

- удосконалення допоміжного устаткування атомно-силової мікроскопії в плані збільшення робочих діапазонів сканування, що визначають роздільну здатність приладу, точність і повторюваність процесу сканування.

Література

1. Дубровская Г. Н. Примеры применения физических методов исследования структуры поверхности / Г. Н. Дубровская, Н. И. Божко, М. А. Бондаренко, Г. В. Канашевич и др.; под ред. проф. Г. Н. Дубровской, Черкасы: ЧДТУ, 2007. – 248 с.
2. Stolz M. Dynamic elastic modulus of porcine articular cartilage determined at two different levels of tissue organization by indentation-type Atomic Force Microscopy / M. Stolz, R. Raiteri, A. U. Daniels, M.R. VanLandingham, etc. // Bioph. J. 2004. Vol. 86. Pp. 3269–3289.
3. Burnham N. A. Measuring the nanomechanical properties and surface forces of materials using an atomic force microscope / N. A. Burnham, R. J. Colton // J. Vac. Sci. Technol. A.7, 4 (1989), 2906 – 2913.
4. Билоконь С. А. Повышение точности и срока эксплуатации зондов для атомно-силовой микроскопии / С. А. Билоконь, О. В. Свиридова, В. С. Антонюк, М. А. Бондаренко и др. // Наноинженерия. – М.: Машиностроение, 2013. – № 1. – С. 10 – 13.

Надійшла до редакції
04 березня 2014 року

© Антонюк В. С., Фіалковський П. О., Бондаренко М. О., Філіппова М. В., 2014

УДК 621.384.3

МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ ПРОСТОРОВОЇ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ МЕДИЧНОГО ТЕПЛОВІЗОРА

¹⁾ Аль-Мзіраві Ахмед Малік Лазім, ²⁾ Колобродов М. С., ²⁾ Пінчук Б. Ю.
¹⁾ Басра Університет, м. Басра, Ірак; ²⁾ Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Стаття присвячена вирішенню проблеми узгодження аберацій об'єктива і геометричних параметрів матричного приймача випромінювання (МПВ). На базі профілакторію НТУУ «КПІ» проведено оцінку впливу радіуса кружка розсіювання об'єктива і періоду матриці приймача випромінювання на якість тепловізійного зображення, розглядаючи узгодження модуляційної передавальної функції (МПФ) об'єктива і матричного приймача випромінювання.

Було розглянуто два критерії узгодження МПФ об'єктива і МПВ для медичного тепловізора. Для порівняння якості тепловізійного зображення було запропоновано використовувати ефективну просторову смугу пропускання тепловізора. Відповідно до критерію узгодження, було виявлено, що ефективним є використання в тепловізорі об'єктива, що дифракційно обмежений замість абераційного об'єктива. А також показано, що суттєвим є використання в тепловізорі мікроболометричної матриці з меншим періодом пікселів.

Ключові слова: медичний тепловізор, критерії узгодження, просторова смуга пропускання, МПФ.

Вступ

Сучасні тепловізори в якості приймача випромінювання використовують мікроболометричні матриці, які працюють без систем охолодження [1, 2]. Такі

тепловізори знаходять широке застосування в різних сферах діяльності людини, в тому числі і в медичній термодіагностиці [3, 4]. Важливою характеристикою тепловізорів є просторова роздільна здатність, яка визначається модуляційною передавальною функцією (МПФ) об'єктива і матричного приймача випромінювання (МПВ). Проблемі узгодження аберацій об'єктива і геометричних параметрів МПВ присвячено значну кількість робіт [5, 6]. Але в цих роботах не розглядається питання про вибір просторової частоти або значення МПФ, за яких узгоджуються аберації об'єктива і період структури пікселів МПВ.

Постановка задачі

У статті розглядається взаємозв'язок між радіусом кружка розсіювання об'єктива і періодом матриці пікселів МПВ при узгодженні модуляційних передавальних функцій об'єктива і приймача випромінювання.

