

ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА

УДК 621.384.3

Ахмед Малік Лазім Аль-Мзіраві, В.Г. Колобродов

ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ ПАЦІЄНТА МЕДИЧНИМ ТЕПЛОВІЗОРОМ

The purpose of this article is to develop the method of estimation and research of measurement temperature uncertainty by the medical thermal imager in pathological zones depending on the distance between the patient and the thermal imager. The proposed method is based on the noise equivalent temperature difference (NETD) which depends on the linear objective magnification of the thermal imager. The absolute measurement uncertainty is defined as the difference between two NETD in the case the object of observation is at a distance of temperature measurement and at infinity of the thermal imager. The obtained equations for the estimation of the absolute and the fractional temperature measurement uncertainty depending on the objective magnification and the distance between the thermal imager and the patient. The required interval of the change in objective magnification has been defined, which depends on the pathogenic zone dimensions, micro bolometer matrix dimensions and the objective focus length. The example of the appliance of the proposed method for the determination of the temperature measurement uncertainty by the thermal medical imager has been considered. It also has been found out that when the patient is on the distance more than 1 M far from the medical thermal imager the examined measurement uncertainties can be not considered. Over a distance of 50 cm the significant uncertainties take place, which are recommended to compensate by the using of the special infrared objectives.

Keywords: medical thermal imager, temperature measurement uncertainty, noise equivalent temperature difference.

Вступ

Медична термодіагностика є одним зі способів неінвазивної діагностики в медицині, який ґрунтується на обстеженні пацієнтів за допомогою спеціального приладу – тепловізора, що дає змогу реєструвати інфрачервоне (ІЧ) випромінювання і перетворювати його на зображення – термограму, яка реєструє розподіл тепла по поверхні тіла людини [1–4]. Метод ІЧ-діагностики не потребує контакту з пацієнтом і абсолютно безпечний для людини, оскільки в його основі лежить принцип реєстрації температурного розподілу по власному тепловому випромінюванню об'єктів.

Однією з основних характеристик медичного тепловізора є похибка вимірювання температури в області патологічної зони пацієнта. В тепловізорі передбачена калібрівка температурних вимірювань для випадку, коли ІЧ-зображення формується у задній фокальній площині об'єктива. Іншими словами, тепловізор калібрується для вимірювань, коли пацієнт перебуває на відносно великій відстані від тепловізора [5]. Для отримання термограм малих патологічних зон тепловізор наближають до пацієнта, а зображення з більшим збільшенням формується за фокальною площиною об'єктива. При цьому виникають додаткові похибки вимірювання температури, дослідження яких відсутнє в науково-технічній літературі.

Постановка задачі

Метою статті є розробка методу розрахунку і дослідження похибок вимірювання температури медичним тепловізором у патологічних зонах залежно від відстані між пацієнтом і тепловізором.

Температурне розділення медичного тепловізора

Температурне розділення тепловізора визначається еквівалентною шуму різницею температур (ЕШРТ) $NETD$ (Noise Equivalent Temperature Difference). Параметр $NETD$ – різниця температур між стандартним тест-об'єктом і фоном, що випромінюють як абсолютно чорне тіло, за якої відношення пікового значення сигналу до шуму на виході еталонного фільтра тепловізора, який спостерігає тест-об'єкт, дорівнює одиниці [6].

У монографії [7] було отримано загальне рівняння для розрахунку ЕШРТ для довільного розміщення об'єкта відносно тепловізора:

$$NETD_m = \frac{4k_{\text{eff}}^2 \left(1 - \frac{\beta'}{\beta_p}\right)^2}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \tau_o(\lambda) \tau_a(\lambda) \varepsilon_t(\lambda) D^*(\lambda) \frac{\partial M_\lambda(\lambda, T)}{\partial T} d\lambda} \sqrt{\frac{\Delta f}{A_D}}, \quad (1)$$

де k_{eff} – ефективне діафрагмове число об’єктива; β' – лінійне (поперечне) збільшення об’єктива; β_p – збільшення в зіницях об’єктива; $\tau_o(\lambda), \tau_a(\lambda)$ – спектральні коефіцієнти пропускання об’єктива й атмосфери відповідно; $\varepsilon_r(\lambda)$ – спектральний коефіцієнт випромінювання об’єкта спостереження; $D^*(\lambda)$ – питома виявлювальна здатність мікроболометричної матриці (МБМ); $M_\lambda(\lambda, T)$ – функція Планка; Δf – ефективна шумова смуга пропускання блоків аналогової та цифрової обробки відеосигналу; A_D – площа чутливої площадки пікселя.

