

# БІОМЕДИЧНІ ВИМІРЮВАННЯ ТА ПРИЛАДИ

УДК 536.532

## ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ ТЕРМОМЕТРІВ ВИПРОМІНЮВАННЯ У МЕДИЦИНІ

© Головнєв Максим, Скоропад Пилип, 2012

Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра інформаційно-вимірювальних технологій,  
вул. С. Бандери, 28а, 79013, Львів, Україна

*Проаналізовано засоби вимірювання температури людського тіла. Показано перспективність застосування безконтактних засобів термометрії у медичному діагностуванні.*

*Проведен анализ средств измерения температуры человеческого тела. Показано перспективность использования средств бесконтактной термометрии в медицинском диагностировании.*

*Carried out analysis of temperature measurement devices for human body and proved an availability of using emission thermometers in the diagnostics of human body.*

**Вступ.** Медичних працівників давно цікавить вимірювання і моніторинг температури тіла пацієнтів. Цей інтерес, передовсім, оснований на безпосередніх залежностях, що існують між патологічними станами і температурою тіла людини. Багато захворювань супроводжуються відхиленням температури тіла від нормальної (*зазвичай приймають 36,6 °C*), а отже, ефективність застосування певних медичних схем, а також реакція організму на певний режим лікування, наприклад, призначення курсу антибіотиків, найкраще відстежити за допомогою безпосереднього моніторингу температури тіла пацієнта.

У недалекому минулому ртутні термометри переважно були головним засобом для вимірювання температури тіла людини. Хоча ртутний термометр є універсальним, він має декілька істотних недоліків. Відомо, що вимірювання температури тіла пацієнта ртутним термометром займає 8 – 10 хвилин, щоб досягти термодинамічної рівноваги термометра з «об'єктом вимірювання». Зрозуміло, що зменшення часу вимірювання зі збереженням достатньої точності вимірювання є важливим чинником в комплексі заходів підвищення ефективності системи охорони здоров'я народу, особливо коли пацієнтів *«приймають сотнями»*, як, наприклад, в період епідемій. Треба враховувати, що контакт біологічних тканин та термометра, в разі його багаторазового використання

для різних пацієнтів, може бути, а навіть нерідко і є, джерелом бактерій та вірусних агентів. Отже, усунення можливої дії цього негативного чинника вимагає ще додаткового часу для стерилізації термометра в період між вимірюваннями. Окрім того, традиційно в медичній практиці термометри ще часто використовують в умовах контакту зі слизовою оболонкою ротової порожнини та прямої кишки пацієнта, незважаючи на те, що ці обидві «точки вимірювання» температури визнано не зовсім адекватними предикторами температури тіла пацієнта. Також треба пам'ятати, що при цьому залишається ризик механічного пошкодження ртутного термометра, а пари ртуті, як відомо, надзвичайно небезпечні для здоров'я людини [1, 2].

### **Мета статті передбачає:**

- огляд засобів вимірювальної техніки (ЗВТ) для вимірювання температури в медичній галузі;
- розширений огляд безконтактних засобів для вимірювання температури в медичній галузі;
- виокремлення основних джерел похибок.

**Огляд ЗВТ для вимірювання температури в медицині.** Враховуючи сказане вище, стає зрозумілим, що медицина віддавна стояла перед проблемою застосування альтернативних засобів термометрії, однак за стабільністю метрологічних характеристик, простотою, технологічністю та порівняно низькою

ціною ртутних термометрів вони не мали гідних конкурентів.

Лише останнім часом поява так званих «електронних термометрів», які базуються на РТС – чутливих елементах (*Positive Temperature Coefficient*) тобто термометрах опору з покривцем одноразового використання вимірвального зонда, спричинила певне витіснення скляних ртутних термометрів, головню у шпиталях. Такі термометри мають перевагу над скляними хоча б у тому, що час вимірювання скорочується до 40 с, а зчитування показу є зручнішим і коректнішим, оскільки здійснюється з дисплею у цифровій формі. Але за 40 с теплова рівновага тіла пацієнта з чутливим елементом термометра не завжди досягається. Тому електронний термометр здійснює корекцію, інтерполюючи функціональну залежність «частота-температура» з метою «прогнозування» оцінки рекомендованого часу зчитування показу. Практична реалізація цього алгоритму доволі складна і проблемна при вимірюванні температури з високою точністю.

