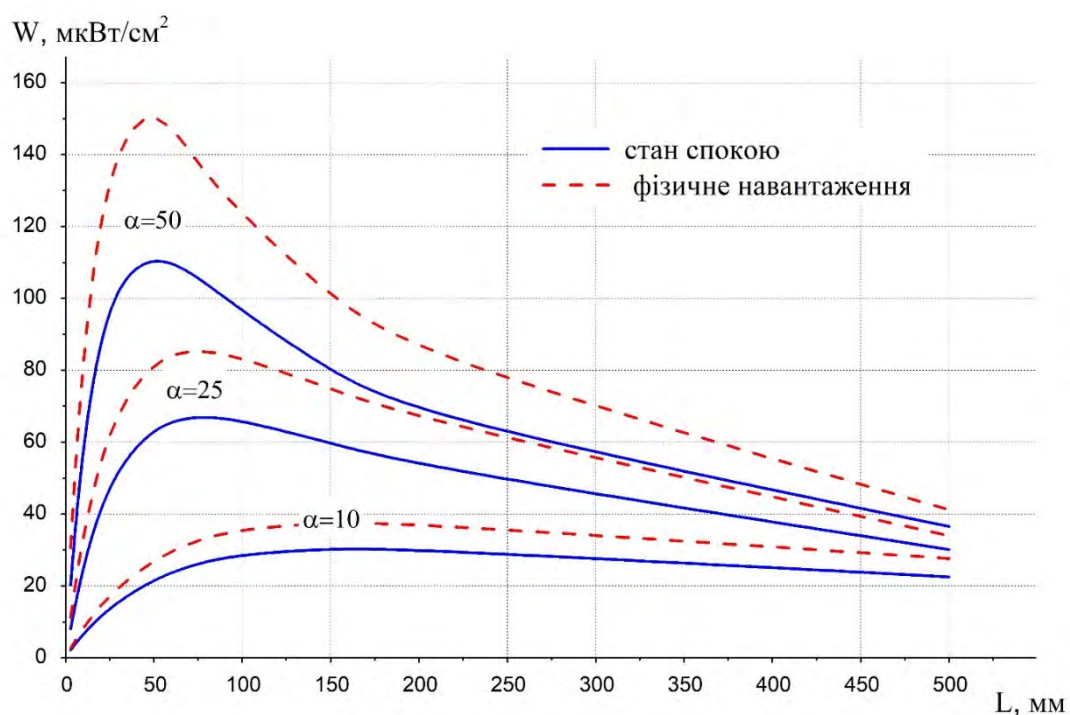


Рис. 4. Залежність генерованої електричної потужності від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 20^\circ\text{C}$ і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

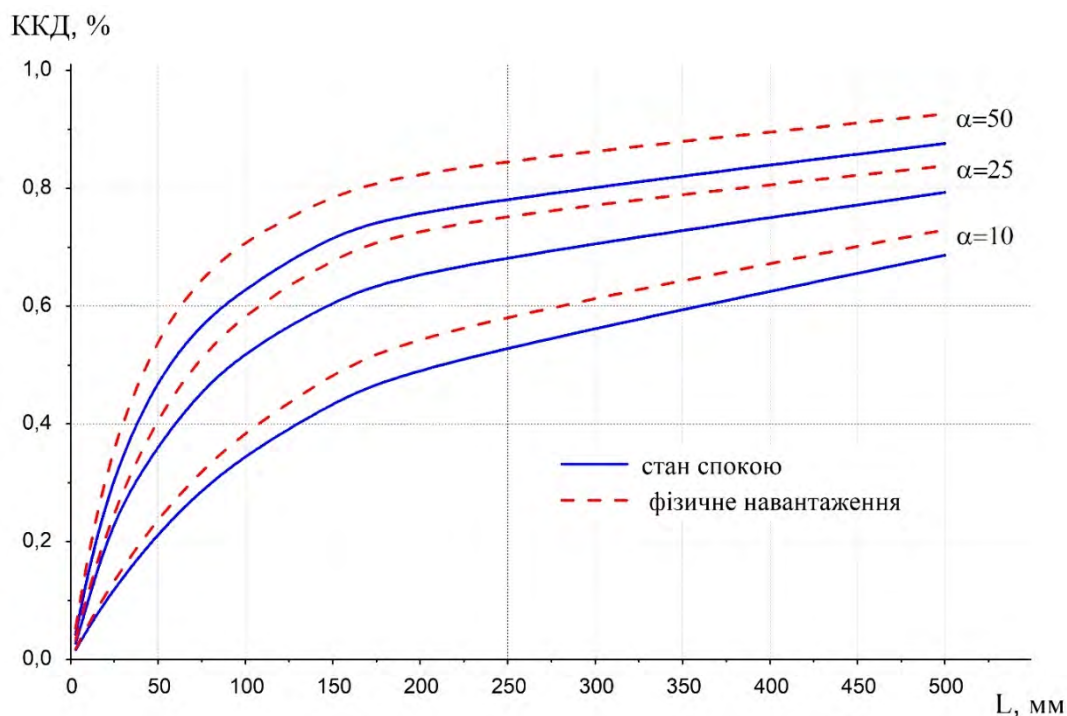


Рис.5. Залежність ККД від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 20^\circ\text{C}$ і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

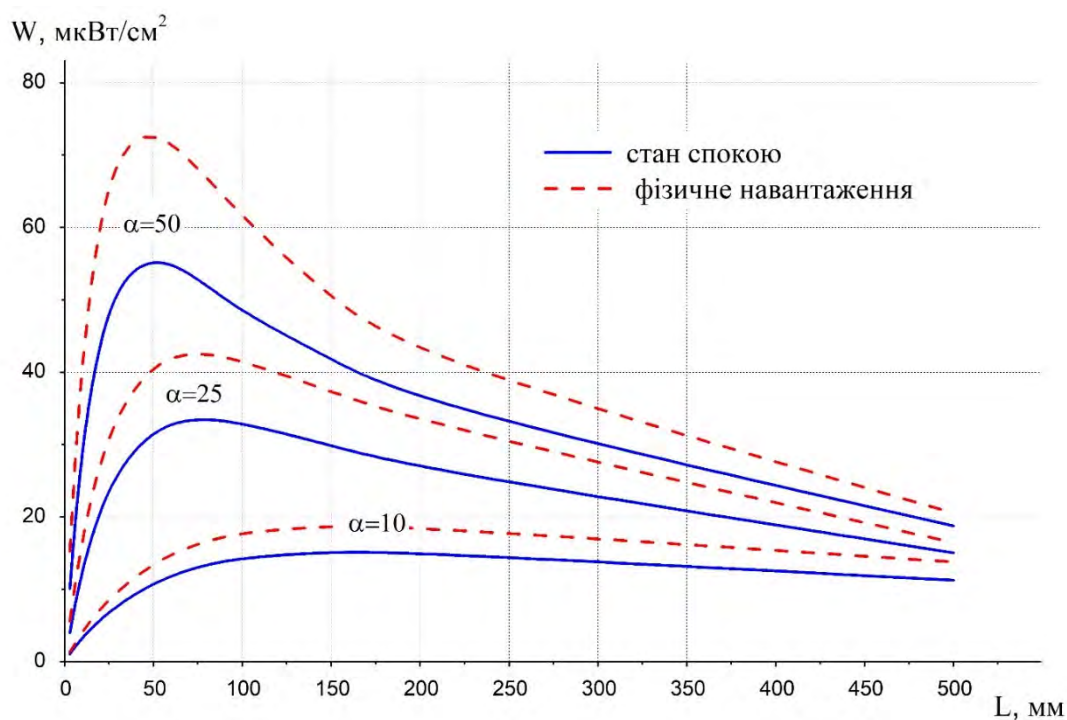


Рис. 6. Залежність генерованої електричної потужності від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 25$ °С і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

