

Біомедичні прилади та системи

УДК 535.317

DOI: [10.20535/2523-4455.2017.22.5.96287](https://doi.org/10.20535/2523-4455.2017.22.5.96287)

Стабілізація якості термограм шляхом усунення терморозфокусування

Назарчук О. О., ORCID [0000-0003-4089-2413](https://orcid.org/0000-0003-4089-2413)e-mail nazarchuk5@i.uaШликов В. В., к.т.н., доц., ORCID [0000-0001-8836-4658](https://orcid.org/0000-0001-8836-4658)e-mail v.shlykov@kpi.uaДанілова В. А., ORCID: [0000-0003-3009-6421](https://orcid.org/0000-0003-3009-6421)e-mail valnaa@ukr.net

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» kpi.ua

Київ, Україна

Реферат—В даній статті розглянуто проблему розфокусування об'єктива термографа під дією впливу температури навколишнього середовища. Запропоновано усунення даної проблеми методом пасивної оптичної атермалізації. На основі розрахованих конструктивних параметрів була синтезована оптична схема трикомпонентного інфрачервоного об'єктива, подальша оптимізація якої відбувалася в середовищі автоматичного проектування Zemax. Висока якість зображення об'єктива підтверджується рівнем модуляційної передавальної функції 50% на просторовій частоті 20 мм^{-1} і рівнем функції концентрації енергії 66% у розмірі плями розсіювання 25 мкм для краю поля зору системи. Задній фокальний відрізок даного триплету при варіаціях температури в діапазоні від 0°C до $+50^\circ\text{C}$ змінюється лише на частки мікрометра, що в свою чергу дає змогу отримати термограму з високою роздільною здатністю.

Бібл. 11, рис. 1, табл. 2.

Ключові слова — термограф; об'єктив; терморозфокусування; пасивна атермалізація.

I. ВСТУП

Термографія з кожним днем отримує все більш широке застосування в медичних сферах діагностики та досліджень. Медична термографія являє собою метод обстеження пацієнтів за допомогою термографа, що дозволяє реєструвати інфрачервоне (ІЧ) випромінювання і перетворювати в термограму, на якій відображається розподіл теплого поля на поверхні тіла. Одним з головних переваг даного методу є його неінвазивність, так як при дослідженні проводиться реєстрація тільки власного випромінювання об'єкта спостереження [1].

II. АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДАНИХ

Термографія застосовується в багатопрофільних медичних установах, оскільки надає одночасно інформацію про анатомо-топографічні та функціональні зміни в ураженій зоні. Візуальне дослідження на моніторі термографа теплової картини об'єкта за допомогою умовних відмінностей яскравості або фарбування областей зображення дозволяє визначити різницю температур його ділянок, що в свою чергу робить можливим діагностування різноманітних захворювань на ранніх стадіях.

Інфрачервона (ІЧ) техніка знаходить широке застосування в різних сферах діяльності людини: наукових дослідженнях, воєнній справі, в народному господарстві, медицині. Прилади, що працюють в ІЧ діапазоні спектру, часто експлуатуються в складних умовах навколишнього середовища. В першу чергу це відноситься до температурного діапазону, який згідно технічним вимогам може досягати $\pm 60^\circ$. Термограф являє собою інфрачервону камеру, основними елементами якої є багатоелементний приймач випромінювання і об'єктив. На сьогоднішній день температурна чутливість термографічних приладів при температурі досліджуваної поверхні 30°C може досягати $0,02^\circ\text{C}$ [2].

Теплове зображення поверхні тіла дозволяє проаналізувати його відхилення від норми і судити про патологічні зміни в організмі, оскільки при розвитку патологічних процесів у внутрішніх органах відбувається рефлекторна зміна поверхневого кровотоку, яка супроводжується зміною тепловіддачі. Сьогодні термографія застосовується для діагностики та контролю ефективності лікування в кардіохірургії, оториноларингології, ортопедії, травматології та мамології. [3]



Однією з найважливіших проблем при кардіохірургічних втручаннях є ішемічне пошкодження міокарда, оскільки із-за перетискання аорти відсутня нормальна коронарна перфузія. Ішемія ініціює комплексний каскад морфологічних і біохімічних змін у міокарді, які спровоковані швидким виснаженням запасів високоенергетичних фосфатів, що в свою чергу призводить до некрозу міокардіоцитів [4, 5]. Коливання температури на поверхні міокарда в досліджуваній області чітко визначаються при гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу (ІК). Точний контроль температури охолодження і нагрівання тканин мозку і серця дозволяє мінімізувати час проведення ІК і забезпечити максимальний захист міокарда під час операції [6].