Якщо об’єкт спостереження розміщений на великій відстані від тепловізора, то збільшення об’єктива $\beta' \rightarrow 0$, а рівняння (1) матиме вигляд

$$NETD_{et} = \frac{4k_{\text{eff}}^2}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \tau_o(\lambda)\tau_a(\lambda)\varepsilon_r(\lambda)D^*(\lambda)\frac{\partial M_\lambda(\lambda, T)}{\partial T} d\lambda} \sqrt{\frac{\Delta f}{A_D}}. \quad (2)$$

Тоді абсолютна похибка вимірювання температури визначається як

$$\Delta T = NETD_m - NETD_{et} = NETD_{et} \left[\left(1 - \frac{\beta'}{\beta_p} \right)^2 - 1 \right]. \quad (3)$$

При цьому відносна похибка вимірювання становить

$$\delta T = \frac{\Delta T}{NETD_{et}} = \left[\left(1 - \frac{\beta'}{\beta_p} \right)^2 - 1 \right]. \quad (4)$$

Із отриманих рівнянь (3) і (4) слідує, що похибка вимірювання температури залежить від лінійного збільшення β' . Встановимо взаємозв’язок між збільшенням β' і відстанню між тепловізором і пацієнтом. Для цього розглянемо оптичну систему тепловізора, яка наведена на рис. 1 [7].

Лінійне збільшення ідеальної оптичної системи визначається як [8]

$$\beta' = \frac{2y'}{2y} = \frac{a'}{a}. \quad (5)$$

Відстань a' між задньою головною площиною об’єктива і МБМ та відстань $-a$ між передньою головною площиною і об’єктом спостереження зв’язані між собою формулою відрізків [8]:

$$\frac{1}{a'} - \frac{1}{a} = \frac{1}{f'_o}. \quad (6)$$

Із системи рівнянь (5) і (6) отримаємо залежність збільшення об’єктива β' від відстані $-a$ між тепловізором і пацієнтом:

$$\beta'(-a) = \frac{f'_o}{a + f'_o} = \frac{1}{\frac{a}{f'_o} + 1}. \quad (7)$$

На рис. 2 наведено графіки функції (7) для різних фокусних відстаней об’єктива.

Визначимо діапазон зміни збільшення об’єктива, виходячи із умови

$$\frac{l_{Dy}}{W_{ty, \max}} < \beta' < \frac{l_{Dy}}{W_{ty, \min}}, \quad (8)$$

де $l_{Dy} = 12$ мм – розмір МБМ по вертикалі; $W_{ty, \max} = 2000$ мм і $W_{ty, \min} = 100$ мм – максимальний і мінімальний вертикальні розміри об’єкта спостереження відповідно. За таких умов термодіагностики збільшення об’єктива змінюється в межах $6 \cdot 10^{-3} < \beta' < 0,12$.

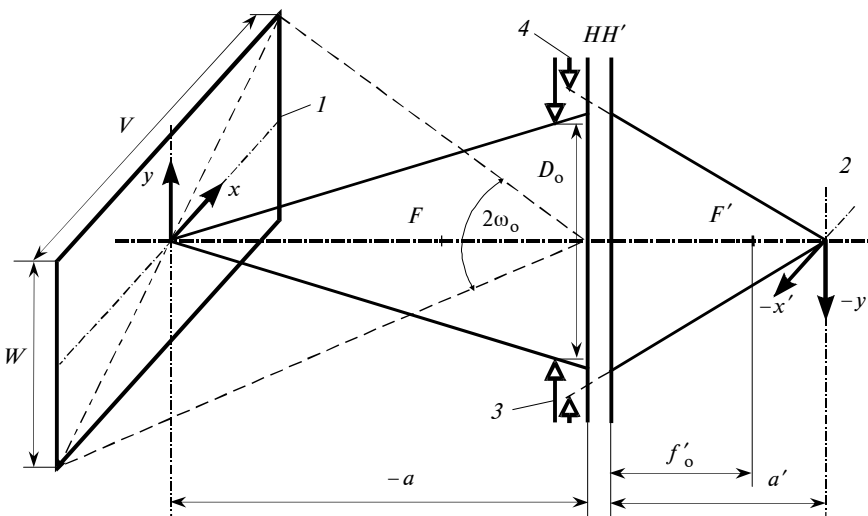


Рис. 1. Схема ідеальної оптичної системи об’єктива тепловізора: 1 – площина об’єкта спостереження; 2 – площина зображення на матриці (МБМ); 3 – вхідна зіниця; 4 – вихідна зіниця