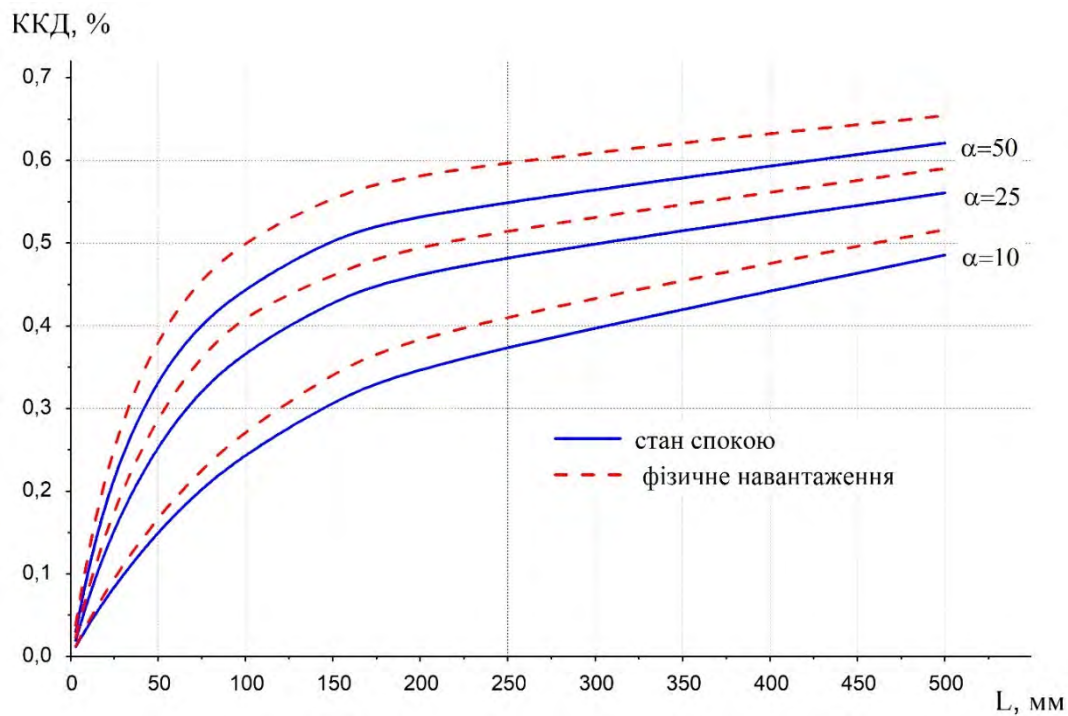


Рис. 7. Залежність ККД від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 25$ °С і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50$ Вт/м²·К.

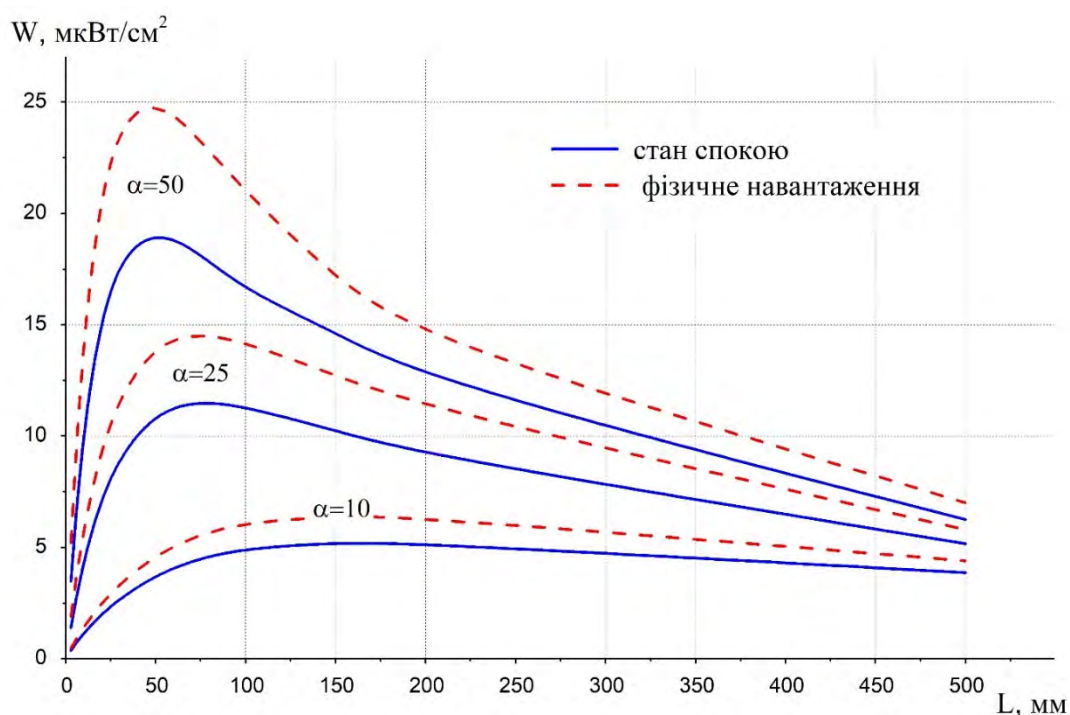


Рис. 8. Залежність генерованої електричної потужності від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 30\text{ }^{\circ}\text{C}$ і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50\text{ Вт/м}^2\cdot\text{К}$.