Зниження температури серця і мозку з +36 °C до +18 °C є головним чинником їх захисту від гіпоксичного ураження при вимиканні цих органів кровообігу для виконання операцій на відкритому серці. Під час зігрівання, на початковому етапі, температурна різниця між теплоносієм і тілом не повинна перевищувати 5 °C. На інших етапах зігрівання хворого до 36 °C температурний градієнт не повинен перевищувати 8 °C, а температура теплоносія повинна суворо витримуватися в діапазоні 39,0-39,5 °C [7]. Отже, при операціях такого роду необхідний високоточний контроль температури теплоносія та пацієнта.

На симетричних ділянках тіла при нормальному функціонуванні організму людини температура, як правило, має однакові показники. Патологічні ж стани характеризуються істотними змінами температурного рельєфу: з'являються зони гіпотермії гіпертермії або, навпаки, гіпертермії, змінюється осьовий температурний градієнт, реєструється термоасиметрія на тілі. В мамології, наприклад, це надає можливість реєструвати злоякісні новоутворення на ранній стадії їх розвитку. На жаль, наразі не в усіх медичних закладах є можливість контролю температури оточуючого повітря при проведенні діагностичних процедур.

А. Постановка проблеми

Одним з найактуальніших питань залишається підвищення інформативності та достовірності одержуваних результатів. На прилади даного типу накладаються високі вимоги щодо якості зображення, температурної роздільної здатності та відповідності знятих показань реальній температурі ділянки поверхні об'єкта спостереження. Перераховані характеристики великою мірою залежать від умов експлуатації та впливу факторів навколишнього середовища на конструкцію термографа.

Для ефективного контролю над температурним розподілом перспективним і інноваційним є використання термографів, що дозволяють отримати високоінформативне зображення різниці температур на всій поверхні серця.

В. Мета дослідження

Метою даної роботи є поліпшення якості термограм, шляхом усунення впливу градієнту температури навколишнього середовища на оптичну систему термографічної техніки.

Якість результату аналізу термограми в першу чергу базується на роздільній здатності та контрасті отриманого зображення, які в свою чергу залежать від зовнішньої температури середовища при експлуатації приладу.

III. МЕТОД УСУНЕННЯ ТЕРМОРОЗФОКУСУВАННЯ ОБ'ЄКТИВУ ТЕРМОГРАФА

Температурні коливання призводять до зміни конструктивних параметрів оптичної системи і, як наслідок, до терморозфокусування та появи термоаберацій в зображенні. Для однокомпонентної системи рівняння терморозфокусування буде мати вигляд

$$df' = -f' V_t dt, \quad (1)$$

де $V_t = \beta_\lambda / (n-1) - \alpha$ - термооптична константа матеріалу, яка характеризує зміни оптичної сили лінзи з врахуванням температури. Як видно з табл. 1, термооптичні константи, застосовуванні в ІЧ об'єктивах матеріалів, мають позитивні і негативні значення [8].

Максимальна величина терморозфокусування спостерігається в об'єктивів, всі компоненти яких виготовлені з германію, котрий характеризується високим значенням термооптичної константи. В результаті терморозфокусування в площині фотоприймального пристрою діаметр кружка розсіювання збільшується в сім раз [9]. Як наслідок порушуються вимоги до контрасту зображення і концентрації енергії в розмірі пікселя.

При конструюванні оптичних систем, які складаються більш чим з одного компоненту, існує можливість підбору матеріалів з метою самоатермалізації системи при зміні температури навколишнього середовища. При цьому можна добитися термостабілізації та ахроматизації системи одночасно.

