

СЕНСОРИ ФІЗИЧНИХ ВЕЛИЧИН

PHYSICAL SENSORS

УДК 537.32, 618.19-006.04:612.521:612.014.43

DOI 10.18524/1815-7459.2018.1.126347

ПРО ВПЛИВ ТЕМПЕРАТУРИ НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА НА ПОКАЗИ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ СЕНСОРІВ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

*Л. І. Анатичук^{1,2}, О. І. Іващук³, Р. Р. Кобилянський^{1,2}, І. Д. Постевка³, В. Ю. Бодяка³,
І. Я. Гушул³, Ю. Я. Чупровська³*

¹ Інститут термоелектрики НАН та МОН України, вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
anatysh@gmail.com, romakobylanskyi@ukr.net;

² Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича, вул. Коцюбинського, 2,
Чернівці, 58012, Україна;

³ Вищий державний навчальний заклад України "Буковинський державний медичний
університет", Театральна пл., 2, Чернівці, 58002, Україна; ivashchuk@bsmu.edu.ua, bodyka@i.ua

ПРО ВПЛИВ ТЕМПЕРАТУРИ НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА НА ПОКАЗИ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ СЕНСОРІВ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

*Л. І. Анатичук, О. І. Іващук, Р. Р. Кобилянський, І. Д. Постевка, В. Ю. Бодяка, І. Я. Гушул,
Ю. Я. Чупровська*

Анотація. У роботі наведено конструкцію, принцип роботи та технічні характеристики термоелектричного приладу для вимірювання температури і густини теплового потоку, в якому передбачено зв'язок з персональним комп'ютером для збереження, обробки і візуалізації результатів вимірювань у реальному часі. Представлено результати досліджень густини теплового потоку і температури поверхні шкіри молочної залози залежно від температури навколишнього середовища. Встановлено вплив температури навколишнього середовища на покази тер-

моелектричних сенсорів медичного призначення. Визначено силу кореляційно-регресивного зв'язку між густиною теплового потоку і температурою поверхні шкіри молочної залози.

Ключові слова: термоелектричний сенсор, температура, густина теплового потоку, діагностика онкозахворювань молочної залози

ABOUT THE INFLUENCE OF AMBIENT TEMPERATURE ON THE READINGS OF MEDICAL PURPOSE THERMOELECTRIC SENSORS

L. I. Anatychuk, O. I. Ivashchuk, R. R. Kobylianskyi, I. D. Postevka, V. Yu. Bodiaka, I. Ya. Hushul, Yu. Ya. Chuprovskaya

Abstract. The paper presents the design, operating principle and technical characteristics of thermoelectric device for measuring temperature and heat flux density which involves connection to personal computer for storage, processing and visualization of measurement results in real time. The results of studies of heat flux density and skin surface temperature of mammary gland and as a function of ambient temperature are presented. Then influence of ambient temperature on the readings of medical purpose thermoelectric sensors is established. Then intensity of correlation and regression relationship between heat flux density and skin surface temperature of mammary gland is determined.

Keywords: thermoelectric sensor, temperature, heat flux density, diagnostics of mammary gland oncological diseases

О ВОЗДЕЙСТВИИ ТЕМПЕРАТУРЫ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ НА ПОКАЗАНИЯ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СЕНСОРОВ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Л. И. Анатичук, А. И. Иващук, Р. Р. Кобылянский, И. Д. Постевка, В. Ю. Бодяка, И. Я. Гушул, Ю. Я. Чупровская

Аннотация. В работе приведены конструкция, принцип работы и технические характеристики термоэлектрического прибора для измерения температуры и плотности теплового потока, в котором предусмотрено связь с персональным компьютером для хранения, обработки и визуализации результатов измерений в реальном времени. Представлены результаты исследований плотности теплового потока и температуры поверхности кожи молочной железы зависимо от температуры окружающей среды. Установлено влияние температуры окружающей среды на показания термоэлектрических сенсоров медицинского назначения. Определено силу корреляционно-регрессивной связи между плотностью теплового потока и температурой поверхности кожи молочной железы.

Ключевые слова: термоэлектрический сенсор, температура, плотность теплового потока, диагностика онкозаболеваний молочной железы

Вступ. Для дослідження локального тепло-виділення організму людини перспективними є напівпровідникові термоелектричні сенсори теплового потоку [1-8], які поєднують у собі мініатюрність, високу чутливість, стабільність параметрів у широкому інтервалі робочих температур і узгоджуються із сучасною реєструючою апаратурою. Використання таких сенсорів дозволяє досягати високої локальності та точності теплотричних вимірювань. Це, у свою чергу, дає можливість отримувати інформацію про характеристики досліджуваних об'єктів і детально їх аналізувати з метою виявлення на ранніх стадіях запальних процесів організму людини та онкозахворювань.