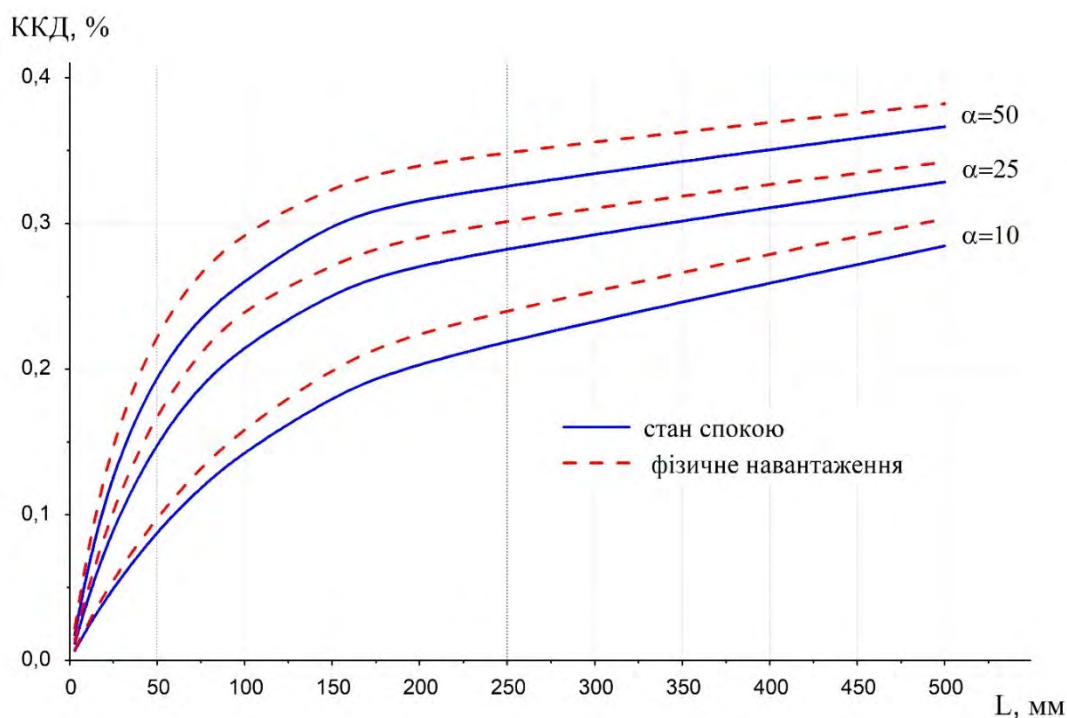


Рис. 9. Залежність ККД від висоти термоелектричного перетворювача при температурі оточуючого середовища $T = 30\text{ }^{\circ}\text{C}$ і коефіцієнту теплообміну з оточуючим середовищем $\alpha = 10, 25, 50\text{ Вт/м}^2\cdot\text{К}$.

З отриманих результатів слідує, що оптимальна висота термоелектричного мікрогенератора становить $L = 30 \div 50$ мм незалежно від коефіцієнту теплообміну поверхні термоелектричного мікрогенератора з оточуючим середовищем. Покращення умов теплообміну від $\alpha = 10$ Вт/м²·К до $\alpha = 50$ Вт/м²·К призводить до збільшення генерованої електричної потужності у 4–5 разів. При цьому ККД термоелектричного мікрогенератора суттєво збільшується у діапазоні $L = 0 \div 100$ мм, а подальше збільшення висоти термоелектричного мікрогенератора не приводить до різкого збільшення ККД внаслідок різкого зменшення величини генерованої електричної потужності. Покращення умов теплообміну на поверхні термоелектричного мікрогенератора забезпечує підвищення ККД приблизно у 3 рази.

Як показали результати розрахунків (рис. 4 – 9), генерована електрична потужність і ККД суттєво залежать від температури оточуючого середовища. Очевидно, що при підвищених температурах оточуючого середовища зменшується значення робочого перепаду температур на термоелектричному мікрогенераторі, що призводить до зменшення величини генерованої потужності і ККД. Так, наприклад, при зміні температури оточуючого середовища від 20 °С до 30 °С оптимальне значення генерованої електричної потужності термоелектричного мікрогенератора зменшується у кілька разів від 25 мкВт/см² до 5 мкВт/см² для коефіцієнта теплообміну $\alpha = 10$ Вт/м²·К та, відповідно, від 110 мкВт/см² до 18 мкВт/см² для коефіцієнта теплообміну $\alpha = 50$ Вт/м²·К. Отже, для збереження енергетичних показників термоелектричного мікрогенератора в умовах підвищених температур оточуючого середовища необхідно покращувати умови теплообміну. На практиці це можна забезпечити електронною системою керування теплообміном на поверхні термоелектричного мікрогенератора. Наприклад, для малопотужної електронної медичної апаратури, для живлення якої достатньо 20 мкВт/см², що генеруються термоелектричним мікрогенератором в нормальних умовах оточуючого середовища ($T = 20$ °С, $\alpha = 10$ Вт/м²·К), при підвищенні температури до $T = 30$ °С необхідно покращити теплообмін поверхні термоелектричного мікрогенератора до умов, за яких коефіцієнт теплообміну становитиме $\alpha = 50$ Вт/м²·К. Практично це можна досягти за рахунок переходу до вимушеної конвекції з поверхні термоелектричного мікрогенератора шляхом керування електронною системою живлення вентиляторів, що охолоджують поверхню термоелектричного мікрогенератора.

Таким чином, згідно проведених у роботі оцінок і розрахунків встановлено, що у стані спокою з 1 см² поверхні тіла людини можна отримати від 25 мкВт до 100 мкВт електричної енергії, а при фізичному навантаженні – від 40 мкВт до 150 мкВт електричної енергії в залежності від умов теплообміну поверхні термоелектричного мікрогенератора з оточуючим середовищем. Якщо врахувати, що в середньому поверхня тіла людини становить 2 м², то за рахунок тепловиділення з усієї поверхні тіла людини можна отримати в стані спокою від 0.5 Вт до 2 Вт електричної енергії, а при фізичному навантаженні – від 0.8 Вт до 3 Вт електричної енергії. Такі показники є достатніми для живлення багатьох малопотужних електронних медичних приладів.

Висновки

1. Розроблено трьохвимірну фізичну модель теплових та електричних процесів у системі «тіло людини – термоелектричний мікрогенератор» з врахуванням теплофізичних процесів у біологічній тканині, а саме кровообігу та метаболізму, а також виконано її математичний опис.

2. Методами комп'ютерного моделювання визначено оптимальні властивості термоелектричних перетворювачів, при яких досягаються максимальні значення електричної потужності та ККД у стані спокою та при фізичному навантаженні організму людини.
3. Встановлено, що з 1 см^2 поверхні тіла людини у стані спокою максимально можна отримати близько 100 мкВт електричної енергії та при фізичному навантаженні – близько 150 мкВт, і, відповідно, з усієї поверхні тіла людини у стані спокою та при фізичному навантаженні можна отримати близько 2 Вт і 3 Вт електричної енергії, що є цілком достатнім для живлення різноманітної малопотужної електронної медичної апаратури. При цьому, ККД термоелектричних мікрогенераторів, що живляться від тепла тіла людини, досягає 0.5 – 0.6 %.