Вихідні положення

Передавальну функцію можна застосовувати тільки для лінійних інваріантних систем. Тепловізори, які спостерігають об'єкти з невеликим температурним контрастом в межах обмеженого поля зору, можна вважати лінійними інваріантними системами. Модуляційна передавальна функція таких систем визначається добутком МПФ її окремих елементів: об'єктива, МПВ, електронного блоку та дисплея. У більшості практичних випадків електронний блок і дисплей не спотворюють зображення, яке створює тепловізор [5]. Тому вважають, що МПФ електронного блоку та дисплея дорівнюють одиниці в межах робочого просторового спектрального діапазону.

Для спрощення обчислень будемо використовувати одновимірний випадок уздовж осі x , яка співпадає із напрямом сканування. За таких умов МПФ тепловізора визначається як

$$M_S(v_x) = M_O(v_x)M_{Ds}(v_x), \quad (1)$$

де $M_S(v_x)$ – МПФ системи «об'єктив – МПВ»; $M_O(v_x)$ – МПФ об'єктива; $M_{Ds}(v_x)$ – просторова МПФ матричного приймача випромінювання; v_x – просторова частота, мм^{-1} .

Сучасні інфрачервоні об'єктиви мають аберації, які обмежені дифракцією випромінювання на апертурі об'єктива. МПФ таких об'єктивів зручно апроксимувати функцією [6]

$$M_O(v_x) = \begin{cases} \frac{2}{\pi} \left(\arccos x - x\sqrt{1-x^2} \right), & \text{якщо } 0 \leq x \leq 1; \\ 0, & \text{якщо } x > 1, \end{cases} \quad (2)$$

де $x = 1.22\lambda k_{\text{eff}} v_x = r_e v_x$; k_{eff} – діафрагмове число об'єктива; r_e – радіус кружка Ері.

Для практичного застосування МПФ (2) її апроксимують функцією

$$M_{O,ap}(v_x) = \begin{cases} 1 - \frac{x}{\eta_{di}}, & \text{якщо } 0 \leq x \leq \eta_{di}; \\ 0, & \text{якщо } x > \eta_{di}, \end{cases} \quad (3)$$

де параметр η_{di} визначає відносне відхилення МПФ об'єктива з абераціями від дифракційно обмеженої МПФ. Наприклад, 80% дифракційного обмеження якості зображення відповідає значенню параметра $\eta_{di} = 0.8$. Для дифракційно обмеженого об'єктива $\eta_{di} = 1.0$.

Просторова МПФ мікроболометричної матриці визначається періодами матриці $V_D \times W_D$ і має для одновимірного випадку вигляд

$$M_{Ds}(v_x) = \frac{\sin(\pi V_D v_x)}{\pi V_D v_x}. \quad (4)$$

Таким чином, МПФ тепловізора залежить від радіуса кружка розсіювання r_o об'єктива (або радіуса кружка Ері r_E) і періоду V_D матриці приймача випромінювання. Для досягнення високого просторового розділення тепловізора необхідно узгодити між собою параметри r_o і V_D .

Критерії узгодження МПФ об'єктива і МПВ

Для МПФ об'єктива і приймача випромінювання пропонується два критерії узгодження параметрів r_o і V_D :

1. *Перший критерій* – рівність МПФ об'єктива і приймача випромінювання на частоті Найквіста $v_N = \frac{1}{2V_D}$, тобто коли виконується умова:

$$M_o(v_N) = M_{Ds}(v_N) = M_1. \quad (5)$$

2. *Другий критерій* – рівність значень МПФ об'єктива і МПВ на просторовій частоті v_{x2} , тобто коли виконується умова:

$$M_o(v_{x2}) = M_{Ds}(v_{x2}) = M_2. \quad (6)$$

Розглянемо декілька варіантів формування зображення системою «об'єктив – МПВ»:

1. МПВ звичайної якості і об'єктив високої якості (малий абераційний кружок). У даному випадку наскільки б якісним не був об'єктив, якість зображення буде обмежена МПВ.
2. Об'єктив звичайної якості і МПВ високої якості (малий період матриці). В даному випадку, аналогічний попередньому, на скільки б якісну матрицю ми не взяли, якість зображення буде обмежена абераціями об'єктива.
3. МПВ і об'єктив однакової якості. У даному випадку для отримання якісного зображення необхідно узгодити параметри об'єктива r_o і приймача випромінювання V_D .