Важливим фактором при дослідженні теплових потоків тіла людини за допомогою термоелектричних сенсорів є точність та швидкодія реєстрації сигналів термоелектричних сенсорів. Ранні розробки реєстраторів сигналів [3-8] мають відносно високу похибку вимірювань, великі габаритні розміри, невисоку швидкодію та не мають автономних джерел живлення. Подальші розробки в цьому напрямку привели до створення сучасних електронних реєстраторів з обробкою інформації термоелектричних сенсорів теплового потоку [9-13], які мають внутрішню пам'ять для збереження результатів вимірювань та автономні джерела живлення. У роботі [14] розроблено сучасний багатоканальний термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку у реальному часі з комп'ютерним програмним забезпеченням.

Однак недоліком розроблених термоелектричних сенсорів та приладів на їх основі є те, що покази таких сенсорів можуть залежати від температури оточуючого середовища. Крім того, досі недостатньо відомостей про кореляцію температури і густини теплового потоку організму людини [15-23]. Вивчення особливостей динаміки густини теплового потоку і температури поверхні шкіри молочної залози залежно від температури навколишнього середовища дозволить вдосконалити термоелектричні сенсори, що надзвичайно важливо при їх застосуванні у медичній практиці.

Мета дослідження. Визначити вплив температури навколишнього середовища на покази термоелектричних сенсорів медичного

призначення за допомогою багатоканального термоелектричного приладу для вимірювання температури і густини теплового потоку.

Матеріал і методи досліджень. В Інституті термоелектрики НАН і МОН України в рамках договору про співдружність з ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет» МОЗ України було розроблено термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку «АЛТЕК-10008» [14]. Прилад призначений для одночасного вимірювання температури та густини теплового потоку з поверхні тіла людини контактним способом, що дає можливість виявляти на ранніх стадіях запальні процеси та онкозахворювання. Зовнішній вигляд та технічні характеристики приладу наведено на рис.1 і таблиці 1 відповідно.

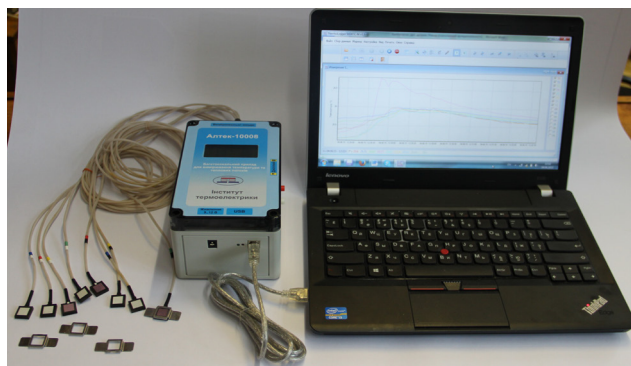


Рис. 1. Зовнішній вигляд термоелектричного приладу для вимірювання температури і густини теплового потоку «АЛТЕК-10008» [14].

Прилад складається з електронного блоку керування та 8-ми ідентичних термоелектричних зондів. Електронний блок керування представляє собою 16-канальний мікропроцесорний модуль реєстрації електричних сигналів, виконаний на основі реєстратора Triton-9004TCA. Живлення приладу може здійснюватися двома шляхами: три гальванічних елементів типу АА (4.5 В) або зовнішнє джерело живлення напругою 5 В (мережевий AC/DC-адаптера (220/5 В), USB-порт персонального комп'ютера чи ноутбука). При одночасному підключенні до приладу зовнішнього джерела живлення та гальванічних елементів відбувається підзарядка останніх.

Таблиця 1

Технічні характеристики термоелектричного приладу

№	Характеристики приладу; один. вимірювання	Значення
	Кількість зондів, шт.	8
	Габарити зонда, мм	14×14×3
	Склад зонда	датчик температури, датчик теплового потоку
	Тип датчика температури	термістор
	Габарити датчика температури, мм	2.2×2×0.7
	Тип сенсора теплового потоку	термопарна термоелектрична батарея
	Габарити термоелектричної батареї, мм	10×10×3
	Довжина з'єднувальних проводів зонда, м	1.5
	Тип електронного реєстратора	TRITON 9004TC A
	Діапазон вимірювання температури, °C	0 ÷ +50
	Точність вимірювання температури, °C	0.05
	Діапазон вимірювання густини теплових потоків, Вт/см ²	5·10 ⁻⁵ ÷ 10 ⁻¹
	Швидкодія електронного реєстратора, с	3 ÷ 5
	Живлення електронного реєстратора: а) мережевий AC/DC-адаптер, В б) три гальванічних елементи АА, В	220/5 4.5
	Можливість виведення результатів вимірювання на дисплей електронного реєстратора у реальному часі	+
	Можливість виведення результатів вимірювання на персональний комп'ютер у реальному часі	+
	Можливість збереження результатів вимірювання на карту пам'яті microSD у реальному часі	+

Прилад є повністю автономним – результати вимірювань відображаються на дисплеї в режимі реального часу та зберігаються на карту пам'яті microSD із заданим часовим інтервалом. Крім того, для зручності обробки і аналізу результатів вимірювань передбачено передачу даних по інтерфейсу USB на персо-

нальний комп'ютер за допомогою спеціально розробленої комп'ютерної програми.