Література

1. Анатичук Л.І., Іващук О.І., Кобилянський Р.Р., Постевка І.Д., Бодяка В.Ю., Гушул І.Я. Термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку "АЛТЕК-10008" // Термоелектрика. – № 1. – 2016. – С. 76 – 84.
2. Гишук В.С., Кобилянський Р.Р., Черкез Р.Г. Багатоканалний прилад для вимірювання температури і густини теплових потоків // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 96 – 100.
3. Кобилянський Р.Р., Бойчук В.В. Використання термоелектричних тепломірів у медичній діагностиці // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 4, Вип.1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2015. – С. 90 – 96.
4. Демчук Б.М., Кушнерик Л.Я., Рубленик І.М. Термоелектричні датчики для ортопедії // Термоелектрика. – 2002. – №4. – С. 80 – 85.
5. Ashcheulov A.A., Kushneryk L.Ya. (2004). Thermoelectric device for medical and biological express diagnostics. *Tekhnologiya i Konstruovaniie v Elektronnoi Apparature*, 4, 38 – 39.
6. Ladyka R.B., Moskal D.N., Didukh V.D. (1992). Semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment of joint diseases. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 34 – 35.
7. Ladyka R.B., Dakaliuk O.N., Bulat L.P., Miagkota A.P. (1996). The use of semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 36 – 37.
8. Anatychuk L.I. (1979). *Thermoelements and thermoelectric devices: Handbook*. Kyiv: Naukova Dumka.
9. Anatychuk L.I., Lozinskii N.G., Mikitiuk P.D., Rozver Yu.Yu. (1983). Thermoelectric semiconductor heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 5, 236.
10. Anatychuk L.I., Bulat L.P., Gutsal D.D., Miagkota A.P. (1989). Thermoelectric heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 4, 248.
11. Gerashchenko O.A. (1971). *Basics of thermometry*. Kyiv: Naukova Dumka.
12. 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.
13. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
14. 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.
15. 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.
 16. 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.
 17. *COMSOL Multiphysics User's Guide* (2010). COMSOLAB.
 18. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Дослідження впливу термоелектричного тепломіра на визначення тепловиділення людини // Термоелектрика. – № 4. – 2012. – С. 60 – 66.
 19. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. 3D-модель для визначення впливу термоелектричного тепломіра на точність вимірювання тепловиділення людини // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 2, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2012. – С. 15 – 20.
 20. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного тепломіра в умовах реальної експлуатації // Термоелектрика. – № 1. – 2013. – С. 53 – 60.
 21. Анатичук Л.І., Гіба Р.Г., Кобилянський Р.Р. Про деякі особливості використання медичних тепломірів при дослідженні локальних тепловиділень людини // Термоелектрика. – № 2. – 2013. – С. 67 – 73.
 22. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про точність визначення температури електронним медичним термометром з термоелектричним джерелом живлення // Термоелектрика. – № 5. – 2013. – С. 75 – 79.
 23. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Про вплив термоелектричного джерела живлення на точність вимірювання температури і теплового потоку // Термоелектрика. – № 6. – 2013. – С. 53 – 61.
 24. Гищук В.С., Кобилянський Р.Р., Черкез Р.Г. Багатоканальний прилад для вимірювання температури і густини теплових потоків // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 96 – 100.
 25. Кобилянський Р.Р., Маник О.М., Романюк С.Б. Електронний медичний термометр з термоелектричним джерелом живлення // Науковий вісник Чернівецького університету: збірник наук. праць. Фізика. Електроніка. – Т. 3, Вип. 1. – Чернівці: Чернівецький національний університет, 2014. – С. 105 – 111.
 26. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Thermoelectric power supply for electronic medical thermometer. *Technology and Design in Electronic Equipment*, 4, 28 – 32. DOI: 10.15222/TKEA2014.4.28.
 27. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А. Градування термоелектричних сенсорів теплового потоку // Труды XV Міжнародної науково-практичної конференції «Сучасні інформаційні та електронні технології» 26-30 травня 2014 року. – Т. 2. – Одеса, Україна. – 2014. – С. 30 – 31.
 28. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про деякі особливості динамічних режимів роботи термогенератора, що використовує тепло людини // Термоелектрика. – № 3. – 2014. – С. 60 – 74.
 29. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р. Про зростання ефективності термогенератора при використанні теплової енергії людини в динамічних режимах // Термоелектрика. – № 4. – 2014. – С. 70 – 80.

30. Anatychuk L.I., Kobylyanskyi R.R. Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply // *Materials Today: Proceedings* 2 (2015) 849 – 857. – 12th European Conference on Thermoelectricity (ECT-2014); Published by Elsevier Ltd. ISSN: 2214 – 7853 (doi: 10.1016/j.matpr.2015.05.109).
31. Анатичук Л.І., Іващук О.І., Кобилянський Р.Р., Постевка І.Д., Бодяка В.Ю., Гушул І.Я. Термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку "АЛТЕК-10008" // *Термоелектрика*. – № 1. – 2016. – С. 76 – 84.
32. Кобилянський Р.Р. Комп'ютерне моделювання показів термоелектричного сенсора медичного призначення // *Термоелектрика*. – № 4. – 2016. – С. 69 – 77.
33. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А., Лисько В.В., Пуганцева О.В., Розвер Ю.Ю., Тюменцев В.А. Стенд для градування термоелектричних перетворювачів теплового потоку // *Термоелектрика*. – № 5. – 2016. – С. 71 – 79.
34. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Константинович І.А., Кузь Р.В., Маник О.М., Ніцович О.В., Черкез Р.Г. Технологія виготовлення термоелектричних мікробатарей // *Термоелектрика*. – № 6. – 2016. – С. 49 – 54.
35. Анатичук Л.І., Кобилянський Р.Р., Каденюк Т.Я. Комп'ютерне моделювання локального теплового впливу на шкіру людини // *Термоелектрика*. – № 1. – 2017. – С. 69 – 79.
36. Анатичук Л.І., Разінков В.В., Бухараєва Н.Р., Кобилянський Р.Р. Термоелектричний браслет // *Термоелектрика*. – № 2. – 2017. – С. 58 – 72.
37. Анатичук Л.І., Лусте О.Я., Кобилянський Р.Р. Інформаційно-енергетична теорія термоелектричних сенсорів температури і теплового потоку медичного призначення // *Термоелектрика*. – № 4. – 2017. – С. 5 – 20.
38. 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.
39. Yuryk O., Anatychuk L., Kobylyanskyi R., Yuryk N. (2023). *Measurement of heat flux density as a new method of diagnosing neurological diseases. Modern methods of diagnosing diseases*. Kharkiv: PC Technology Center, 31 – 68. doi: <https://doi.org/10.15587/978-617-7319-65-7.ch2>

Надійшла до редакції: 03.10.2022.

Kobylyanskyi R.R., 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

ENERGY CHARACTERISTICS OF THERMOELECTRIC CONVERTERS POWERED BY HUMAN BODY HEAT

The paper presents a three-dimensional physical model, analytical description and results of computer simulation of thermoelectric converters placed on the surface of the human body. Optimal properties of thermoelectric converters are determined, whereby maximum values of electric power

W_{max} and efficiency are achieved in a state of rest and during physical exertion on the human body.

Key words: thermoelectric microgenerator, human body, energy characteristics, state of rest, physical exertion, computer simulation.

