

**КОМПЕНСАЦІЯ ТЕРМОРОЗФОКУСУВАННЯ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ТЕПЛОВІЗОРА
ТА ПЕРСПЕКТИВИ ЙОГО ВИКОРИСТАННЯ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ**

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
e-mail: stals98@ukr.net

Робота присвячена аналізу та компенсації впливу температури на якість зображення тепловізорів медичного призначення. Для вирішення проблеми пропонується використовувати метод пасивної оптичної аtermалізації, базові математичні співвідношення та алгоритм використання якого наведено в статті. Запропонована оптична схема об'єктиву термографа з високоякісним зображенням, що залишається стабільним при зміні температур навколишнього середовища в діапазоні від 0 °C до +50 °C. Наводиться перелік областей сучасного застосування теплобачення в медицині.

Ключові слова: медичний тепловізор, інфрачервоний об'єктив, термографія, терморозфокусування, пасивна оптична аtermалізація.

Вступ

Медичне теплобачення є безконтактним, швидким та неінвазивним засобом діагностики багатьох відомих захворювань людини. Метод дозволяє спостерігати в динаміці і контролювати ефективність лікування, загоєння ран на різних стадіях морфогенезу та дає можливість попередити можливий розвиток ускладнень. Також використання термографа є високоефективним та інформативним засобом обстеження пацієнтів при виявленні запальних процесів, особливо на етапі відсутності специфічних клініко-лабораторних даних, що підтверджує його діагностичні можливості та доцільність використання на ранніх стадіях захворювання. Завдяки пасивності та безконтактності процес проведення такої діагностики в принципі виключає можливість завдати будь-якої шкоди здоров'ю людини. Це відкриває широкі перспективи для його застосування в якості методу функціональної та скринінг-діагностики. Термограми, зроблені за допомогою різних тепловізорів, є уніфікованими, відрізняються фактично лише розмірами та якістю зображення і можуть використовуватися одночасно для виявлення різних патологій. На сьогоднішній день розроблені критерії тепловізійної діагностики для більш ніж двохсот захворювань та патологічних станів і цей список постійно поповнюється [1].

Термографія з кожним днем отримує все більш широке застосування в багатопрофільних медичних закладах. Робота лікаря-термографіста при скринінг-діагностиці проходить, як правило, у виключно нестабільних умовах навколишнього середовища. Це вимагає від нього найвищої кваліфікації, здатності миттєво оцінювати ситуацію, враховувати вплив зовнішніх факторів і брати до уваги незавершену термоадаптацію пацієнтів у процесі діагностики. Тому одним із найактуальніших питань залишається підвищення інформативності та відповідності знятих показників реальній температурі ділянки поверхні об'єкта спостереження. Варто зазначити, що адекватність діагностики також залежить від правильності інтерпретації термограм, яка, в свою чергу, можлива лише при отриманні чіткого зображення з високою якістю. Вище перераховані параметри значною мірою залежать від умов експлуатації і впливу факторів навколишнього середовища на конструкцію термографа.

Застосування матричних фотоприймачів у термографах третього покоління дозволило здійснювати поелементне зчитування інформації з подальшою електронною обробкою зображення та значно підвищити чутливість і роздільну здатність термограм. Однак мікроболометричні приймачі, що отримали найбільш широке застосування в сучасних тепловізорах, володіють тепловою інерцією, тому їх максимальна чутливість досягається на частоті оновлення (частоті кадрів) матриці, що не перевищує 50 Гц. Проте цієї частоти достатньо для вирішення більшості задач біомедичної діагностики. Наявні на ринку прилади, фотоприймачі яких не потребують охолодження, вимірюють абсолютну температуру в діапазоні фізіологічних температур людини з точністю до 0,04 °C. Програмне забезпечення сучасних тепловізорів дозволяє виконувати цифрову обробку інфрачервоного (ІЧ) зображення в

реальному масштабі часу, розраховувати карту теплового рельєфу, створювати архіви даних і проводити порівняння теплових образів, отриманих у різний час [2].