Термоелектричний зонд містить розміщені в спільному корпусі датчик температури (термістор) та термопарний сенсор теплового потоку. Схема термоелектричного зонда наведена на рис.2.

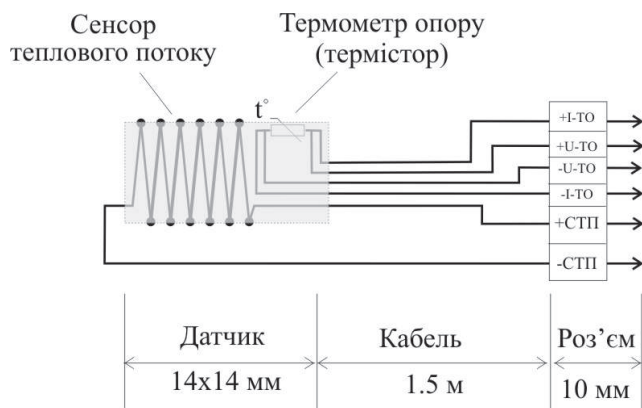


Рис. 2. Схема термоелектричного зонда.

Сенсор теплового потоку представляє собою щільно упаковану батарею термопарних елементів, виготовлених з вискоєфективних напівпровідникових матеріалів на основі Bi-Te [1]. Проміжки між термопарними елементами заповнені епоксидним компаундом, а робочі поверхні батареї герметично захищені керамічними пластинами. Повна герметичність термоелектричних зондів дає можливість проводити їх якісну дезінфекцію. Для зручності заміни термоелектричного зонда передбачено його з'єднання з електронним блоком керування здійснюється через роз'єм. Кріплення термоелектричних зондів до об'єкту дослідження здійснюється за допомогою рамок з пелюстками, виготовлених з харчової нержавіючої сталі.

Для реалізації поставленої у даній роботі мети було обстежено 35 жінок віком від 21 до 22 років без патології молочних залоз та інших органів. Середній вік обстежених осіб склав $22,03 \pm 0,421$ роки.

Фазу менструального циклу не враховували, оскільки вона не призводить до вірогідних змін густини теплового потоку та температури поверхні шкіри молочної залози, проте жінок у фазі десквамації не було [24].

Вимірювання густини теплового потоку молочної залози проводили контактним способом використовуючи вказаний вище багатоканальний термоелектричний прилад «АЛ-ТЕК-10008» з програмним забезпеченням Thermologger 9004 TC-M [14]. Термоелектричні сенсори теплового потоку (8 шт.) розташовували у горизонтальному положенні у кожному квадранті правої та лівої молочної залози.

Вимірювання проводили кожні 5 секунд, впродовж 5 хвилин, при температурах оточуючого середовища – 18 °C, 20 °C, 22 °C, 24 °C, 26 °C, 28 °C.

Температуру навколишнього середовища вимірювали за допомогою кількох спиртових термометрів, які розташовували на штативах по діагональному перерізу кімнати у 3 точках на висоті 0,2 м від підлоги, у 3 точках на висоті 1,5 м від підлоги, а також на відстані 0,2 м від стіни. Покази термометрів знімали після експозиції 10 хвилин у точці вимірювання та визначали середню температуру.

Статистичну обробку отриманих результатів досліджень проведено на персональному комп'ютері з використанням електронних таблиць Microsoft Excel та пакета програм статистичної обробки PAST. Враховуючи велику кількість показників одного спостереження, отриманих впродовж 5 хвилин вимірювання, вираховували медіану (статистика, яка розділяє ранжирувану сукупність на дві рівні частини: 50% "нижні" члени ряду будуть мати значення ознаки не більше, ніж медіана, а "верхні" 50% – значення ознаки не менше, ніж медіана).

Правильність розподілу даних у вибірках перевіряли шляхом застосування критеріїв Shapiro-Wilk. При нормальному розподіленні незалежних груп використовували критерій (t) Стьюдента. У разі ненормального розподілення неперервних перемінних використовували критерії Манна-Уїтні (U-тест). Розбіжності отриманих результатів вважали статистично вірогідними при $p < 0,05$, що є загальноприйнятим у медико-біологічних дослідженнях.

Кореляційно-регресивний аналіз проводили шляхом оцінки параметрів лінійної функції з можливістю визначення лінійного коефіцієнта кореляції Пірсона (r) з метою дослідження можливого зв'язку між густиною теплового потоку та температурою поверхні шкіри. Направленість зв'язку визначали за знаком коефіцієнта кореляції, а силу кореляційного зв'язку за близькістю коефіцієнта кореляції до 1.