ТАБЛИЦЯ 1 ОПТИЧНІ ТА ТЕРМООПТИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ МАТЕРІАЛІВ

Матеріал	Показник заломлення n_λ	Коефіцієнт дисперсії Аббе v_{8-14}	Температурне лінійне розширення, $\alpha \cdot 10^6, \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$	Термооптична константа, $V_t \cdot 10^6, \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Ge	4,0068	633,70	6,1	124,0
ИКС25	2,7729	94,75	20,0	6,4
ИКС34	2,5996	76,62	11,0	44,9
ZnSe	2,4173	33,86	7,1	36,0
KRS5	2,37	164,73	61,0	-233,22
CSI	1,74	236,20	50,0	-174,05



Таблиця 2 Комбінації і характеристики атермалізованих ІЧ-триплетів

Матеріали 1,2 і 3 компонен- тів	Фокусна відстань, мм			Відстань між ком- понентами, мм		Зміна заднього фокального відрізку $\times 10^{-4}$, мм	Суми Зейделя	
	Φ_1	Φ_1	Φ_3	d_1	d_2		S_1	S_2
ZnSe, ИКС25, ИКС34	-0,475	1,136	1,015	0,019	1,02	2,8	1,125	-0,245
ИКС25, ZnS, Ge	0,84	-0,15	0,98	0,193	0,768	-7,38	0,46	0,23
ИКС25, ZnSe, Ge	1,188	-0,665	1,189	0,194	0,733	1,7	-0,06	0,121
ИКС29, ZnSe, Ge	1,40	-0,99	1,27	0,169	0,751	-2,87	-0,84	-0,07
ИКС25, ZnSe, ИКС34	1,432	-1,21	1,105	0,247	0,507	2,36	-0,3207	0,5345
GASIRI, ZnSe, ИКС34	1,54	-1,605	1,276	0,235	0,502	-9,46	-1,064	0,388

Один підхід самоатермалізація оптичних компонентів заснований на підборі термооптичних і оптичних коефіцієнтів для взаємокомпенсації при зміні температури. Другий передбачає досягнення атермалізації шляхом компенсації зміщення фокальної плоскості при розфокусуванні оптики розширенням матеріалу оправки оптичних компонентів. Наприклад, при умові, що всі оптичні компоненти розглядаються як абсолютно тонкі, для трьохкомпонентної системи умова атермалізації буде виглядати наступним чином [10]:

$$\begin{cases} \Phi_1 + \Phi_2 + \Phi_3 = \Phi \\ \frac{\Phi_1}{v_1} + \frac{\Phi_2}{v_2} + \frac{\Phi_3}{v_3} = 0 \\ \Phi_1 V_{t1} + \Phi_2 V_{t2} + \Phi_3 V_{t3} = \Phi \alpha \end{cases}, \quad (2)$$

де Φ_{1-3} – оптичні сили компонентів системи; Φ – сумарна оптична сила системи; v_{1-3} – коефіцієнт Аббе оптичних матеріалів; α – температурний коефіцієнт лінійного розширення матеріалу оправки, який необхідно брати з протилежним знаком для компенсації розфокусування системи; V_{t1-3} – термооптичні константи матеріалів.

Як правило, трьохкомпонентні оптичні системи складаються з передньої одиночної лінзи і наступного за нею дуплету. Для атермалізації такої системи з врахуванням висоти ходу променів на компонентах системи рівнянь (2) приймає наступний вигляд:

$$\begin{cases} h_1 \Phi_1 + h_2 \Phi_2 + h_3 \Phi_3 \\ h_1^2 \frac{\Phi_1}{v_1} + h_2^2 \frac{\Phi_2}{v_2} + h_3^2 \frac{\Phi_3}{v_3} \\ h_1^2 \Phi_1 V_{t1} + h_2^2 \Phi_2 V_{t2} + h_3^2 \Phi_3 V_{t3} + \Phi \alpha \end{cases}, \quad (3)$$

де h_1 і h_2 – висоти променя на одиночній лінзі та дуплеті відповідно.

Мінімізувати вплив температури на роздільну здатність фокусуєного вузла можна застосувавши методи пасивної оптичної атермалізації [11]. Завдяки даній методиці та проведенню розрахунків в математичному програмному забезпеченні Matcad було отримано ряд комбінацій атермалізованих триплетів інфрачервоного діапазону спектру 8-14 мкм. Характеристики матеріалів, використані в системах приведені в табл. 1. Характеристики комбінацій атермалізованих ІЧ-триплетів з оптичними силами Φ_{1-3} компонентів і оптичною силою системи Φ містить табл.2.