References

1. Anatychuk L.I., Ivaschuk O.I., Kobylianskyi R.R., Postevka I.D., Bodiaka V.Yu., Gushul I.Ya. (2016). Thermoelectric device for measuring the temperature and heat flux density "ALTEC-10008". *J. Thermoelectricity*, 1, 76 – 84.
2. Gishchuk V.S., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G. (2014). Multi-channel device for measuring the temperature and density of heat flows. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected Papers. Physics. Electronics*, 3 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 96 – 100.
3. Kobylianskyi R.R., Boichuk V.V. (2015). The use of thermoelectric heat meters in medical diagnostics. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected Papers. Physics. Electronics*, 4 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 90 – 96.
4. Demchuk B.M., Kushneryk L.Ya. (2002). Thermoelectric sensors for orthopaedics. *J. Thermoelectricity*, 4, 80 – 85.
5. Ashcheulov A.A., Kushneryk L.Ya. (2004). Thermoelectric device for medical and biological express diagnostics. *Tekhnologiya i Konstruvaniie v Elektronnoi Apparature*, 4, 38 – 39.
6. Ladyka R.B., Moskal D.N., Didukh V.D. (1992). Semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment of joint diseases. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 34 – 35.
7. Ladyka R.B., Dakaliuk O.N., Bulat L.P., Miagkota A.P. (1996). The use of semiconductor heat meters in the diagnostics and treatment. *Meditinskaiia Tekhnika*, 6, 36 – 37.
8. Anatychuk L.I. (1979). *Thermoelements and thermoelectric devices: Handbook*. Kyiv: Naukova Dumka.
9. Anatychuk L.I., Lozinskii N.G., Mikitiuk P.D., Rozver Yu.Yu. (1983). Thermoelectric semiconductor heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 5, 236.
10. Anatychuk L.I., Bulat L.P., Gutsal D.D., Miagkota A.P. (1989). Thermoelectric heat meter. *Instruments and Experimental Techniques*, 4, 248.
11. Gerashchenko O.A. (1971). *Basics of thermometry*. Kyiv: Naukova Dumka.
12. 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.
13. Cetingul M.P., Herman C. (2008). Identification of skin lesions from the transient thermal response using infrared imaging technique. *IEEE*, 1219 – 1222.
14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. *COMSOL Multiphysics User's Guide* (2010). COMSOLAB.
18. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2012). Study of the impact of thermoelectric heat meter on the determination of human heat release. *J. Thermoelectricity*, 4, 60 – 66.

19. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2012). 3D-model for determination of the impact of thermoelectric heat meter on the accuracy of measurement of human heat release. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected papers. Physics. Electronics*, 2 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 15 – 20.
20. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2013). Computer simulation of thermoelectric heat meter readings under real operating conditions. *J. Thermoelectricity*, 1, 53 – 60.
21. Anatyshuk L.I., Giba R.G., Kobylianskyi R.R. (2013). Some features of using medical heat meters in the study of local human heat emissions. *J. Thermoelectricity*, 2, 67 – 73.
22. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2013). On the accuracy of temperature determination by electronic medical thermometer with a thermoelectric power supply. *J. Thermoelectricity*, 5, 75 – 79.
23. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2013). On the impact of thermoelectric power supply on the accuracy of temperature and heat flux measurement. *J. Thermoelectricity*, 6, 53 – 61.
24. Gischuk V.S., Kobylianskyi R.R., Cherkez R.G. (2014). Multi-channel device for measurement of temperature and heat flux density. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected papers. Physics. Electronics*, 3 (1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 96 – 100.
25. Kobylianskyi R.R., Manyk O.M., Romaniuk S.B. (2014). Electronic medical thermometer with a thermoelectric power supply. *Scientific Bulletin of Chernivtsi University: Collected papers. Physics. Electronics*, 3(1). Chernivtsi: Chernivtsi National University, 105 – 111.
26. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Thermoelectric power supply for electronic medical thermometer. *Technology and Design in Electronic Equipment*, 4, 28 – 32. DOI: 10.15222/TKEA2014.4.28.
27. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A. (2014). Calibration of thermoelectric heat flux sensors. *Proc. of XV International scientific and practical conference “Modern Information and Electronic Technologies” May 26 - 30, 2014.* – Vol. 2. – Odesa, Ukraine, p. 30 – 31.
28. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2014). Some features of the dynamic operating modes of thermal generator that uses human heat. *J. Thermoelectricity*, 3, 60 – 74.
29. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2014). On the increase in the efficiency of the thermogenerator when using human thermal energy in dynamic modes. *J. Thermoelectricity*, 4, 70 – 80.
30. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R. (2014). Electronic medical thermometer with thermoelectric power supply. *Materials Today: Proceedings* 2 (2015) 849 – 857. – 12th European Conference on Thermoelectricity (ECT-2014); Published by Elsevier Ltd. ISSN: 2214-7853 (doi: 10.1016/j.matpr.2015.05.109).
31. Anatyshuk L.I., Ivaschuk O.I., Kobylianskyi R.R., Postevka I.D., Bodiaka V.Yu. Gushul I.Ya. (2016). Thermoelectric device for measurement of temperature and heat flux density "ALTEC-10008". *J. Thermoelectricity*, 1, 76 – 84.
32. Kobylianskyi R.R. (2016). Computer simulation of readings of a thermoelectric sensor of medical purposes. *J. Thermoelectricity*, 4, 69 – 77.
33. Anatyshuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A., Lysko V.V., Pugantseva O.V., Rozver Yu.Yu., Tiumentsev V.A. (2016). Calibration bench for thermoelectric heat flux converters. *J. Thermoelectricity*, 5, 71 – 79.

34. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Konstantynovych I.A., Kuz R.V., Manyk O.M., Nitsovykh O.V., Cherkez R.G. (2016). Technology of manufacturing thermoelectric microthermopiles. *J. Thermoelectricity*, 6, 49 – 54.
35. Anatychuk L.I., Kobylianskyi R.R., Kadeniuk T.Ya. (2017). Computer simulation of local thermal impact on human skin. *J. Thermoelectricity*, 1, 69 – 79.
36. Anatychuk L.I., Razinkov V.V., Bukharaieva N.R., Kobylianskyi R.R. (2017). Thermoelectric bracelet. *J. Thermoelectricity*, 2, 58 – 72.
37. Anatychuk L.I., Luste O.J, Kobylianskyi R.R. (2017). Information-energy theory of thermoelectric sensors of temperature and heat flux of medical purpose. *J. Thermoelectricity*, 4, 5 – 20.
38. Anatychuk L.I., Todurov B.M., Kobylianskyi R.R., Dzhal S.A. (2019). On the use of thermoelectric microgenerators for power supply to pacemakers. *J. Thermoelectricity*, 5, 60 – 88.
39. Yuryk, O., Anatychuk, L., Kobylianskyi, R., Yuryk, N. (2023). *Measurement of heat flux density as a new method of diagnosing neurological diseases. Modern methods of diagnosing diseases*. Kharkiv: PC Technology Center, 31 – 68. doi: <https://doi.org/10.15587/978-617-7319-65-7.ch2>

Submitted: 03.10.2022.



Анатичук Л.І.

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

Гаврилюк М.В.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: anatysh@gmail.com



Гаврилюк М.В.