Результати експериментальних досліджень та їх обговорення. Отримані результати дослідження густини теплового потоку

лівої молочної залози, які представлені в таблиці 2, свідчать про зниження показників у кожному її квадранті, при поступовому зростанні температури навколишнього середовища.

$1,15 \pm 0,014$ разів ($p < 0,05$) при зростанні температури навколишнього середовища на кожні 2°C . При зростанні температури навколишнього середовища на 10°C відмічається зниження густини теплового потоку в $2,05 \pm 0,029$ разів ($p < 0,01$).

Таблиця 2

Значення густини теплового потоку кожного квадранта лівої молочної залози залежно від температури оточуючого середовища, ($M \pm m$), mW/cm^2

Температура оточуючого середовища	Квадранти молочної залози			
	Верхній зовнішній	Верхній внутрішній	Нижній зовнішній	Нижній внутрішній
18 °C n=33	$26,63 \pm 1,345$	$33,43 \pm 1,105$	$27,33 \pm 1,043$	$25,2 \pm 0,837$
20 °C n=35	$22,0 \pm 0,872$ $p < 0,001$	$30,86 \pm 0,595$ $p < 0,01$	$20,54 \pm 0,891$ $p < 0,001$	$20,38 \pm 0,506$ $p < 0,001$
22 °C n=33	$20,11 \pm 0,96$ $p > 0,05$	$25,81 \pm 0,831$ $p < 0,001$	$17,77 \pm 0,89$ $p < 0,05$	$17,16 \pm 0,642$ $p < 0,001$
24 °C n=33	$17,49 \pm 0,785$ $p > 0,05$	$22,64 \pm 0,655$ $p < 0,05$	$16,14 \pm 0,643$ $p > 0,05$	$16,07 \pm 0,538$ $p > 0,05$
26 °C n=31	$15,61 \pm 0,703$ $p < 0,05$	$19,91 \pm 0,799$ $p < 0,01$	$13,74 \pm 0,724$ $p < 0,05$	$14,36 \pm 0,666$ $p > 0,05$
28 °C n=31	$13,29 \pm 0,551$ $p < 0,05$	$16,65 \pm 0,513$ $p < 0,01$	$11,87 \pm 0,659$ $p > 0,05$	$12,52 \pm 0,572$ $p < 0,05$

Примітки:

1. n – кількість спостережень;
2. p – різниця проти попереднього показника в межах відповідного квадранту.

При аналізі результатів дослідження густини теплового потоку правої молочної залози, які наведені в таблиці 3, відмічається також зниження показників у кожному її квадранті, при зростанні температури навколишнього середовища. Спостерігається зниження густини теплового потоку молочної залози в

Так, при підвищенні температури навколишнього середовища на кожні 2°C , відмічається зниження густини теплового потоку в $1,16 \pm 0,014$ разів ($p < 0,05$), а при зростанні температури на 10°C – в $2,08 \pm 0,074$ разів ($p < 0,01$).

Таблиця 3

Значення густини теплового потоку кожного квадранта правої молочної залози залежно від температури оточуючого середовища, ($M \pm m$), мВ/см²

Температура оточуючого середовища	Квадранти молочної залози			
	Верхній зовнішній	Верхній внутрішній	Нижній зовнішній	Нижній внутрішній
18 °C n=33	34,99 ± 1,388	26,39 ± 2,172	28,35 ± 1,279	26,05 ± 0,832
20 °C n=35	29,09 ± 1,165 p<0,01	23,07 ± 1,758 p>0,05	22,6 ± 0,856 p<0,001	21,5 ± 0,628 p<0,001
22 °C n=33	26,62 ± 0,958 p>0,05	21,45 ± 0,879 p<0,05	19,25 ± 0,71 p<0,01	18,2 ± 0,679 p<0,01
24 °C n=33	22,94 ± 0,908 p<0,05	18,01 ± 0,791 p<0,01	17,42 ± 0,534 p<0,05	16,09 ± 0,713 p<0,05
26 °C n=31	20,48 ± 0,925 p>0,05	17,42 ± 0,794 p>0,05	15,66 ± 0,72 p<0,05	15,22 ± 0,736 p>0,05
28 °C n=33	16,53 ± 0,588 p<0,001	14,02 ± 0,54 p<0,001	13,07 ± 0,628 p<0,05	12,91 ± 0,523 p<0,05

Примітки:

1. n – кількість спостережень;
2. p – різниця проти попереднього показника в межах відповідного квадранту.

Отже, зростання температури навколишнього середовища призводить до вірогідного зменшення густини теплового потоку молочної залози, що узгоджується із законом Фур'є (1822) – кількість тепла, передана внаслідок теплопровідності, пропорційна градієнту температури, площі, через яку здійснюється передача тепла, і тривалості процесу.