Підставимо функцію (7) до рівнянь (3) і (4), допускаючи при цьому, що збільшення у зніцях об'єктива становить $\beta_p = 1$, що характерно для лінзових ІЧ-об'єктивів. Тоді абсолютна і відносна похибки вимірювання температури визначаються рівняннями

$$\begin{aligned} \Delta T &= NETD_m - NETD_{et} = \\ &= NETD_{et} \left[-\frac{f'_o(2a + f'_o)}{(a + f'_o)^2} \right], \end{aligned} \quad (9)$$

$$\delta T = \frac{\Delta T}{NETD_{et}} = \left[-\frac{f'_o(2a + f'_o)}{(a + f'_o)^2} \right]. \quad (10)$$

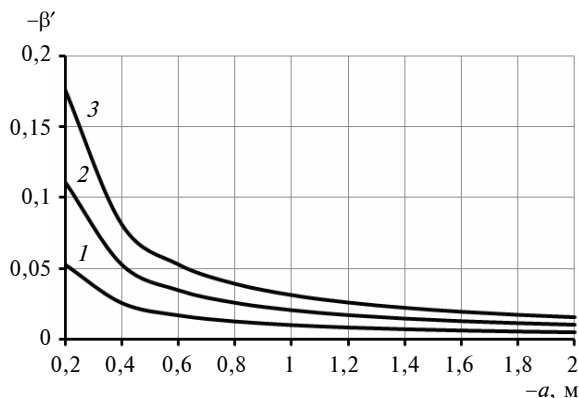


Рис. 2. Залежність лінійного збільшення об'єктива $-\beta'$ від відстані $-a$ між тепловізором і пацієнтом для різних фокусних відстаней об'єктива: 1 – $f'_o = 10$ мм; 2 – $f'_o = 20$ мм; 3 – $f'_o = 30$ мм

Приклад розрахунку похибок вимірювання температури пацієнта медичним тепловізором

Як приклад застосування запропонованого методу розрахуємо абсолютну і відносну похибки вимірювання температури тепловізором NEC TH9100, який виробляє фірма NEC Avio (Японія – США) спеціально для застосування в медицині. Цей тепловізор має такі характеристики [9]:

- температурна чутливість $NETD = 28$ мК;
- частота кадрів $f_f = 60$ Гц;
- кутове поле зору $2\omega_{sx} \times 2\omega_{sy} = 21,7^\circ \times 16,4^\circ$;
- формат кадру $p \times q = 320 \times 240$;

У тепловізорі NEC TH9100 використовується мікроболометрична матриця фірми Indigo Systems Corp. з такими параметрами:

- розмір матриці $l_{Dx} \times l_{Dy} = 16 \times 12$ мм²;
- формат матриці $p_D \times q_D = 320 \times 240$;
- розмір пікселя $V_D \times W_D = 50 \times 50$ мкм².

Алгоритм застосування запропонованого метода такий.

1. Визначаємо фокусну відстань об'єктива f'_o із умови, що кутове поле зору тепловізора $2\omega_{sx} \times 2\omega_{sy}$ обумовлюється розміром матриці $l_{Dx} \times l_{Dy}$. Із рис. 1 маємо

$$f'_o = \frac{l_{Dy}}{2 \tan \omega_{sy}} = \frac{12}{2 \tan 8,2^\circ} = 41,6 \text{ мм.}$$

2. Підставивши вихідні дані тепловізора NEC TH9100 до формул (9) і (10), отримаємо залежності абсолютної та відносної похибок вимірювання температури від відстані між пацієнтом і тепловізором:

$$\Delta T(-a) = 28 \left[-\frac{41,6 \cdot 10^{-3}(2a + 41,6 \cdot 10^{-3})}{(a + 41,6 \cdot 10^{-3})^2} \right]; \quad (11)$$

$$\delta T(-a) = \left[-\frac{41,6 \cdot 10^{-3}(2a + 41,6 \cdot 10^{-3})}{(a + 41,6 \cdot 10^{-3})^2} \right]. \quad (12)$$

На рис. 3 і 4 наведені графіки цих залежностей.

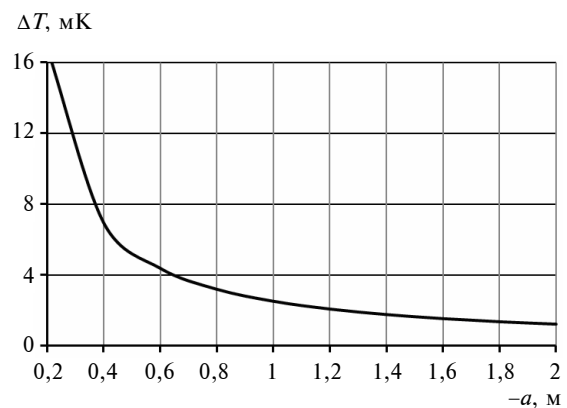


Рис. 3. Абсолютна похибка вимірювання температури тепловізором NEC TH9100

Аналіз функцій (9) і (10), а також їх графіків, наведених на рис. 3 і 4, показує, що:

1) при проведенні термографічної діагностики необхідно враховувати похибки вимірювання температури, які залежать від лінійного збільшення об'єктива тепловізора;

2) діапазон зміни збільшення об'єктива, який визначається нерівністю (8), залежить від

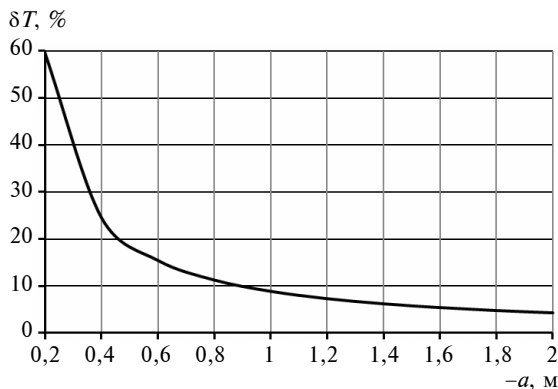


Рис. 4. Відносна похибка вимірювання температури тепловізором NEC TN9100

розмірів патогенної зони, розмірів мікроболометричної матриці та фокусної відстані об'єктива;

3) похибки вимірювання температури, для розглянутого в прикладі тепловізора, можна не враховувати, якщо пацієнт перебуває на відстані більше 1 м від тепловізора;

4) у діапазоні відстаней між тепловізором і пацієнтом від 1 м до 50 см відносна похибка вимірювання температури змінюється в межах від 9 до 18 %;

5) на відстанях менше 50 см бажано не проводити температурні вимірювання. Для отримання термограм малих патогенних зон доцільно використовувати спеціальні ІЧ-об'єктиви.

Список літератури

1. *N.A. Diakides and J.D. Bronzino*, Medical Infrared Imaging. New York: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2008, 452 p.
2. *Колесов С.Н., Воловик М.Г., Прилучный М.А.* Медицинское теплорадиовидение: современный методологический подход. – Нижний Новгород: ФГУ “НИИТО Росмедтехнологий”, 2008. – 184 с.
3. *Блюмин Р.Б.* Технологии бесконтактной диагностики // Вестник новых мед. технол. – 2008. – 15, № 4. – С. 146–149.
4. *Волошин В.Н.* Использование радиотермометрии при определении уровня и способа ампутации нижних конечностей у больных с критической ишемией // Совр. технол. в мед. – 2011. – № 4. – С. 95–98.
5. *Вайнер Б.Г.* Матричное тепловидение в физиологии. – Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2004. – 188 с.
6. *Колобродов В.Г., Лихолім М.І.* Проектування тепловізійних і телевізійних систем спостереження: Підручник. – К.: НТУУ “КПІ”, 2007. – 364 с.
7. *N. Schuster and V.G. Kolobrodov*, Infrarotthermographie (Zweite, uberarbeitete und erweiterte Ausgabe). Berlin: Wiley-VCH Verlag Gmb & Co. KGaA, 2004, 356 p.
8. *Теория оптических систем* / Б.Н. Бегунов, Н.П. Заказов, С.И. Кирюшин, В.И. Кузичев. – М.: Машиностроение, 1981. – 432 с.
9. *Современные медицинские тепловизоры* / Г.С. Мельников, В.М. Самков, Ю.И. Солдатов, В.В. Коротаев // Тепловидение в медицине и промышленности: Матер. 9-й Междунар. конф. “Прикладная оптика – 2010”, 18–22 окт. 2010 г., Санкт–Петербург. – СПб, 2010. – С. 11–17.

Висновки

Запропонований метод розрахунку похибки вимірювання температури медичним тепловізором у патогенній зоні залежно від відстані між пацієнтом і тепловізором дав змогу зробити такі висновки.

1. При проведенні термографічних досліджень патологічних зон необхідно враховувати поправки до вимірної температури, яка залежить від збільшення об'єктива або відстані між тепловізором і пацієнтом.

2. Похибка вимірювання температури залежить від розмірів патогенної зони, розмірів мікроболометричної матриці та фокусної відстані об'єктива.

3. При збільшеннях об'єктива менше 0,04 цей вид похибок вимірювання температури можна не враховувати, оскільки вони значно менші за похибки, зумовлені зміною коефіцієнта випромінювання шкіри пацієнта і температури всередині діагностичної лабораторії.

4. При збільшеннях об'єктива понад 0,09 рекомендується використовувати спеціальні мікрооб'єктиви або оптичні насадки.

Подальші дослідження слід спрямувати на встановлення необхідної точності вимірювання того або іншого виду захворювання з метою підвищення достовірності термодіагностики і зниження вартості медичного тепловізора.