Постановка задачі

Мета даної роботи полягає в аналізі перспектив застосування медичної термографії, дослідженні впливу температури на параметри зображуючої системи тепловізора та стабілізації якості термограм, шляхом усунення розфокусування оптичної системи ІЧ об'єктиву при зміні температури навколишнього середовища.

Використання термографії

Про те, що температура тіла людини є інформативним показником його фізіологічного стану, відомо давно. Температуру організму людини, як діагностичний показник, використовував вже Гіппократ приблизно 460–377 років до н.е. Відомо, що різні частини тіла людини мають індивідуальну нормальну середню температуру, зумовлену існуванням особливостей в ступені їх кровопостачання та іннервації, проте поверхнева температура симетричних ділянок одних і тих же областей в нормі достовірно не відрізняється. Тому в якості контрольної ділянки для виявлення патологій варто використовувати протилежно симетричну область тіла.

При аналізі результатів отриманих термограм та постановці діагнозу існують певні правила та закономірності. Наприклад, зареєстрована різниця в 1–2 °C на протилежно симетричних ділянках тіла свідчить про наявність патології організму. Зокрема, при новоутвореннях зміна температури в більшу сторону вказує на злоякісне переродження, а в меншу – на доброякісну природу пухлини.

Мамологія

Ефективність лікування раку молочної залози (РМЗ) залежить від стадії розвитку пухлини і поширеності процесу. Стабільний і сприятливий прогноз спостерігається тільки при лікуванні пухлин розміром до 2 см і відсутності метастазів в регіонарних лімфатичних вузлах. При такій клінічній картині тільки хірургічна операція може дати позитивний результат, призначення хіміотерапії, променевого чи гормонального лікування не є результативним [3]. Однак, на думку деяких науковців, тільки 11,4–30% хворих починають лікування на цій стадії захворювання. Цей показник виводить ранню діагностику РМЗ в ряд серйозних актуальних проблем онкології, вирішення якої вимагає розвитку сучасних методів обстеження.

Серед інструментальних методів діагностики захворювань молочної залози, таких як рентгенографічні обстеження, мамографія, комп'ютерна томографія, радіоізотопна діагностика, термографія займає одне з перших місць завдяки своїй неінвазивності, високій ефективності, можливості виявлення РМЗ на ранніх стадіях та застосування до будь-яких вікових категорій.

При кістах молочної залози на термограмі виявляються гіпертермічні кільцеподібні зони затемнення (холодні) навколо патологічного вогнища. При інфікуванні кісти термографічна картина змінюється: в центрі зображення виникає вогнище гіпертермії і температура в порівнянні із симетричною зоною тіла підвищується до 7 °C [3].

Лоусон вперше зазначив, що при РМЗ локальна температура шкірного покриву в проекції зони пухлини вища на 0,5 °C в порівнянні з симетричною зоною протилежного боку [1]. Локальне підвищення температури при розвитку злоякісного утворення пов'язано з ангиогенезом і мітотичною активністю процесу. В цьому аспекті пізніше проведені дослідження показали, що виявлений РМЗ на термограмі в більшості випадків явно виділяється зоною локальної гіпертермії, що і стало основою для використання термографічного методу обстеження при різних захворюваннях молочної залози.

Оториноларингологія

На основі термографічної діагностики розроблена методика обстеження хворих аурикуло-темпоральним синдромом, яка позбавлена недоліків проби харчовим подразником і проби Мінора. На початковій стадії захворювання в зоні ураження виявляється вогнище гіпертермії, найчастіше в проекції нижньощелепної ямки або кута і гілки нижньої щелепи, гомогенної структури з нечіткими контурами. Градієнт температури між областю ураження і здоровою симетричною стороною тіла при цьому становить 1,5–2,0 °C [4].