Деякі з перелічених проблем все ж усунуто за рахунок використання як чутливих елементів термопар, які тепер виготовляються як одноразові й характеризуються малим часом вимірювання. Проте термопара і надалі залишається пристроєм, що в процесі вимірювання контактує зі слизовими оболонками пацієнта, а також є джерелом перехресного інфікування, з точністю вимірювання температури, все-таки меншою, ніж необхідна для медицини [3, 4].

Виникла ідея міряти температуру людського тіла за допомогою безконтактних засобів вимірювання, що використовують фундаментальні залежності випромінювання енергії тілом, нагрітим вище від температури абсолютного нуля.

**Основні закони теплового випромінювання.** Тіла, які нас оточують, безперервно випромінюють або поглинають електромагнітне випромінювання. Процес випромінювання пов'язаний з переходом молекул, атомів або електронів зі збудженого стану в основний. Здатність тіла поглинати випромінювання, яке падає на нього, характеризується *спектральним коефіцієнтом поглинання*  $\alpha(\lambda, T)$ , під яким розуміють відношення енергії  $dQ_{ea}$ , яка поглинається в інтервалі довжин хвиль  $\lambda \dots \lambda + d\lambda$ , до енергії  $dQ_e$ , яка падає на поверхню в тому самому інтервалі довжин хвиль:

$$a(I, T) = \frac{dQ_{ea}}{dQ_e} \quad (1)$$

Численні експерименти підтверджують залежність спектрального коефіцієнта поглинання від довжини хвилі випромінювання  $\lambda$  й абсолютної температури  $T$ .

Тіла, здатні поглинати все випромінювання, що падає на них, будь-якої довжини хвилі за будь-якої температури, називаються *абсолютно чорними тілами* (АЧТ). Для АЧТ спектральний коефіцієнт поглинання  $\alpha(\lambda, T) = 1$ .

Спектральна енергетична світність АЧТ визначається формулою Планка:

$$M_\lambda = \frac{c_1}{\lambda^5 \left[ \exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right) - 1 \right]}, \quad \text{Вт} \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{мкм}^{-1}, \quad (2)$$

де  $c_1 = 37415 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{мкм}^4$ ,  $c_2 = 14388 \text{ мкм} \cdot \text{К}$  – постійні коефіцієнти;  $\lambda$  – довжина хвилі, мкм.

Вигляд функції  $M_\lambda$  для деяких атмосферних значень температури АЧТ зображено на рис.1. Із наведених графіків видно, що функція  $M_\lambda$  має максимум. Положення максимуму знаходять із рівняння  $\partial M_\lambda / \partial \lambda = 0$ . Розв'язок цього рівняння дає *закон зміщення Віна*:

$$\lambda_m T = 2897,8 \text{ мкм} \cdot \text{К}, \quad (3)$$

де  $\lambda_m$  – довжина хвилі, що відповідає максимальному значенню функції  $M_\lambda$ . Наприклад, при температурі АЧТ 27°C або 300 К  $\lambda_m = 9,66 \text{ мкм}$ .

Максимальне значення спектральної енергетичної світності визначається формулою

$$M_\lambda(\lambda_m, T) = B_p T^5, \quad (4)$$

де  $B_p = 1,2865 \cdot 10^{-15} \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{мкм}^{-1} \cdot \text{К}^{-5}$ .

У пірометрії важливу роль відіграє не сама функція  $M_\lambda$ , а її залежність від температури:

$$\frac{M_\lambda}{T} = M_\lambda \frac{c_2 \exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right)}{T^2 \left[ \exp\left(\frac{c_2}{\lambda T}\right) - 1 \right]}. \quad (5)$$

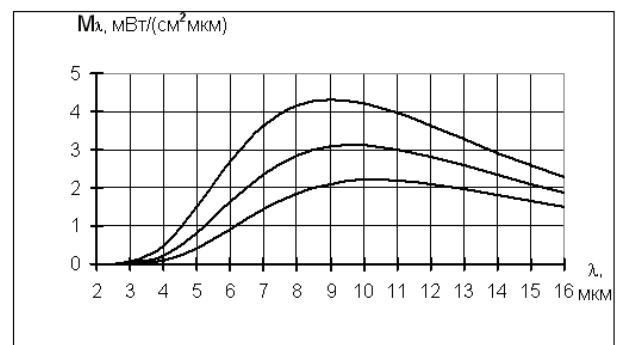


Рис. 1. Спектральні енергетичні світності АЧТ при температурах: 1 – 320 К; 2 – 300 К; 3 – 280 К