Проведені дослідження показали, що зростання температури навколишнього середовища на кожні 2°C призводить до зниження густини теплового потоку молочної залози в $1,16 \pm 0,01$ раза ($p<0,01$). Це необхідно враховувати при визначенні густини теплового потоку молочної залози з метою діагностики її патологічних станів або онкозахворювань.

Представлені в таблиці 4 результати дослідження динаміки температури поверхні шкіри лівої молочної залози залежно від температури навколишнього середовища вказують на невірогідну різницю показників при зростанні останньої з 18°C до 22°C. При підвищенні температури навколишнього середовища з 22°C до 28°C відмічається вірогідне зростання температури поверхні шкіри молочної залози в $1,08 \pm 0,004$ раза ($p<0,05$).

Таблиця 4

Значення температури поверхні шкіри кожного квадранта лівої молочної залози залежно від температури оточуючого середовища, ($M \pm m$), °C

Температура оточуючого середовища	Квадранти молочної залози			
	Верхній зовнішній	Верхній внутрішній	Нижній зовнішній	Нижній внутрішній
18 °C n=33	31,71 ± 0,269	32,49 ± 0,171	32,12 ± 0,208	30,92 ± 0,298
20 °C n=35	31,88 ± 0,207 p>0,05	31,51 ± 0,164 p>0,05	32,06 ± 0,186 p>0,05	30,83 ± 0,241 p>0,05
22 °C n=33	32,88 ± 0,255 p>0,05	31,94 ± 0,184 p>0,05	31,37 ± 0,903 p>0,05	31,24 ± 0,231 p>0,05
24 °C n=33	32,95 ± 0,227 p>0,05	32,69 ± 0,176 p<0,01	32,85 ± 0,218 p<0,05	32,13 ± 0,226 p<0,01
26 °C n=31	33,81 ± 0,227 p<0,05	33,42 ± 0,148 p<0,01	33,51 ± 0,159 p<0,05	32,98 ± 0,157 p<0,01
28 °C n=33	34,72 ± 0,175 p<0,01	34,49 ± 0,145 p<0,001	34,5 ± 0,15 p<0,001	34,01 ± 0,147 p<0,001

Примітки:

1. n – кількість спостережень;
2. p – різниця проти попереднього показника в межах відповідного квадранту.

Результати дослідження динаміки температури поверхні шкіри правої молочної залози залежно від температури навколишнього середовища, які представлені в таблиці 5, свідчать про невірогідну різницю показників при зростанні останньої з 18°C до 22°C, за винятком верхнього внутрішнього квадранту при показниках 22°C. При зростанні температури навколишнього середовища з 22°C до 28°C відмічається зростання температури поверхні шкіри молочної залози в $1,09 \pm 0,003$ раза ($p<0,05$).

Отже, при зростанні температури навколишнього середовища до температури комфорту (20-22°C) – температура поверхні

шкіри молочної залози не змінюється. Підвищення температури навколишнього середовища до 28°C призводить до зростання температури поверхні шкіри молочної залози в $1,08 \pm 0,005$ раза ($p<0,05$). Дану особливість можна пояснити тим, що незважаючи на зміни температури навколишнього середовища, тіло людини має постійну температуру за рахунок процесів терморегуляції, зокрема теплопровідності, конвекції та випромінювання. Ці процеси припиняються при температурі навколишнього середовища понад 35°C, а ізотермія здійснюється виключно шляхом випаровування рідини з поверхні шкіри (внаслідок потовиділення).

Таблиця 5

Значення температури поверхні шкіри кожного квадранта правої молочної залози залежно від температури оточуючого середовища, ($M \pm m$), °C

Температура оточуючого середовища	Квадранти молочної залози			
	Верхній зовнішній	Верхній внутрішній	Нижній зовнішній	Нижній внутрішній
18 °C n=33	31,18 ± 0,189	31,26 ± 0,206	30,68 ± 0,213	31,94 ± 0,147
20 °C n=35	31,14 ± 0,226 p>0,05	31,29 ± 0,193 p>0,05	30,59 ± 0,201 p>0,05	31,58 ± 0,199 p>0,05
22 °C n=33	31,58 ± 0,214 p>0,05	31,88 ± 0,206 p<0,05	30,92 ± 0,221 p>0,05	31,96 ± 0,214 p>0,05
24 °C n=33	32,66 ± 0,207 p<0,001	33,55 ± 0,982 p<0,05	31,88 ± 0,173 p<0,001	32,56 ± 0,191 p>0,05
26 °C n=31	33,38 ± 0,183 p<0,01	33,36 ± 0,194 p<0,05	32,71 ± 0,117 p<0,001	33,27 ± 0,177 p<0,01
28 °C n=33	34,58 ± 0,156 p<0,001	34,49 ± 0,166 p<0,001	33,97 ± 0,142 p<0,001	34,29 ± 0,158 p<0,001

Примітки:

1. n – кількість спостережень;
2. p – різниця проти попереднього показника в межах відповідного квадранту.