Встановлена норма термографічної картини обличчя, яка характеризується наявністю гарячих і холодних зон. До гарячих зон відносять орбіти, губи, зовнішній слуховий прохід, скроневу область, дистальний відділ щоки, кут нижньої щелепи. До холодних зон: ніс, підборіддя, вушну раковину, волосяну частину голови і обличчя, передній відділ щоки, виличну область. Відхилення температур від встановлених норм вказує на наявність патології.

Судово-медична експертиза

Створення засобів підтвердження думки експерта про давність ушкоджень на живих особах є однією з найважливіших задач судової медицини. Надзвичайно перспективним є напрямок наукових досліджень з вивчення температурних реакцій біологічних тканин на зовнішній травматичний вплив. Унікальність сучасних тепловізійних апаратних комплексів полягає в тому, що дослідник, який проводить теплове вивчення об'єкта, отримує повну картину його теплового стану з цифровими показниками значень мінімальної і максимальної температур, а також розташування цих ділянок щодо загальної площі тіла людини. Крім того, є можливість збереження результатів дослідження у вигляді цифрового фото- та відеозапису (з можливістю її подальшої обробки), що має суттєве доказове значення.

Встановлення давності ушкоджень шкіри (синців, саден) в даний час здійснюється переважно на підставі їх макроскопічної картини (колір, форма, розміри), відповідно до якої експерт, спираючись на матеріали літератури і власний досвід, робить її оцінку. Опитування потерпілого не може бути визнане в якості об'єктивного критерію, тому що з різних причин він може бути зацікавлений в приховуванні обставин події, або зсуві їх у часі. Особливу значимість проблема об'єктивного встановлення давності ушкодження набуває в тих випадках, коли обмін інформацією з потерпілим неможливий через відсутність свідомості (черепно-мозкові травми) або психічне захворювання.

Застосування термографії для встановлення локалізації та давності ушкоджень у живої особи розглянуто у роботі [5], результатом якої стала розробка алгоритму судово-медичного дослідження, що дає можливість уточнення локалізації «температурного ядра» пошкодження, яке відображає точку прикладання зовнішньої травматичної дії. Розроблений тепловізійний метод дослідження ушкоджень дозволяє отримати інформацію про температуру травмованих і здорових ділянок тіла обстежуваної живої особи, яка може бути використана при роботі експерта відділення експертизи потерпілих, обвинувачених та інших осіб з метою об'єктивізації судження про давність зовнішніх травматичних впливів і поширеності ушкодження біологічних тканин. Для цього здійснюється аналіз динаміки відхилення диференціальних температур синців і саден. Встановлено, що їх зміна в посттравматичному періоді на дослідженому інтервалі завжди відбувається за експоненціальним законом і має достовірний характер [5].

Висока точність дослідження, його безконтактний характер і неінвазивність, дозволяють легко адаптувати даний метод до застосування в умовах відділення експертизи потерпілих, звинувачених та інших осіб будь-якого бюро судово-медичної експертизи. Проте в процесі тепловізійного дослідження для отримання високоякісної термограми необхідно чітко дотримуватися діапазону температур в приміщенні порядку 22–24 °С, що, нажаль, не завжди є можливим.

Термографія на відкритому повітрі

Найчастіше тепловізійна діагностика проводиться в закритих приміщеннях, де відсутні прямі теплові засвітки та є можливість контролю та корекції температури навколишнього середовища. Тим не менш в медичній практиці зустрічаються випадки, коли необхідно проводити аналогічні дослідження в великих скляних приміщеннях аеропортів, залізничних вокзалів або на відкритому повітрі. До таких задач відносять, наприклад, організацію карантинних заходів в період епідемій, коли необхідно провести в реальному масштабі часу тотальний аналіз ІЧ зображень всіх пасажирів, які прибувають із зон з інфекційними захворюваннями. Метою даної процедури являється експрес-селекція осіб за деякими параметрами, характерними для початкової стадії конкретного захворювання. Люди з підозрілими відхиленнями від норми проходять більш детальну перевірку в спеціалізованих медичних пунктах [1]. Виконання таких задач обумовлює необхідність термостабілізації якості зображення термографу при проведенні тепловізійних досліджень на відкритому просторі.