Узгодження параметрів об'єктива r_o і МПВ V_D

Для узгодження параметрів системи за першим критерієм, спочатку встановимо залежність радіуса кружка розсіювання об'єктива від періоду матриці. Підставимо (3) і (4) до (5)

$$1 - \frac{1.22\lambda k_{eff}}{2V_D \eta_{di}} = \frac{\sin\left(\frac{\pi V_D}{2V_D}\right)}{\frac{\pi V_D}{2V_D}} = M_1 = \frac{2}{\pi}.$$

Звідси отримаємо залежність радіуса кружка Ері r_E від періоду матриці V_D при узгодженні МПФ об'єктива і МПВ на частоті Найквіста

$$r_E = 1.22\lambda k_{eff} = \left(1 - \frac{2}{\pi}\right) 2V_D \eta_{di} = 0.726 \cdot V_D \eta_{di}. \quad (7)$$

За таких умов узгодження результуюча МПФ системи на частоті Найквіста матиме значення $M_{1s} = \left(\frac{2}{\pi}\right)^2 = 0.406$, тобто контраст зображення зменшується до 40%.

На рис. 1 наведені МПФ об'єктива, МПВ і тепловізора при узгодженні на частоті Найквіста, які визначаються формулами (3), (4) і (1), коли $k_{eff} = 1$, $\lambda = 10$ [мкм], $V_D = 25$ [мкм]. За таких умов відносне відхилення МПФ об'єктива з абераціями від дифракційно обмеженої МПФ складає $\eta_{di} = 0.672$, що свідчить про можливість використання простого об'єктива із відносно великими абераціями.

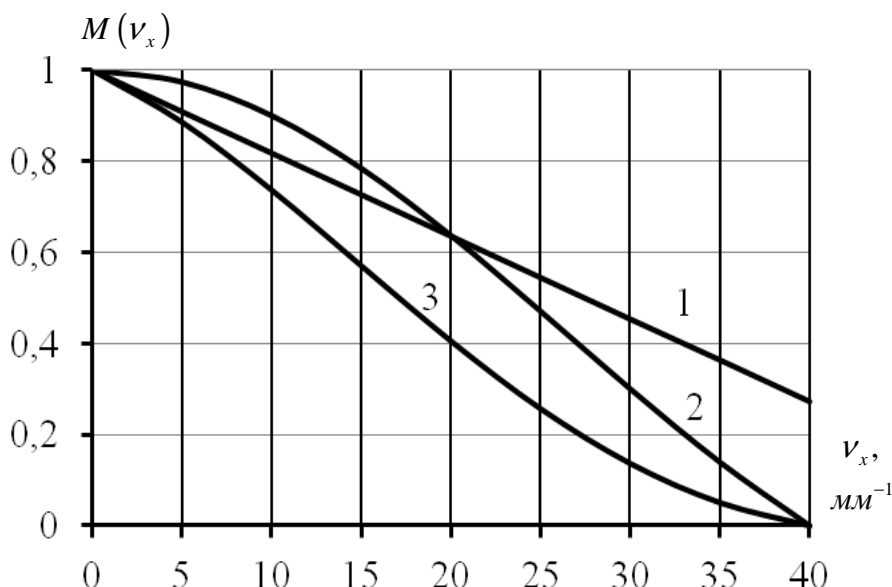


Рис. 1. Узгодження параметрів об'єктива r_o і МПВ V_D за першим критерієм: 1 – МПФ об'єктива $M_o(v_x)$ для $\eta_{di} = 0,672$; 2 – просторова МПФ МПВ $M_{Ds}(v_x)$; 3 – МПФ тепловізора $M_s(v_x)$

Для узгодження параметрів системи за другим критерієм підставимо (3) і (4) до (5)

$$1 - \frac{r_E v_{x2}}{\eta_{di}} = \frac{\sin(\pi V_D v_{x2})}{\pi V_D v_{x2}} = M_2. \quad (8)$$

Розв'яжемо систему рівнянь (8) для встановлення залежності радіуса кружка Ері об'єктива r_E від періоду матриці V_D при заданому контрасті M_2 . Знайдемо спочатку із другого рівняння залежність просторової частоти узгодження v_{x2} від значення МПФ M_2 :

$$\frac{\sin(\pi V_D v_{x2})}{\pi V_D v_{x2}} = \text{sinc}(V_D v_{x2}) = M_2.$$

Звідки

$$v_{x2} = \frac{1}{V_D} \text{sinc}^{-1}(M_2), \quad (9)$$

де $\text{sinc}^{-1}(z)$ – функція, що обернена до функції $\text{sinc}(z)$.