У даному випадку незначне зростання температури поверхні шкіри молочної залози при підвищенні температури навколишнього середовища вище 22°C можна пояснити перешкоджанням процесу випаровування рідини під термоелектричним вимірювальним зондом (внаслідок потовиділення).

Аналізуючи результати досліджень, що представлені в таблиці 6, слід відмітити наявність прямого кореляційний зв'язку середньої сили між густиною теплового потоку і температурою поверхні шкіри молочної залози при зміні температури навколишнього середовища в межах 18÷28°C. При різних температурах навколишнього середовища сила кореляційно зв'язку невірогідно змінюється.

Таблиця 6

Кореляційно-регресивний зв'язок між густиною теплового потоку і температурою поверхні шкіри лівої та правої молочних залоз залежно від температури оточуючого середовища, ($M \pm m$)

Температура оточуючого середовища	Сила кореляційно зв'язку, n=8
18 °C	0,31 ± 0,067 p>0,05
20 °C	0,44 ± 0,044 p>0,05

продовження таблиці 6

22 °C	$0,57 \pm 0,077$ $p > 0,05$
24 °C	$0,47 \pm 0,061$ $p > 0,05$
26 °C	$0,57 \pm 0,034$ $p > 0,05$
28 °C	$0,64 \pm 0,05$ $p > 0,05$

Примітки:

1. n – кількість спостережень;
2. p – різниця проти попереднього показника.

Отже, температура навколишнього середовища не впливає на силу взаємозв'язку густини теплового потоку і температури поверхні шкіри молочної залози.

Висновки

Визначено вплив температури навколишнього середовища на покази термоелектричних сенсорів медичного призначення, зокрема величина густини теплового потоку молочної залози в $1,16 \pm 0,01$ раза ($p < 0,01$) обернено пропорційна зростанню температури навколишнього середовища на кожні 2°C.

Встановлено, що коливання температури комфорту навколишнього середовища не впливає на температуру поверхні шкіри молочної залози, проте її зростання призводить до незначного збільшення останньої, що пояснюється перешкоджанням процесу випаровування рідини (внаслідок потовиділення) під термоелектричним вимірювальним зондом.

Встановлено, що між густиною теплового потоку і температурою поверхні шкіри молочної залози існує прямий кореляційно-регресивний зв'язок середньої сили, який не залежить від температури навколишнього середовища.

Отримані результати можуть бути використані для вдосконалення термоелектричних сенсорів температури і теплового потоку, що виключить вплив температури оточуючого середовища на покази таких сенсорів. Це, у свою чергу, дає можливість значно підвищити точність теплотетричних вимірювань.

Термоелектричні сенсори температури і теплового потоку та прилади на їх основі є перспективними для моніторингу температурного та теплового стану організму людини, що дає можливість виявляти на ранніх стадіях запальні процеси, онкозахворювання та проводити експрес-діагностику під час масового профілактичного огляду пацієнтів.

Список використаної літератури

- [1]. L. I. Anatyichuk. Termoelementy i termoelektricheskie ustroystva: Spravochnik. Naukova dumka, K. 768 s. (1979).
- [2]. O. A. Geraschenko. Osnovy teplometrii. Naukova dumka, K. 192 s. (1971).
- [3]. L. I. Anatyichuk, N. G. Lozinskiy, P. D. Mikityuk, Yu. Yu. Rozver. Termoelektricheskiy poluprovodnikovyy teplomer // Pribory i tehnika eksperimenta, 5, p. 236 (1983).
- [4]. L. I. Anatyichuk, L. P. Bulat, D. D. Gutsal, A. P. Myagkota. Termoelektricheskiy teplomer // Pribory i tehnika eksperimenta, 4, p. 248 (1989).
- [5]. R. B. Ladyika, D. N. Moskal, V. D. Diduh. Poluprovodnikovyye teplomeryi v diagnostike i lechenii zabolevaniy sustavov // Meditsinskaya tehnika, 6, pp. 34-35 (1992).
- [6]. R. B. Ladyika, O. N. Dakalyuk, L. P. Bulat, A. P. Myagkota. Primenenie poluprovodnikovyyh teplomerov v diagnostike i lechenii // Meditsinskaya tehnika, 6, pp. 36-37 (1996).
- [7]. B. M. Demchuk, L. Ya. Kushneryk, I. M. Rublenyk. Termoelektrychni datchyky dlya ortopediyi // Termoelektryka, 4, pp. 80-85 (2002).
- [8]. A. A. Ascheulov, L. Ya. Kushnerik. Termoelektricheskiy pribor dlya medikobiologicheskoy ekspres-diagnostiki // Tehnologiya i konstruirovaniye v elektronnoy apparature, 4, pp. 38-39 (2004).
- [9]. V. S. Hyshchuk. Elektronnyy rehistrator syhnaliv sensoriv teplovoho potoku lyudyny // Termoelektryka, 4, pp. 105-108 (2012).
- [10]. V. S. Hyshchuk. Elektronnyy rehistrator z obrobkoyu syhnaliv termoelektrychnoho sensora teplovoho potoku // Termoelektry-