Вплив температури на оптичну систему тепловізора

В тепловізорах використовуються два діапазони довжин хвиль оптичного спектру, які відповідають вікнам прозорості атмосфери: 3–5 мкм або 8–14 мкм. Проте для термографів вибір спектрального діапазону не обумовлений виключно вимогами прозорості атмосфери, оскільки об'єкт вимірювання (людина) знаходиться близько до камери і рівень поглинання ІЧ випромінювання повітрям менш суттєвий. Разом з тим виявлено, що термографи, які працюють в спектральному діапазоні 3–5 мкм, більш чутливі до рефлексів засвітки шкіри від зовнішніх джерел теплових випромінювань. Враховуючи, що максимум спектральної інтенсивності випромінювання тіла людини з температурою 37 °С становить приблизно 9,3 мкм [6], а вплив паразитних фонів є менш суттєвим в діапазоні 8–14 мкм, при проектуванні фотоприймальних вузлів медичних тепловізорів варто орієнтуватися саме на цей спектральний діапазон.

Найбільш популярним ІЧ матеріалом, що використовується у конструкціях об'єктивів термографів, є германій, перевагами якого є відносно невелика вартість, хороші механічні властивості та широкий діапазон пропускання довжин хвиль спектру. Термооптичний аналіз однієї з типових схем об'єктиву тепловізора [7] показав, що при підвищенні температури в оптичній системі з фокусною відстанню 57,55 мм на 40 °С (за умови однорідного температурного розподілу) зміна заднього фокального відрізка становить понад 200 мкм. Максимальна величина терморозфокусування спостерігається в об'єктивах, всі компоненти яких виготовлені з германію, що характеризується високим значенням термооптичної сталості. Як наслідок зміни величини заднього фокального відрізка, в площині фотоприймального пристрою діаметр кружка розсіяння збільшується в 8 разів. В результаті порушуються вимоги до контрасту зображення і концентрації енергії в розмірі пікселя [8]. Контраст зображення характеризується модуляційною передавальною функцією (МПФ), значення якої на просторовій частоті Найквіста $\mu_H = 20 \text{ мм}^{-1}$ для матричного приймача випромінювання з розміром пікселя $25 \times 25 \text{ мкм}$ на краю поля зору об'єктива зменшується на 40% для сагітальної та на 25% для меридіональної площин при зміні температури в ІЧ об'єктиві на 40 °С. Вищевказані фактори обумовлюють різке зниження частотних та енергетичних характеристик оптичної системи та суттєве погіршення якості зображення тепловізора.

Усунення терморозфокусування системи

Температурна залежність характеристик матеріалів об'єктиву тепловізора істотно впливає на якість отриманого зображення, що, в свою чергу, знижує інформативність та адекватність оцінки патологічних станів по термограмах.

Для термостабілізації і покращення характеристик оптичної системи термографу на етапі розрахунку конструктивних параметрів оптичної системи приладу доцільно скористатися методом пасивної оптичної атермалізації, який передбачає використання при проектуванні об'єктиву декількох ІЧ матеріалів з різними за значенням і знаками термооптичними сталими. Якщо значення термооптичної сталості для матеріалу позитивне, то при підвищенні температури фокус лінзи буде зміщуватися в напрямку оптичного компоненту.

Задача проектування ахроматичного і атермалізованого фокусуєчого вузла для ІЧ техніки є багатофакторною і залежить як від характеристик оптичних компонентів, так і від параметрів несучої конструкції. У роботі [9] показано, що раціональне вирішення цього завдання можливе при такому виборі компонентів триплету, який включає певні композиції оптичних матеріалів в поєднанні з певним механічним матеріалом несучої конструкції.