Підставимо частоту (9) до першого рівняння (8):

$$1 - \frac{r_E}{\eta_{di}} \frac{1}{V_D} \text{sinc}^{-1}(M_2) = M_2.$$

Звідки

$$r_E = \frac{1 - M_2}{\text{sinc}^{-1}(M_2)} \eta_{di} V_D. \quad (10)$$

Для перевірки достовірності отриманого рівняння (10) розглянемо застосування цього рівняння при узгодженні за першим критерієм, коли $M_2 = \frac{2}{\pi}$:

$$r_E = \frac{1 - \frac{2}{\pi}}{\text{sinc}^{-1}\left(\frac{2}{\pi}\right)} \eta_{di} V_D = 0.726 \cdot \eta_{di} V_D,$$

що співпадає з формулою (7). На рис. 2 на наведені МПФ об'єктива, МПВ і тепловізора при узгодженні за другим критерієм (5), які визначаються формулами (3), (4) і (1), коли $k_{eff} = 1$, $\lambda = 10$ [мкм], $V_D = 25$ [мкм], $\eta_{di} = 1.0$.

Аналіз отриманих результатів свідчить про таке:

1. При узгодженні за першим критерієм контраст зображення зменшується до 0,406.
2. Для дифракційно обмеженого об'єктива результуюча МПФ системи на частоті Найквіста дорівнює 0,482, свідчить про підвищення контрасту зображення на 7,6 % відносно зображення, отриманого при узгодженні за першим критерієм. За цих умов узгодження відбувається на частоті $v_{x2} = 13$ [мм⁻¹] при контрасті $M_2 = 0.88$.

Пропонується ефективність узгодження аберацій об'єктива і періоду матричної структури ПВ визначати добутком просторової частоти Найквіста ν_N і МПФ тепловізора на цій частоті $M_s(\nu_N)$, який назовемо *ефективною просторовою смугою пропускання тепловізора*

$$\Delta \nu_{ef} = \nu_N M_s(\nu_N). \quad (11)$$

Згідно цього критерію тепловізори, МПФ яких представлені на рис. 1 і 2 мають відповідні смуги пропускання $\Delta \nu_{ef1} = 20 \cdot 0.406 = 8.12 \text{ [мм}^{-1}\text{]}$ і $\Delta \nu_{ef2} = 20 \cdot 0.482 = 9.64 \text{ [мм}^{-1}\text{]}$. Це означає, що якість (інформативність) зображення при узгодженні за другим критерієм збільшилась на 18,8%.