ТЕСТЕР ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ЗАМЕРЗАННЯ АНТИФРИЗУ

Наведено результати розробки тестера для експериментального вимірювання температури замерзання антифризу. У тестері використовується пряме вимірювання температури антифризу при його охолодженні до температури замерзання з допомогою термоелектричного модуля. У конструкції тестера застосована оптимізована теплообмінна система, що дозволила створити компактний недорогий пристрій, доступний як рядовим автолюбителям так і підприємцям, які займаються автосервісом.

Ключові слова: антифриз, тосол, тестер, температура замерзання.

Вступ

Актуальність проблеми. Антифриз – охолоджуюча рідина, поряд з моторним маслом, тормозною рідиною, паливом, є однією з головних функціональних рідин автомобіля. Неполадки в системі охолодження в сильні морози зазвичай виникають, якщо впродовж року в розширювальний бачок доводилось доливати воду. Це веде до зміни пропорції води у суміші з етиленгліколем і, відповідно, до підвищення температури замерзання. Хоча розведений водою антифриз і не замерзне, як вода, однак, перетворившись в гель або густу суміш з частинками льоду, викличе проблеми з циркуляцією в системі охолодження і прискорене зношування водонасосу.

Сьогодні ринок антифризів (тосолів) є досить строкатим. Підробки, які не мають нічого спільного зі справжнім тосолом переповнили прилавки магазинів і ринків.

Виникає питання, як відрізнити справжній тосол від підробки, або ж, як перевірити якість старого антифризу. Допомогти дати відповідь на це питання повною мірою може застосування термоелектричного охолодження в розробці спеціальної апаратури для контролю якості антифризів.

Аналіз літератури. На відміну від води – антифриз, є водно-етиленгліколевим розчином, замерзає у декілька етапів. Вода замерзає «миттєво», а антифриз замерзає поступово: в процесі охолодження, при деякій від'ємній температурі у рідині починають утворюватися кристалики. Потім, при подальшому охолодженні рідини, кількість кристаликів у ній зростає – виникає щось подібне до каші, і, нарешті, за деякої нижчої кінцевої температури ця суміш рідини з кристаликами льоду твердне. Початкова температура утворення першого кристалу називається «температура початку кристалізації». Кінцева температура переходу із рідкого у твердий стан називається «температурою втрати текучості» або «температурою застигання».

Існують різні методики у визначення температури замерзання антифризу. Зазвичай користуються «температурою початку кристалізації». У країнах СНД цей показник описано у нормативних документах, розроблених на основі ГОСТ 28084-89. В Європі, однак, частіше використовують поняття «температура захисту від замерзання». Вона визначається як середнє арифметичне між «температурою початку кристалізації» та «температурою застигання». Це прописано у методиці ASTM D1177.

Існує багато лабораторно-побутових приладів для вимірювання «температури початку кристалізації» у «польових» умовах. У разі використання таких приладів антифриз не заморожується до появи кристалів, а вимірюються інші його характеристики – густина або показник заломлення, які пов'язані з концентрацією етиленгліколю у розчині і, отже, з температурою замерзання. Перший тип таких «лабораторно-побутових приладів – це ареометр занурення («поплавець»). Він опускається в рідину, і за глибиною його занурення можна судити про густину, а, отже, і про температуру замерзання даної рідини. Іноді вимірювальну шкалу таких ареометрів (їх також називають «ареометр-гідрометр») градуюють не як зазвичай у грамах на кубічний сантиметр, а одразу у градусах Цельсія, або у процентах вмісту етиленгліколю у розчині. Типовим представником цього класу приладів є «Ареометр-гідрометр АЕГ / тосол, антифриз/», рис. 1.



Рис. 1. Ареометр-гідрометр АЕГ / тосол, антифриз.

Слід мати на увазі, що кожен такий ареометр-гідрометр градуйовано під певну рідину, наприклад на «Тосол АМ» або на водно-етиленгліколевий розчин, і при вимірюванні іншого антифризу він буде давати похибку до 5 градусів. Користуючись ареометром-гідрометром слід враховувати три обставини.

По-перше, цей прилад реально вимірює густину рідини, а не температуру замерзання. Тому замір, виконаний ареометром-гідрометром, може служити лише індикатором, оцінкою температури замерзання, але не кваліфікаційним тестом.

По-друге, всі антифризи (і тосоли) містять у своєму складі, окрім води та етиленгліколю, пакети присадок, які відрізняються між собою за кількістю та за густиною. Тому різні антифризи при розбавленні водою мають різні залежності густини від температури замерзання, хоч і схожі між собою.

По-третє, при вимірюваннях ареометром-гідрометром слід чітко дотримуватись заданої температури вимірюваної рідини. Відомо, що всі тіла при нагріванні розширюються, в тому числі антифриз. Тому один і той самий антифриз буде мати різну густину на вулиці і в теплому приміщенні. Відповідно покази ареометра-гідрометра будуть різними: на вулиці антифриз виявиться «добрим», а у приміщенні цей же антифриз вже стане «поганим». Для переважної більшості таких приладів передбачається проведення вимірювань за температури рідини чітко плюс 20 °С.

Другий тип «лабораторно-побутових» приладів – це рефрактометри. Фактично цей прилад вимірює оптичну характеристику антифриза – показник заломлення, який також пов'язаний зі ступенем розведення концентрату антифризу водою та з температурою початку його кристалізації. Точність визначення температури початку кристалізації антифризу з його допомогою складає $\pm 1^\circ\text{C}$. Типовими представниками рефрактометрів є лабораторний «Рефрактометр ІРФ 454Б2 М» або кишеньковий «Refraktometr VBC4T», рис. 2.



Рис. 2. Рефрактометри: а) – лабораторний ІРФ 454Б2М, б) – карманний VBC4Т.

При користуванні рефрактометром слід дотримуватися правил і обережностей, описаних при роботі з аерометрами. Вимірювання проводити при температурі рідини чітко плюс 20°C . Користуватися таблицею переведення показника заломлення в температуру початку кристалізації для даної марки антифризу. Якщо у кишенькового рефрактометра вимірювальна шкала уже задана в градусах Цельсія, слід мати на увазі, що ця шкала адаптована до якогось конкретного антифризу, швидше за все до суміші етиленгліколю і води. Такий прилад може служити тільки для індикації (оцінки) температури початку кристалізації.

Поряд з приладами, побічно визначальними температуру замерзання антифризу, існують і апарати для прямого вимірювання температури замерзання, що працюють за принципом реального охолодження антифризу з одночасним контролем за станом рідини. Наприклад, серія автоматичних апаратів для визначення температури початку кристалізації нафтопродуктів АТКт-01, АТК-02, АТЗ-01.



Рис. 3. Прилад АТК-02.



Рис. 4. ІНВН "КРИСТАЛЛ".

Технологічний блок таких приладів являє собою кріостат з вбудованою в ньому випробувальною коміркою. Кріостат складається з алюмінієвого стакана, куди в процесі аналізу поміщається пробірка з продуктом. З двох протилежних сторін стакана розміщуються вузли охолодження, що складаються з напівпровідникових мікрохолодильників і радіаторів. У процесі аналізу через радіатори безперервно протікає холодоагент. Із-за високої ефективності напівпровідникових холодильників, температура в стакані може бути на декілька десятків

градусів нижче температури холодоагенту, що дозволяє, в більшості випадків, використовувати в якості холодоагенту звичайну водопровідну воду з температурою не вище 20 °С.