Діаграма, наведена на рис. 1, може бути рекомендована для використання при проектуванні ІЧ фокусуєчих вузлів, що працюють в спектральному діапазоні 8–12 мкм, і містить оптичні матеріали, які пропускають випромінювання в цій області довжин хвиль. Користуючись наведеною діаграмою, матеріали оптичних компонентів об'єктиву слід обирати так, щоб площа трикутника, утвореного трьома оптичними матеріалами, була якомога більшою. Це обумовлено тим, що пасивна оптична атермалізація ІЧ триплетів базується на синтезі оптичної системи, конструктивні параметри і термооптичні характеристики матеріалів якої повинні бути підібрані таким чином, щоб при зміні температури (за умови однорідного температурного розподілу) баланс оптичних сил компонентів об'єктиву залишався незмінним.

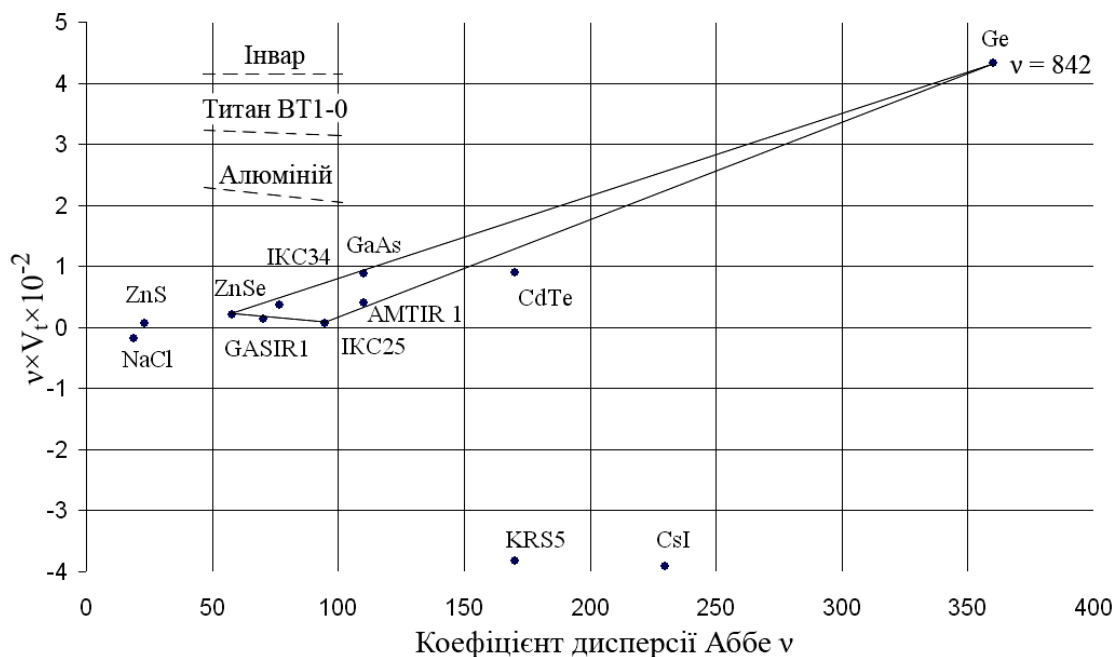


Рис. 1 Діаграма матеріалів ІЧ області спектру 8–12 мкм

Нахил пунктирних ліній на діаграмі визначається тепловим коефіцієнтом лінійного розширення (ТКЛР) матеріалу несучої конструкції.