Оскільки в області максимуму випромінювання  $\exp(c_2/\lambda T) \rightarrow 1$ , останній вираз має вигляд

$$\frac{M_\lambda}{T} \approx M_1 \frac{c_2}{T^2} \tag{6}$$

Інтегральна (сумарна) енергетична світність  $M_e(T)$  АЧТ в усьому спектральному діапазоні визначається законом Стефана-Больцмана:

$$M_e(T) = \int_0^\infty M_\lambda(l) dl = \sigma T^4, \text{ Вт/см}^2, \tag{7}$$

де  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-12}, \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2} \cdot \text{К}^{-4}$  – стала Стефана-Больцмана.

Інтегральна енергетична світність АЧТ у спектральному діапазоні від  $\lambda_1$  до  $\lambda_2$  визначається як

$$M_{I_1}^{I_2} = \int_{I_1}^{I_2} M_\lambda(l) dl. \tag{8}$$

У діапазоні випромінювання від  $\lambda_1=0$  до  $\lambda_2=\infty$  формула (5) має вигляд:

$$\frac{M_e}{T} = 4\sigma T^3. \tag{9}$$

Рис. 2 ілюструє фізичну суть величин  $M_\lambda, M_e(T), M_{I_1}^{I_2}$ . Розрахунки за вищезгаданими методиками показують, що 75 % інтегральної енергії випромінювання АЧТ міститься у спектральній області від  $\lambda_m$  до нескінченності.

Але широке використання з цією метою засобів безконтактної термометрії ускладнюється впливом низки факторів: засвічування від сторонніх предметів, невизначеність чинників випромінювальної здатності та пропускання оптичного каналу тощо на достовірність вимірювання температури.

Деякими з цих чинників можна знехтувати, якщо температура досліджуваного об'єкта вища за  $600^\circ\text{C}$  [5].

Оскільки температура людини нижча за  $600^\circ\text{C}$ , то всі ці впливні чинники ускладнюють точне визначення температури і повинні бути враховані під час аналізу результатів вимірювання.

На рис. 1 зображено схему вимірювання температури безконтактним засобом вимірювання, на якій показано, як впливає навколишнє середовище на випромінювання об'єкта вимірювання і внаслідок цього на сам результат вимірювання.

Тому, щоб вимірювати температуру людини засобом безконтактної термометрії, потрібно знайти місце, в якому в процесі вимірювання не проявляється дія чинників, які негативно впливають на точність вимірювання температури і при тому зберігається інформативність показу.

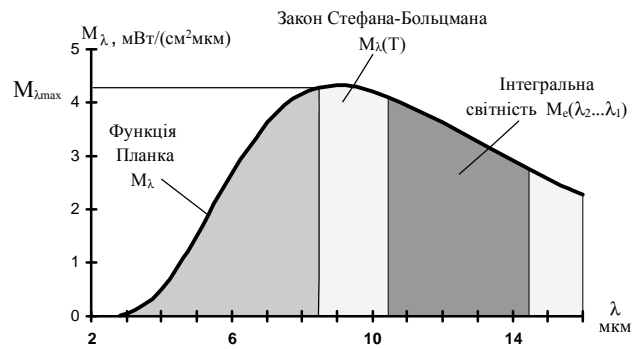


Рис. 2. Фізичне пояснення законів теплового випромінювання АЧТ

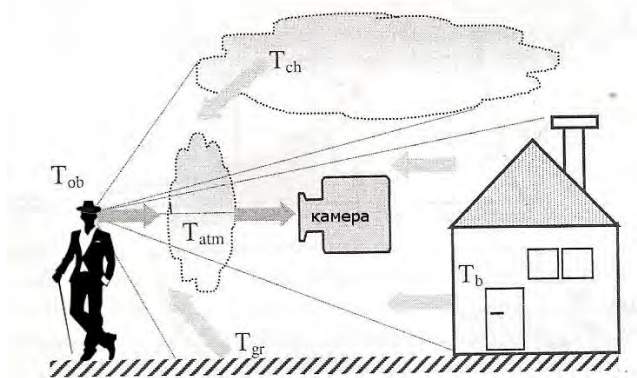


Рис. 3. Схема вимірювання температури пірометром

Аналізуючи анатомічну будову людини, виявили, що барабанна перетинка характеризується температурою, яка, по суті, є адекватним предиктором температури тіла. Барабанна перетинка є тонкою ( $\delta=0,1 \text{ мм}$ ), тобто малоінерційною, а отже, і чутливою до швидких змін температури. Тому вимірювання температури барабанної перетинки, з огляду на сказане вище, є, на наш погляд, досить перспективним для застосування в медичній термометрії [1].