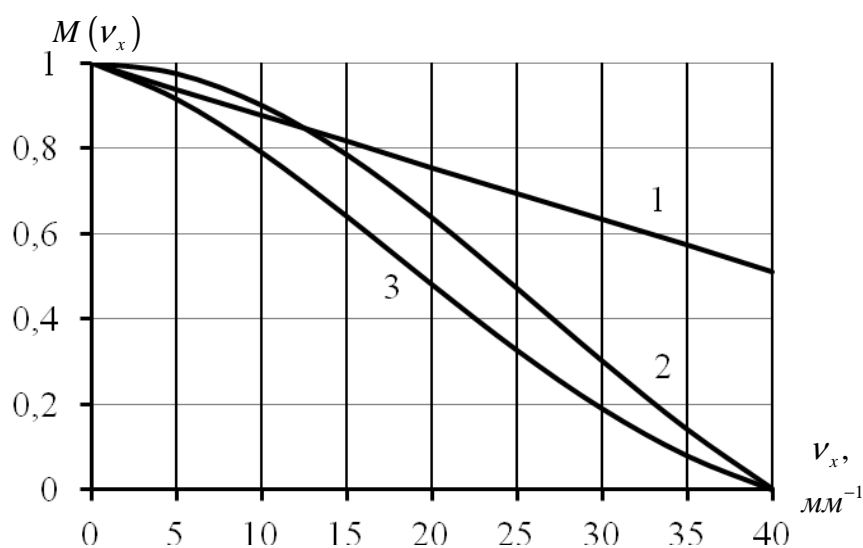


Рис. 2. Узгодження параметрів об'єктива r_o і МПВ V_D за другим критерієм: 1 – МПФ дифракційно обмеженого об'єктива $M_o(v_x)$; 2 – просторова МПФ МПВ $M_{Ds}(v_x)$; 3 – МПФ тепловізора $M_s(v_x)$

За останній час проведені значні науково-технологічні роботи по створенню мікроболометричної матриці з періодом $V_D = 17 \text{ [мкм]}$. Тому виникла потреба у визначенні МПФ тепловізора $M_s(v_x)$, який використовує саме таку матрицю.

На рис. 3 наведені модуляційні передавальні функції об'єктива, МПВ і тепловізора, які визначаються формулами (3), (4) і (1), коли $k_{eff} = 1$, $\lambda = 10 \text{ [мкм]}$, $V_D = 17 \text{ [мкм]}$, $\eta_{di} = 1,0$.

Із отриманих графіків випливає важливий висновок, що узгодження дифракційно обмеженого об'єктива для довжини хвилі $\lambda = 10 \text{ [мкм]}$ з матрицею, яка має періодом пікселів $V_D = 17 \text{ [мкм]}$, відбувається на просторовій частоті $\nu_{xr} = 28 \text{ [мм}^{-1}\text{]}$, яка близька до частоти Найквіста $\nu_N = \frac{1000}{2 \cdot 17} = 29 \text{ [мм}^{-1}\text{]}$. Повне узгодження відбувається для довжини хвилі $\lambda = 10.1 \text{ [мкм]}$. При цьому ефективна

смуга пропускання такого тепловізора становить $\Delta v_{ef} = 29 \cdot 0.406 = 11.8$ [мм⁻¹]. Це означає, що якість зображення тепловізора, який використовує мікроболометричну матрицю з періодом пікселів $V_D = 17$ [мкм] і дифракційно обмежений об'єктив, збільшилась на 22,1% порівняно з тепловізором, що має матрицю з періодом $V_D = 25$ [мкм].

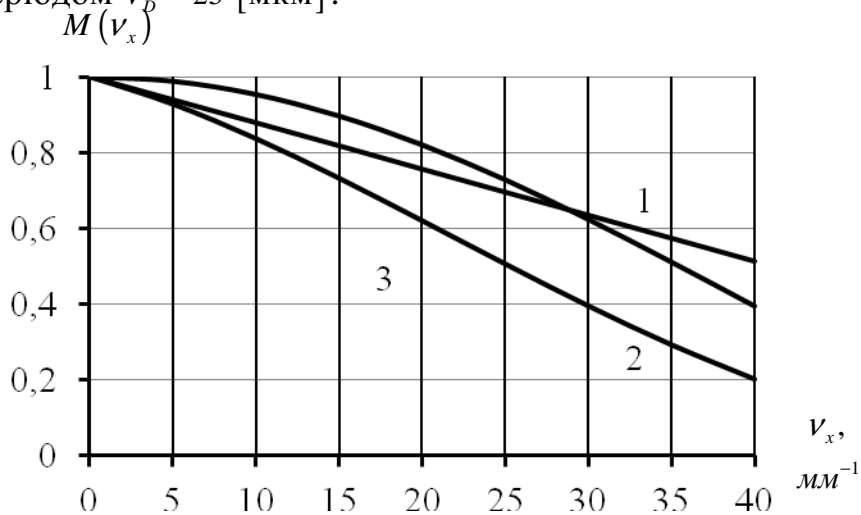


Рис. 3. Узгодження параметрів об'єктива r_o і МПВ V_D за першим критерієм: 1 – МПФ дифракційно обмеженого об'єктива $M_o(v_x)$; 2 – просторова МПФ МПВ $M_{Ds}(v_x)$, коли $V_D = 17$ [мкм]; 3 – МПФ тепловізора $M_s(v_x)$

Висновки

1. Розглянуто два критерії узгодження МПФ об'єктива і матричного приймача випромінювання, які дозволи оцінити вплив радіуса кружка розсіювання об'єктива і періоду матриці приймача випромінювання на якість тепловізійного зображення.