Для визначення комбінації оптичних матеріалів атермалізованого ІЧ об'єктиву-триплету необхідно обрати три оптичні матеріали, які формують на діаграмі вершини трикутника, таким чином, щоб лінія, що з'єднує перший і другий матеріали, мала найменший кут з пунктирною лінією, відповідною ТКЛР матеріалу оправы. При цьому спочатку вибирається матеріал з більшим коефіцієнтом дисперсії Аббе (ICK25), а потім – матеріал з меншим (ZnSe). Третій матеріал обирається з міркувань максимальної площі отриманого трикутника (Ge). На прикладі рис. 1 однією з атермалізованих комбінацій оптичних матеріалів триплету для ІЧ спектрального діапазону 8–12 мкм буде ICK25 / ZnSe / Ge з оправою, що виконана з титану BT1-0.

При конструюванні оптичних систем, які складаються з декількох компонентів існує можливість підбору матеріалів з метою самоатермалізації системи при зміні температури навколишнього середовища. При цьому є можливість одночасно виконати атермалізацію та ахроматизацію об'єктиву. Система рівнянь для синтезу такої оптичної системи при припущенні, що всі її компоненти абсолютно тонкі, має вигляд [9]:

$$\begin{cases} \Phi_1 + \Phi_2 + \Phi_3 = 1 \\ \frac{\Phi_1}{v_1} + \frac{\Phi_2}{v_2} + \frac{\Phi_3}{v_3} = 0 \\ \Phi_1 V_{t1} + \Phi_2 V_{t2} + \Phi_3 V_{t3} = \Phi \alpha \end{cases}, \quad (1)$$

де Φ_{1-3} – оптичні сили компонентів системи; Φ – сумарна оптична сила системи; v_{1-3} – коефіцієнти дисперсії Аббе оптичних матеріалів; α – тепловий коефіцієнт лінійного розширення матеріалу оправы; V_{t1-3} – термооптичні сталі матеріалів.

На терморозфокусування в приладах, крім зміни характеристик оптичної системи, впливає зміна лінійних розмірів несучої конструкції корпусу, яка визначається її довжиною і тепловим коефіцієнтом лінійного розширення α . Система рівнянь (1) дозволяє підібрати матеріали компонентів та оправ об'єктиву з метою компенсації терморозфокусування оптичної системи. При цьому передбачається, що довжина несучої конструкції співпадає з величиною фокусної відстані оптичної системи, а сумарна оптична сила компонентів приймається рівною одиниці.

Для синтезу атермалізованого та ахроматизованого трьохкомпонентного ІЧ об'єктиву з урахуванням висоти ходу променів на оптичних компонентах система рівнянь (1) прийме наступний вигляд:

$$\begin{cases} h_1\Phi_1 + h_2\Phi_2 + h_3\Phi_3 = 1 \\ h_1^2 \frac{\Phi_1}{v_1} + h_2^2 \frac{\Phi_2}{v_2} + h_3^2 \frac{\Phi_3}{v_3} = 0 \\ h_1^2\Phi_1V_{t1} + h_2^2\Phi_2V_{t2} + h_3^2\Phi_3V_{t3} = \Phi\alpha \end{cases}, \quad (2)$$

де h_{1-3} – висоти першого допоміжного нульового променя на оптичних компонентах системи.

Даний підхід дозволяє отримати базові результати, оскільки він виконаний при умові абсолютно тонких компонентів і без врахування нелінійності залежності характеристик оптичних матеріалів від температури. Для проведення більш точного розрахунку конструктивних параметрів атермалізованої оптичної системи необхідно поєднати теоретичні методики з математичним моделюванням та оптимізацією в системах автоматичного проектування [10].

Синтез атермалізованого ІЧ об'єктиву має наступний алгоритм: після вибору матеріалів за допомогою діаграми (рис. 1) та проведення розрахунків на основі системи рівнянь (2) в Mathcad необхідна подальша оптимізація, яка може бути здійснена в середовищі автоматичного проектування Zemax. В табл. 1 наведені результати застосування вищеописаного алгоритму: створено термостабілізований триплет зі спектральним діапазоном роботи 8–12 мкм, який може використовуватися з сучасними матричними приймачами випромінювання розмірністю 320×240 пікселів. Запропонований об'єktiv має наступні характеристики: відносний отвір 1:1, кутове поле зору $2\omega = 20^\circ$, фокусна відстань $f' = 38,2$ мм.