Безконтактне вимірювання температури стає можливим за рахунок застосування технології сенсора інфрачервоного випромінювання ( $\lambda=9,35 \dots 9,19 \text{ мкм}$ ). Сенсори інфрачервоного випромінювання, зокрема термобатарей, призначені для вимірювання температури віддалених або недосяжних об'єктів. Наприклад, температура зірок, планет, розмаїтих об'єктів наземного базування тощо вимірюється за енергією інфрачервоного випромінювання з поверхні досліджуваного об'єкта. У цьому методі сенсори інфрачервоного випромінювання зарекомендували себе якнайкраще, зокрема у вузьких діапазонах температур досягнуто результатів з точністю в межах  $0,01\text{К}$ .

Позитивні аспекти вимірювання температури барабанної перетинки такі:

1. Вимірюючи температуру барабанної перетинки, ми усуваємо вплив засвічувань на вимірювання, оскільки частина приладу, яка вводиться у вухо пацієнта, виготовлена у вигляді отоскопа.

2. Також значно зменшується вплив чинника пропускання оптичного каналу, оскільки вимірювання проводиться на досить малій відстані від об'єкта вимірювання.

3. Також потрібно зазначити стабільність чинника випромінювальної здатності у вибраному діапазоні температури.

Як видно зі схеми безконтактного вимірювання температури тіла людини у вушному каналі (рис. 2), його можна розглядати як відносну модель абсолютно чорного тіла (АЧТ), оскільки стінки його ізотермічні, а сама барабанна перетинка розміщена під кутом відносно його осі та, відповідно, і чутливого елемента засобу вимірювання [5].

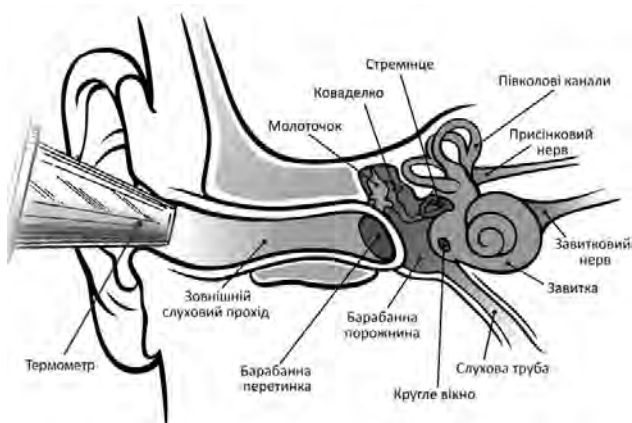


Рис. 4. Схема вимірювання температури тіла людини

**Аналіз причин виникнення похибки вимірювання температури.** Сьогодні прилади для безконтактного вимірювання температури тіла людини, з ЧЕ на основі термобатарей (ТБ) об'єднані таким суттєвим недоліком – абсолютна гранична похибка вимірювання температури для них  $\geq \pm 0,2\text{K}$ , що, своєю чергою, гірше, ніж для випадку скляного ртутного термометра. Така ситуація спричинена особливістю будови цих приладів, зокрема, високими вимогами до стабільності підтримування температури термостатування злутів порівняння чутливого елемента, може унеможливити використання таких приладів за високих температур навколишнього середовища [1, 6].

З метою аналізу впливу на рівень вихідного сигналу зміни температури корпусу засобу вимірювання розглянемо математичну модель вихідного сигналу:

$$U_k = E \left[ (T_0^4 - T_{20}^4) - T_{kor}^4 - T_{20}^4 \right] \quad (10)$$

$$U_k = E \left[ (T_0^4 - T_{20}^4) - \right]$$

де  $U_k$  – вимірюваний сигнал;  $T_0$  – температура об'єкта;  $T_{20}$  – температура, за якої градується прилад (як правило,  $20\text{ }^\circ\text{C}$ ),  $T_{kor}$  – температура корпусу приладу.