2. Запропоновано для порівняння якості тепловізійного зображення використовувати ефективну просторову смугу пропускання тепловізора. За цим критерієм узгодження використання в тепловізорі дифракційно обмеженого об'єктива з кружком розсіювання r_E замість абераційного об'єктива з радіусом кружка розсіювання $1.49 \cdot r_E$ дозволить підвищити якість зображення на 18,8% за умови, що приймач випромінювання має період матриці 25 мкм.

3. Встановлено, що використання в тепловізорі мікроболометричної матриці з період пікселів 17 мкм, дозволяє підвищити якість зображення на 22% порівняно з тепловізором, який має матрицю з періодом 25 мкм.

4. Подальші дослідження слід спрямувати на розробку методу розрахунку енергетичного розділення тепловізорів з приймачами випромінювання, які мають різні періоди матриць.

Література

1. Тарасов М. М., Якушенков Ю. Г. Инфракрасные системы «смотрящего типа». – М.: Логос, 2004. – 444 с.

2. *Хребтов И. А., Маляров В. Г.* Неохлаждаемые тепловые матричные приемники ИК излучения // Оптический журнал. – 1997. – № 6. С. 3 – 17.
3. *Kaplan H.* Practical applications of infrared and imaging equipment. – SPIE, Bellingham, Washington, USA, 1999. – 164p.
4. *Иваницкий Г. В.* Современное матричное тепловидение в биомедицине // Успехи физических наук. – 2006. – Том 176. – № 12. – С. 1295 – 1320.
5. *Ллойд Дж.* Системы тепловидения: Пер. с англ. – М.: Мир, 1978. – 416 с.
6. *Колобродов В. Г., Лихоліт М. І.* Проектування тепловізійних і телевізійних систем спостереження: Підручник. – К.: НТУУ «КПІ», 2007. – 364 с.

*Надійшла до редакції
12 березня 2014 року*

© Аль-Мзіраві Ахмед Малік Лазім, Колобродов М. С., Пінчук Б. Ю., 2014

УДК 615.831.7

МОНИТОРИНГ ЗМІНИ ТЕМПЕРАТУР ПРИ ЛАЗЕРНІЙ ТЕРАПІЇ

Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Печена М. Р.

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
м. Київ, Україна*

Неінвазивна діагностика має ряд переваг, які надають можливість використовувати її в багатьох випадках при виявленні патологічних новоутворень. В статті наведено переваги та недоліки поширених методів діагностики та приділено увагу саме термографії, оскільки вона є найбільш безпечним методом отримання даних про стан біологічних об'єктів, встановлено можливість моніторингу температурних змін при проведенні лазерної терапії за допомогою тепловізора. Приведені результати дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини, які отримані за допомогою інфрачервоної термографії. Встановлені залежності підвищення температури під опромінення від часу впливу та від температури оточуючого середовища відповідно до них побудовані математичні моделі.

***Ключові слова:** тепловізор, лазерна терапія, інфрачервоне теплобачення, абсолютне значення температури, біологічні системи.*

Вступ

Використання радіофізичних методів вимірювання параметрів фізичних процесів дозволяє охарактеризувати як динаміку процесів, так і їх якість. Широке використання мають акустичні, оптичні, температурні та інші способи контролю різних об'єктів та систем. З урахуванням того, що більшість фізичних та хімічних процесів в біологічному об'єкті відбувається зі зміною температури, то експрес-методом, який немає шкідливого випромінювання, для діагностики та контролю процесів є моніторинг температурних режимів.

Температура є інформативним показником, так як різкі сталі зміни температурного поля біологічного об'єкту може бути проявом патологічних змін та відповідно є показником для подальшої більш детальної діагностики [1].