Таблиця 1

Конструктивні параметри атермалізованого ІЧ об'єктива				
№	Радіус кривизни, мм	Товщина по осі, мм	Матеріал компонента	Світловий діаметр, мм
1	48,13	4,74	IKC25	41,66
2	144,24	1,89		40,96
3	557,74	2,59	ZnSe	40,31
4	99,18	36,62		38,74
5	23,33	6,58	Ge	25,51
6	22,88	8,02		20,18

Висока якість зображення об'єктиву підтверджується рівнем МПФ (рис. 2) 50% на просторовій частоті 20 мм^{-1} та рівнем функції концентрації енергії (ФКЕ), наведеної на рис. 3, 66% в розмірі плями розсіяння 25 мкм для краю поля зору системи.

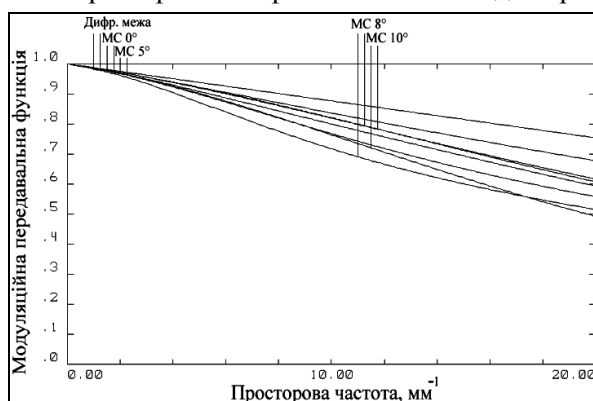


Рис. 2 МПФ атермалізованого ІЧ об'єктиву

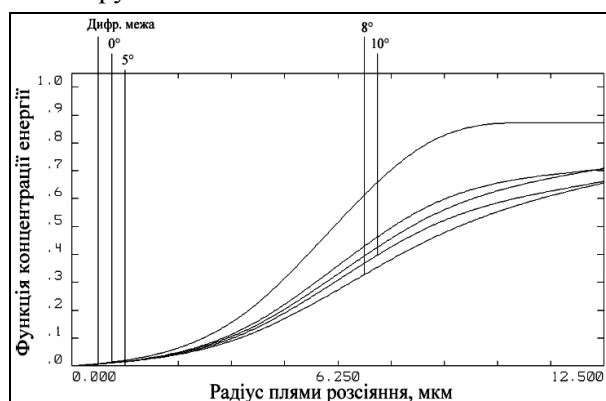


Рис. 3 ФКЕ атермалізованого ІЧ об'єктиву

Величина заднього фокального відрізка даного об'єктиву залишається практично незмінною в діапазоні температур навколишнього середовища від 0°C до $+50^\circ\text{C}$. Таким чином, запропонований світлосильний атермалізований об'єktiv для ІЧ області спектра можна застосовувати з матричними фотоприймачами з розміром пікселя 25×25 мкм, зберігаючи при цьому високу якість зображення та незмінні характеристики за рахунок відсутності терморозфокусування в оптичній системі в указаному температурному діапазоні.

Висновки

Теплобачення найбільш вдало поєднує в собі ефективний пошук патологій і абсолютну неінвазивність для пацієнта та медичного персоналу. Достовірність діагностики заснована на стабільності тепловізійної симптоматики, головним параметром якої є постійність і передбачуваність зміни відносних температур. Це дозволяє успішно застосовувати термографію, як метод об'єктивного контролю за перебігом патологічних процесів в організмі для різних сфер медичної діяльності.