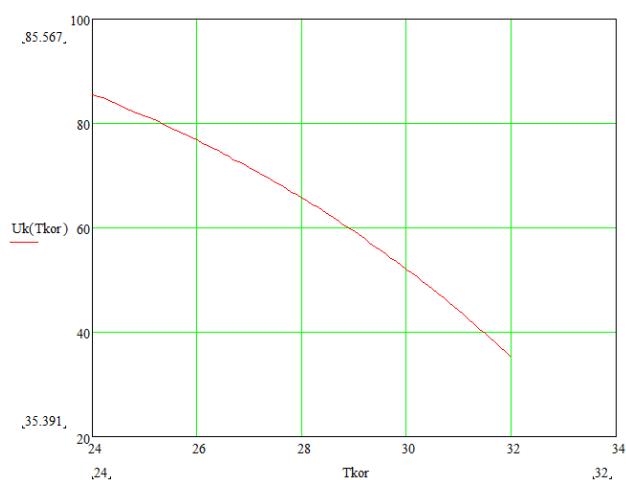


Рис. 5. Зміна вихідного сигналу термобатарей у функції зміни температури корпусу засобу вимірювання

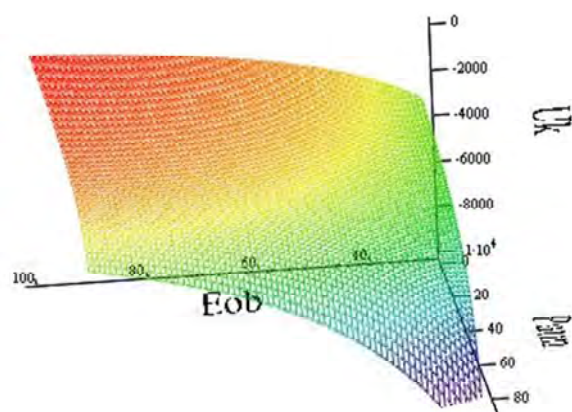


Рис. 6. Залежність вихідного сигналу чутливого елемента  $u_k$  від коефіцієнта випромінювальної здатності  $e_{ob}$  та від коефіцієнта пропускання оптичного каналу  $Patm$

Також нагальними залишаються проблеми з невизначеністю чинника випромінювальної здатності

та пропускну здатності оптичного каналу. Розглянемо залежність [7]:

$$u_k = u \frac{1}{e_{ob} P_{atm}} \left[ \frac{1 - e_{ob}}{e_{ob}} \frac{R}{\exp\left(\frac{B}{T_o} - F\right)} + \frac{1 - P_{atm}}{e_{ob} P_{atm}} \frac{R}{\exp\left(\frac{B}{T_o} - F\right)} \right], \quad (11)$$

де  $U$  – вимірюваний сигнал;  $R$ ,  $B$ ,  $F$  – сталі, що визначаються в процесі калібрування приладу;  $e_{ob}$  – чинник випромінювальної здатності об'єкта;  $P_{atm}$  – коефіцієнт пропускання оптичного каналу.

**Висновок.** Підбивши підсумки, можемо зробити висновок, що використання засобів безконтактної термометрії у медичній практиці є перспективним, якщо подолати описані вище проблеми, такі як: визначення чинника випромінювальної здатності у місці вимірювання, мінімізація попадання «паразитичного» випромінювання на чутливий елемент термометра, вибір чутливого елемента з відповідними характеристиками.

1. Патент 244738 США, *Infrared clinical thermometer*/ Don E. Wood, Irvine, Calif (США). – №4895164 заявл.15.06.88; опубл.23.01.90. 1. Патент 11/605314 США, *Infrared clinical thermometer device*/ Vincent Weng, James Huang, Jason Liao, Joe Liao (США). – №2007/0071066 А1. заявл.29.10.2006; опубл.29.03.2007.1. Патент 11/761384 США, *Infrared clinical thermometer*/ Gavin Yang, Jason Liao, Vincent Weng, Eileen Chen (США). – №7651265 В1. заявл.12.01.2007; опубл.20.11.2007. 1. Патент 09/395797 США, *Infrared ear thermometer*/ Jonathan Gerlitz (США). – № 6435711 В1. заявл.14.09.1999; опубл.20.08.2007. 1. Куинн Т. *Температур*. – М.: Мир 1985. – С. 309–411. 1. Линевер Ф. *Измерение температур в технике: справочник*. – М.: Металлургия, 1980 – С. 352–354, 387, 409–432. 1. Waldemar Minkina *Pomiary termowizyjne – przyrządy i metody*, – Chęstochowa “Wydawnictwa politechniki Chęstochowskiej”, 2004. – 243 s.