- ka, 1, pp. 82-86 (2013).
- [11]. V. S. Hyshchuk. Modernizovanyy prylad dlya vymiryuvannya teplovykh potokiv lyudyny // Termoelektryka, 2, pp. 91-95 (2013).
- [12]. V. S. Hyshchuk, R. R. Kobylans'kyy, R. H. Cherkez. Bahatokanal'nyy prylad dlya vymiryuvannya temperatury i hustyny teplovykh potokiv // Naukovyy visnyk Chernivets'koho universytetu: zbirnyk nauk. prats'. Fizyka. Elektronika, 3(1), pp. 96-100 (2014).
- [13]. R. R. Kobylans'kyy, V. V. Boychuk. Vykorystannya termoelektrychnykh teplomiriv u medychniy diahnozytsi // Naukovyy visnyk Chernivets'koho universytetu: zbirnyk nauk. prats'. Fizyka. Elektronika, 4(1), pp. 90-96 (2015).
- [14]. L. I. Anatychuk, O. I. Ivashchuk, R. R. Kobylans'kyy, I. D. Postevka, V. Yu. Bodyaka, I. Ya. Hushul. Termoelektrychnyy prylad dlya vymiryuvannya temperatury i hustyny teplovoho potoku «AL-TEK-10008» // Termoelektryka, 1, pp. 76-84 (2016).
- [15]. L. I. Anatychuk, R. R. Kobylans'kyy. Doslidzhennya vplyvu termoelektrychnoho teplomira na vyznachennya teplovydilennya lyudyny // Termoelektryka, 4, pp. 60-66 (2012).
- [16]. L. I. Anatychuk, R. R. Kobylans'kyy. 3D-model' dlya vyznachennya vplyvu termoelektrychnoho teplomira na tochnist' vymiryuvannya teplovydilennya lyudyny // Naukovyy visnyk Chernivets'koho universytetu: zbirnyk nauk. prats'. Fizyka. Elektronika, 2(1), pp. 15-20 (2012).
- [17]. L. I. Anatychuk, R. R. Kobylans'kyy. Komp'yuterne modelyuvannya pokaziv termoelektrychnoho teplomira v umovakh real'noyi ekspluatatsiyi // Termoelektryka, 1, pp. 53-60 (2013).
- [18]. L. I. Anatychuk, R. H. Hiba, R. R. Kobylans'kyy. Pro deyaki osoblyvosti vykorystannya medychnykh teplomiriv pry doslidzhenni lokal'nykh teplovydilennya lyudyny // Termoelektryka, 2, pp. 67-73 (2013).
- [19]. R. R. Kobylans'kyy. Pro vplyv teplovoyi izolyatsiyi na pokazy termoelektrychnoho sensora medychnoho pryznachennya // Naukovyy visnyk Chernivets'koho universytetu: zbirnyk nauk. prats'. Fizyka. Elektronika, 5(1), pp. 45-49 (2016).
- [20]. R. R. Kobylans'kyy. Komp'yuterne modelyuvannya pokaziv termoelektrychnoho sensora medychnoho pryznachennya // Termoelektryka, 4, pp. 69-77 (2016).
- [21]. I. D. Postevka. Suchasnyy stan problemy skryninhu raku molochnoyi zalozy (ohlyad literatury) // Bukovyns'kyy medychnyy visnyk, 20, 2(78), pp. 199-203 (2016).
- [22]. I. D. Postevka, I. O. Malyshevs'kyy. Rol' teplovoho potoku molochnoyi zalozy u skryninhu yiyi onkologichnoyi patolohiyi // Klinichna ta eksperymental'na patolohiya, 14, 2(55), pp. 163-166 (2015).
- [23]. O. I. Ivashchuk, I. D. Postevka, V. Yu. Bodyaka. Osoblyvosti dynamiky teplovoho potoku molochnoyi zalozy urazhenoyi zloyakisnym novoutvorenniyam v eksperymenty // Klinichna ta eksperymental'na medytsyna, 1(70), pp. 15-18 (2016).
- [24]. I. D. Postevka. Osoblyvosti teplovoho potoku molochnoyi zalozy zhinok molodoho viku // Klinichna anatomiya ta operatyvna khirurhiya, 15, 2(56), pp. 31-35 (2016).