Інший приклад Вимірювач низькотемпературних показників нафтопродуктів ІНВН "КРИСТАЛЛ".

Прилад має багато функціональних можливостей, в ньому також температура кристалізації визначається автоматично шляхом аналізу характеру зміни температури.

Однак наряду з високою точністю вимірювань вказані апарати достатньо складні в експлуатації, мають великі масогабаритні розміри і, як наслідок, мають високу вартість (порядка 5 – 7 тис. \$). Тому можливість придбати їх мають хіба що великі підприємства [1 – 4].

Опис результатів розробки

В ІТЕ розроблено і виготовлено простий у експлуатації тестер, який призначено для експериментального визначення температури замерзання антифризу (або інших неагресивних рідин). Тестер позбавлений недоліків, притаманних рефрактометрам та ареометрам (може визначати температуру замерзання практично будь якої неагресивної рідини, яка потрапляє у робочий діапазон вимірювань – від температури навколишнього середовища – 50 °С), має високу точність вимірювань і невисоку вартість.

Технічні характеристики тестера

Обсяг проби, мл (Ø краплі, мм)	0.03 – 0.1 (2 – 3)
Гранична температура охолодження робочої площадки, °С	мінус 50
Ціна найменшого розряду цифрового табло, °С	0.1
Похибка визначення температури початку кристалізації, °С	1
Похибка визначення температури застигання, °С	2
Максимальний час вимірювання температури початку кристалізації, хв.	2
Максимальний час вимірювання температури застигання, хв.	3
Мінімальний час між повторними вимірюваннями, хв.	5
Температурний діапазон експлуатації тестера, °С	от – 10 до + 30
Напруга живлення, В	12 DC
Потужність, не більше, Вт	15
Габарити, без AC/DC адаптера, мм	60 x 60 x 80
AC/DC адаптера 220V/12V, 2 А макс, мм	90 x 45 x 70
Маса, без AC/DC адаптера, не більше, кг	0.3
AC/DC адаптера, не більше, кг	0.1

Принцип дії тестера – поступове охолодження краплі антифризу, вміщеної у заглибині робочої площадки з одночасним вимірюванням температури цієї площадки та візуальним контролем агрегатного стану краплі. Виконавчий охолоджувальний елемент приладу – термоелектричний модуль Пельтьє. Відведення тепла від термоелектричного модуля здійснюється за допомогою ребристого радіатора з вентиляторним продувом. Шляхом комп’ютерного моделювання було оптимізовано теплообмінну систему – робоча площадка з краплею антифризу – модуль Пельтьє – радіатор з вентилятором. У тестері використано двокаскадний малопотужний термоелектричний модуль, що поряд з високоефективним DC/DC перетворювачем напруги дозволило зробити тестер достатньо компактним і швидкодіючим.

Будову тестера для визначення температури замерзання антифризу зображено на рис. 5, а його електрична схема – на рис. 6.

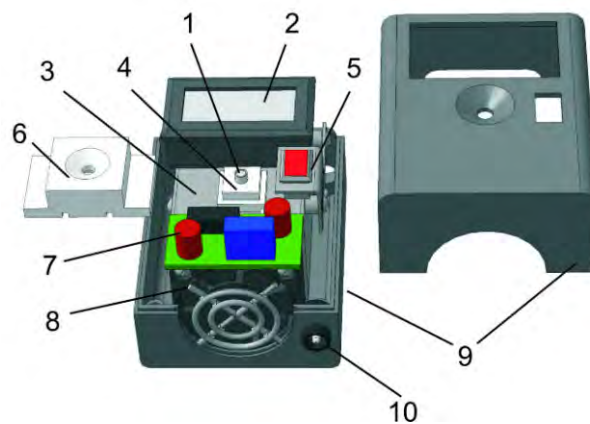


Рис. 5. Будова тестера. 1 – робоча площадка, 2 – цифровий термометр, 3 – радіатор, 4 – термоелектричний модуль, 5 – вимикач, 6 – пенопластова теплоізоляція модуля, 7 – DC / DC перетворювач, 8 – вентилятор, 9 – корпус, 10 – вхідний раз’єм живлення.

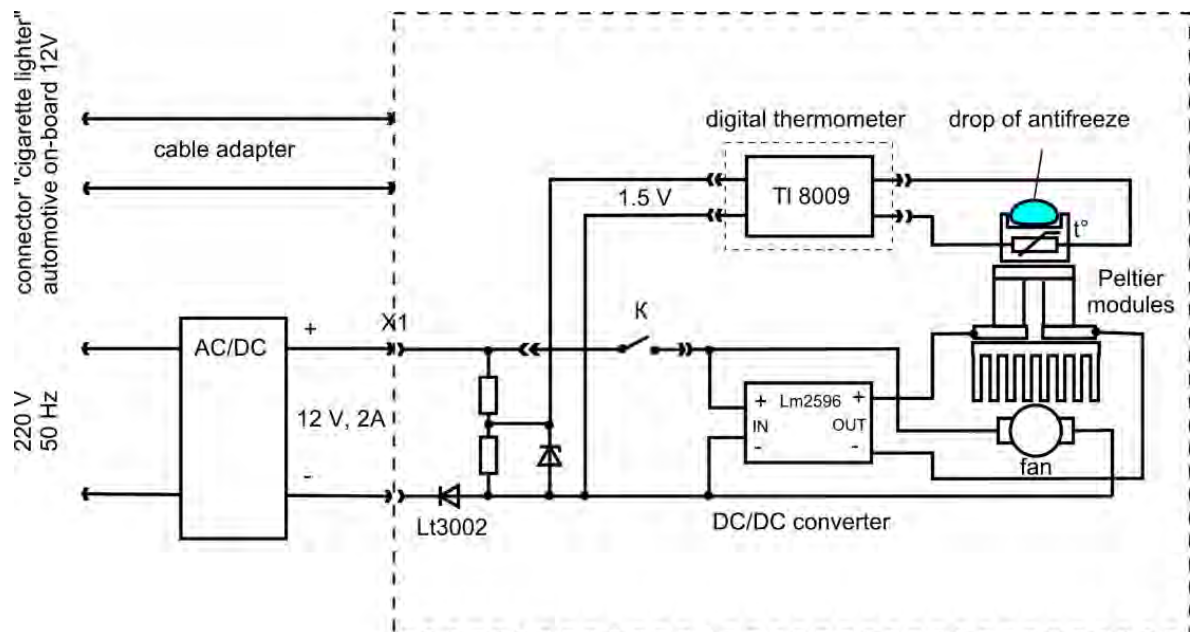


Рис. 6. Електрична схема тестера.