Актуальною проблемою сучасної термографії є зміна якості зображення системи під дією факторів навколишнього середовища. Найбільш суттєво до температурних впливів схильні характеристики германієвих об'єктів, які отримали найбільше поширення на сьогоднішній день. Зміна їх якості зображення під дією температурних полів обумовлена високою температурозалежністю оптичних і механічних властивостей матеріалу.

Проблема впливу температури навколишнього середовища на характеристики оптичної системи приладу може бути вирішена на етапі проектування фокуруючого вузла шляхом підбору оптичних матеріалів з різними термооптичними сталими. Використання методу пасивної оптичної атермалізації дозволило синтезувати об'єктив із скомпенсованим терморозфокусуванням системи в діапазоні температур навколишнього середовища від 0 °C до +50 °C, що забезпечує стабільність його частотних та енергетичних характеристик якості зображення в указаному температурному діапазоні.

Удосконалення тепловізійної техніки доцільно сконцентрувати на покращенні якості зображення термограм та розробці алгоритмів автоматичного діагностування хвороб та патологій. Подальші наукові дослідження варто проводити у напрямку визначення спектрів випромінювання різних частин та тканин організму людини з метою виявлення довжин хвиль максимуму та мінімуму їх спектральної інтенсивності, завдяки чому стане можлива реалізація багатошарової термографічної діагностики, що, в свою чергу, дасть змогу отримати чітке ІЧ зображення областей організму, які безпосередньо будуть цікавити лікаря чи дослідника.

Література

1. Иваницкий Г. Р. Современное матричное тепловидение в биомедицине / Г. Р. Иваницкий // Успехи физических наук. – 2006. – №12. – С. 1294 – 1320.
2. Grobklaus R. Physiology and regulation of body temperature / R. Großklaus, K. E. Bergmann, J.-M. Engel, U. Flesch, G. Stüttgen, eds // Thermological Methods. Weinheim: VCH. – 1985. – P. 11 – 20.
3. Мазурин В. Г. Возможности термографии в формировании групп повышенного риска рака молочной железы / В. Г. Мазурин // Сб. науч. трудов, посвященный 50-летию КБ №84. – М. – 1999. – С. 65 – 66.
4. Заболотный Д. И. Новые возможности дистанционной инфракрасной термографии в оториноларингологии / Д. И. Заболотный, Л. Г. Розенфельд, Н. Н. Колотилев, Е. Ф. Венгер, А. Г. Коллюх, Д. Д. Заболотная, В. И. Дунаевский // Журн. вуш., нос. і горл. хвороб. – 2006. – № 5. – С. 2 – 5.
5. Кононова С.А., Маркелова Н.Г., Ураков А.Л., Шкляева С.Е. О возможности применения инфракрасной термометрии в судебно-медицинских исследованиях кровоподтеков кожи // Проблемы экспертизы в медицине. – 2009. № 2-3. – С. 15-17.
6. Данілова В. А. Тепловізійне дослідження розподілу температури міокарда / В. А. Данілова, В. В. Шликов. // Наукові вісті НТУУ "КПІ". – 2014. – №5. – С. 106 – 111.
7. Сокольский М. Н. Светосильный объектив для инфракрасной области спектра / М. Н. Сокольский, И. Е. Совз // Патент России № 2449327. – 2010.
8. Муравьев А. В. Композиции атермализованных трехкомпонентных инфракрасных объективов / А. В. Муравьев, О. К. Кучеренко // Наука и техника. – 2015. – №4. – С. 32 – 37.
9. Кучеренко О. К. Ахроматизація та атермалізація об'єктів інфрачервоної техніки / О. К. Кучеренко, О. В. Муравйов, В. М. Тягур // Наукові вісті НТУУ „КПІ”. – 2012. – №5. – С. 114 – 117.
10. Тягур В. М. Пассивная оптическая атермализация инфракрасного трехлинзового ахромата / В. М. Тягур, О. К. Кучеренко, А. В. Муравьев. // Оптический журнал. – 2014. – том 81. – № 4. – С. 42 – 47.