ABOUT THE INFLUENCE OF AMBIENT TEMPERATURE ON THE READINGS OF MEDICAL PURPOSE THERMOELECTRIC SENSORS

*L. I. Anatychuk^{1,2}, O. I. Ivashchuk³, R. R. Kobylianskyi^{1,2}, I. D. Postevka³, V. Yu. Bodiaka³,
I. Ya. Hushul³, Yu. Ya. Chuprovska³*

¹ The Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine;

² The Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University;

³ Higher state educational institution of Ukraine "Bukovinian State Medical University"

Summary

Purpose. To determine the influence of ambient temperature on the readings of medical purpose thermoelectric sensors using a multi-channel thermoelectric device for measurement of temperature and heat flux density. **Material and methods.** 35 women aged 21 to 22 years without pathology of mammary glands and other organs were examined. The average age of examined persons was 22.03 ± 0.421 years. Measurements of temperature and heat flux density were made with the use of a thermoelectric device for measurement of temperature and heat flux density "ALTEC"-10008" developed at the Institute of Thermoelectricity of the NAS and MES of Ukraine. **Results.** The influence of ambient temperature on the readings of medical-purpose thermoelectric sensors was determined, in particular, the value of heat flux density of mammary gland is 1.16 ± 0.01 times ($p < 0.01$) inversely proportional to a rise in ambient temperature per every 2°C . It has been established that fluctuations of ambient comfort temperature do not affect the skin surface temperature of a mammary gland, however, its rise results in a slight increase of the latter, which is explained by the obstruction of liquid evaporation process (due to sweating) under the thermoelectric measuring probe. It has been established that between heat flux density and skin surface temperature of mammary gland there exists a direct correlation and regression relationship of average intensity that does not depend on ambient temperature. **Conclusions.** The results obtained can be used for the improvement of thermoelectric temperature and heat flux sensors, which will eliminate the influence of ambient temperature on the readings of such sensors. This, in turn, will improve considerably the accuracy of thermometric measurements. Thermoelectric temperature and heat flux sensors and devices on their basis hold much promise for monitoring of temperature and thermal state of human organism, which enables early diagnosis of inflammatory processes, oncologic diseases and perform instant diagnosis during mass prophylactic examination of patients.

Keywords: thermoelectric sensor, temperature, heat flux density, diagnostics of mammary gland oncological diseases

УДК 537.32, 618.19-006.04:612.521:612.014.43
DOI 10.18524/1815-7459.2018.1.126347

ПРО ВПЛИВ ТЕМПЕРАТУРИ НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА НА ПОКАЗИ ТЕРМОЕЛЕКТРИЧНИХ СЕНСОРІВ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

*Л. І. Анатичук^{1,2}, О. І. Іващук³, Р. Р. Кобилянський^{1,2}, І. Д. Постевка³, В. Ю. Бодяка³,
І. Я. Гушул³, Ю. Я. Чупровська³*

¹ Інститут термоелектрики НАН та МОН України;

² Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича;

³ Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет»

Реферат

Мета. Визначити вплив температури навколишнього середовища на покази термоелектричних сенсорів медичного призначення за допомогою багатоканального термоелектричного приладу для вимірювання температури і густини теплового потоку. **Матеріал та методи.** Було обстежено 35 жінок віком від 21 до 22 років без патології молочних залоз та інших органів. Середній вік обстежених осіб склав $22,03 \pm 0,421$ роки. Для вимірювання температури і густини теплових потоків було використано розроблений в Інституті термоелектрики НАН і МОН України термоелектричний прилад для вимірювання температури і густини теплового потоку «АЛТЕК-10008». **Результати.** Визначено вплив температури навколишнього середовища на покази термоелектричних сенсорів медичного призначення, зокрема величина густини теплового потоку молочної залози в $1,16 \pm 0,01$ раза ($p < 0,01$) обернено пропорційна зростанню температури навколишнього середовища на кожні 2°C . Встановлено, що коливання температури комфорту навколишнього середовища не впливає на температуру поверхні шкіри молочної залози, проте її зростання призводить до незначного збільшення останньої, що пояснюється перешкоджанням процесу випаровування рідини (внаслідок потовиділення) під термоелектричним вимірювальним зондом. Встановлено, що між густиною теплового потоку і температурою поверхні шкіри молочної залози існує прямий кореляційно-регресивний зв'язок середньої сили, який не залежить від температури навколишнього середовища. **Висновки.** Отримані результати можуть бути використані для вдосконалення термоелектричних сенсорів температури і теплового потоку, що виключить вплив температури оточуючого середовища на покази таких сенсорів. Це, у свою чергу, дає можливість значно підвищити точність теплометричних вимірювань. Термоелектричні сенсори температури і теплового потоку та прилади на їх основі є перспективними для моніторингу температурного та теплового стану організму людини, що дає можливість виявляти на ранніх стадіях запальні процеси, онкозахворювання та проводити експрес-діагностику під час масового профілактичного огляду пацієнтів.

Ключові слова: термоелектричний сенсор, температура, густина теплового потоку, діагностика онкозахворювань молочної залози