Робоча площадка приладу – 1 приклеєна у центральній частині охолоджувальної сторони модуля Пельтьє – 4. Пасивну (гарячу) сторону модуля закріплено на ребристому радіаторі – 3. Збоку, вздовж ребер, до радіатора прикріплено повітряний вентилятор – 8. Ці елементи утворюють теплообмінний вузол. Вузол за допомогою кронштейна закріплено у корпусі – 9, стінки якого додатково відокремлюють холодну та гарячу сторону цього вузла. В корпусі розміщено цифровий термометр – 2, вимикач – 5 та елементи живлення термометра і модуля. З боку вентилятора, у корпусі є отвір для надходження повітря, а з протилежного – отвір для його виходу. Ці отвори закрито декоративно-захисними сітками.

Вхідна напруга з роз'єднувача Х1, через захисний діод надходить на дільник напруги що, живить цифровий термометр. З цього ж роз'єднувача напруга через вимикач К надходить на вентилятор і на DC / DC перетворювач, який виробляє стабілізовану напругу для живлення модуля Пельтьє.

В тестері використано стандартний цифровий термометр, давач температури якого, знаходиться у призначеному для нього отворі у робочій площадці

Тестер укомплектовано мережевим блоком живлення. Адаптер, за вхідної напруги 110 – 240 В з частотою 50 – 60 Гц має вихідну напругу 12 В сталого струму, силою до 2 А. Також до комплекту тестера входить кабель-перехідник для живлення від бортової мережі, автомобіля напругою 12 В.

Зовнішній вигляд тестера зображено на рис. 7.



Рис. 7. Зовнішній вигляд тестера для вимірювання температури замерзання антифризу.

Робота з тестером. При підключенні тестера до джерела живлення на табло термометра відображається температура робочої площадки (фактично – температура навколишнього середовища). З допомогою піпетки, або іншим доступним способом, в заглиблення робочої площадки поміщається невелика (діаметром 2 – 3 мм) крапля антифризу.

При включенні клавіші живлення тестера, робоча площадка разом з краплею розпочинає охолоджуватися. Спостерігаючи одночасно за агрегатним станом краплі і показами термометра, визначають температуру замерзання рідини за помутнінням краплі. При подальшому охолодженні краплі антифризу помітний деякий стаціонарний процес, коли енергія модуля витрачається на утворення кристаликів антифризу, а при їх насиченні, температура уже застиглої краплі знову починає знижуватися. Динаміка охолодження краплі антифризу показана на рис. 8.

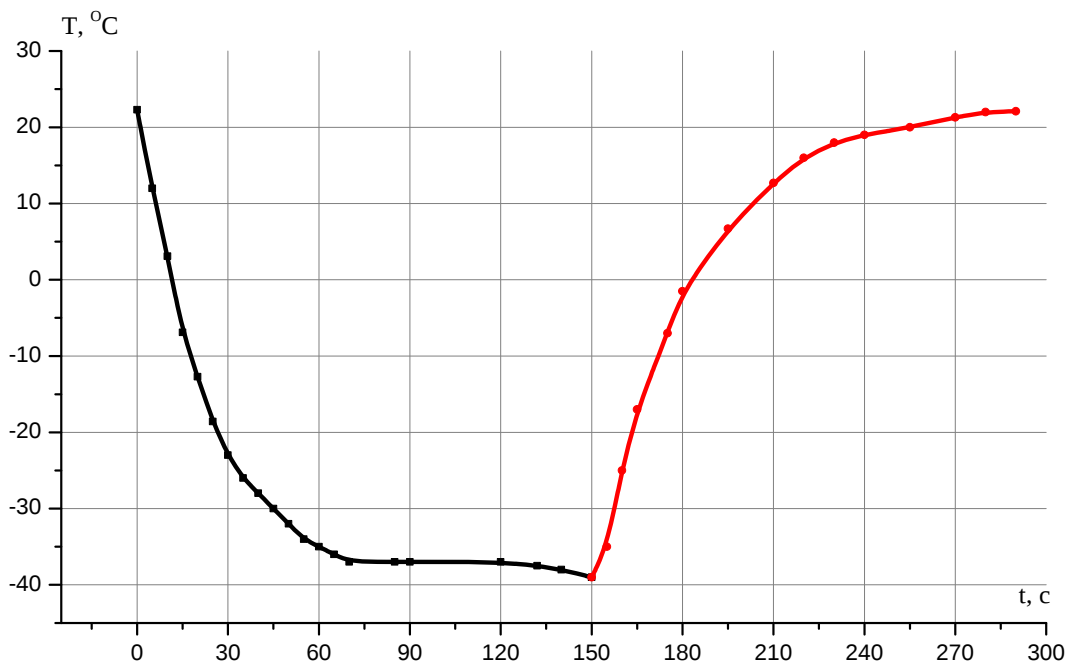


Рис. 8. Динаміка замерзання-розмерзання краплі антифризу на робочій площадці тестера.

При вимкненні живлення модуля Пельтьє процес іде у зворотному порядку, але спостерігається додаткове надходження тепла з перегрітого, відносно навколишнього повітря, радіатора.

Після закінчення вимірювання краплю антифризу слід зняти з робочої площадки з допомогою серветки або іншим абсорбуючим матеріалом.

Висновок

Розглянутий тестер для визначення температури замерзання антифризу завдяки своїй компактності, простоті в експлуатації і невисокій ціні безумовно зацікавить як рядових автомобілістів, так і підприємців, які займаються реалізацією автомобільних рідин і сервісним обслуговуванням автомобілів

Література

1. О.М. Gol'tyaev. The truth about cooling fluids. http://www.cool-stream.ru/pravda_ozh
2. How to measure the freezing point of the heating medium correctly. http://netet.ru/publications/2010/09/08/publications_238.html
3. "CRYSTAL" measuring device for low-temperature indicators of oil products. <http://www.shatox.ru/crystal.htm>
4. Antifreeze device. Refractometer. http://www.wuerthmarket.ru/products/by_category/60/09/04/1635/

Надійшла до редакції: 18.10.2022.

**Anatychuk L.I., Acad. NAS Ukraine ^{1,2}
Havryliuk M.V. 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: anatych@gmail.com

DEVICE FOR DETERMINING ANTIFREEZE FREEZING POINT

The results of the development of the device for experimental measurement of antifreeze freezing point are provided. The device applies a direct measurement of antifreeze temperature upon its cooling to the freezing point using a thermoelectric module. An optimized heat exchange system, which has contributed to the development of a compact inexpensive device, available both to ordinary car enthusiasts and entrepreneurs dealing with car maintenance services, is used in the device design.

Key words: antifreeze, tosol, tester, freezing temperature.

References

1. O.M. Gol'tyaev. The truth about cooling fluids. http://www.cool-stream.ru/pravda_ozh
2. How to measure the freezing point of the heating medium correctly.
http://netet.ru/publications/2010/09/08/publications_238.html
3. "CRYSTAL" measuring device for low-temperature indicators of oil products.
<http://www.shatox.ru/crystal.htm>
4. Antifreeze device. Refractometer.
http://www.wuerthmarket.ru/products/by_category/60/09/04/1635/

Submitted: 18.10.2022.

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 журналу, 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 .орґ чи .сdг, допускається у форматах .jрг чи .tіf. 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;

О 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, використовувані 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.І. *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 perpektivny 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. Thermoelements [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].