Група рівнянь (3) дає можливість враховувати при конструюванні діаметри оптичних компонентів, що в свою чергу дозволяє заощадити дорогі оптичні матеріали. Проте даний підхід є лише оціночним, так як виконаний при умові абсолютно тонких компонентів і без врахування нелінійної залежності характеристик оптичних матеріалів від температури. Тому необхідна подальша оптимізація, яка і була здійснена в середовищі автоматизованого проектування Zemax.

На основі вище вказаного методу і подальшої оптимізації була спроектована схема термостабілізованого трьохкомпонентного ІЧ об'єктиву для матриці 320x240 з розмірністю пікселя 25x25 мкм. Комп'ютерне моделювання проводилось з урахуванням нелінійної залежності характеристик, а його результат приведений на рис. 1. Схема містить послідовно розташовані по ходу променів перший додатний меніск 1, обернений опуклою поверхнею до простору предметів, другий від'ємний меніск 2, обернений опуклою поверхнею до простору предметів, третій додатний меніск 3, обернений увігнутою поверхнею до простору зображень. Усі заломлюючі поверхні оптичних



компонентів об'єктиву є сферичними. Меніски виконані з наступних матеріалів: перший – з безкисневого скла ІКС25, другий – з селеніду цинку (ZnSe), третій – з германію (Ge).

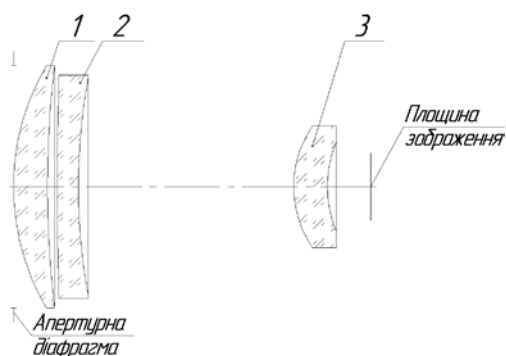


Рис. 1 Схема атермалізованого ІЧ-об'єктиву

Інфрачервоне випромінювання, що йде від об'єкту спостереження, проходячи послідовно меніски 1-3 фокусується в площині зображення оптичної системи, при цьому розмір плями розсіювання в діапазоні довжин хвиль від 8 до 12 мкм відповідає величині пікселя матричного фотоприймального пристрою (ФПП), внаслідок чого на площадці ФПП створюється якісне зображення об'єктів і фону в ІЧ спектральному діапазоні.

Виконаний триплет має наступні характеристики: фокусна відстань $f' = 38,2$ мм, кутове поле зору $2\omega = 20^\circ$, відносний отвір 1:1, спектральний діапазон роботи 8-12 мкм.

Висока якість зображення об'єктиву підтверджується рівнем модуляційно передавальної функції 50% на просторовій частоті 20 мм⁻¹ для краю поля зору системи і рівнем функції концентрації енергії 66% у розмірі плями розсіювання 25 мкм на краю поля зору оптичної системи.

В діапазоні температур від 0 °С до +50 °С розмір заднього фокального відрізка даного об'єктиву залишається незмінним, тому при коливаннях температури в зазначеному діапазоні на фотоприймальному пристрої буде формуватися якісне зображення. Збереження стабільності характеристик об'єктиву дасть можливість більш точно визначити градієнт температур прилеглих ділянок поверхні об'єкта та проведення діагностики в не підготовлених закладах чи польових умовах при зміні температури зовнішнього середовища.

ВИСНОВКИ

Подальший розвиток та проведення діагностики за допомогою термографії є досить актуальним завданням сучасної медицини. Даний напрямок є досить перспективним завдяки наявності великої кількості переваг і можливостей методу. Проблема впливу зміни температури навколишнього середовища на якість зображення термограм може бути усунута шляхом компенсації терморозфокусування при проектуванні атермалізованих об'єктивів, коли в ході синтезу оптичної сис-

теми для виготовлення лінз складного об'єктива підбираються матеріали з різними знаками термооптичних констант. Запропонований атермалізований ІЧ об'єктив характеризується високою якістю зображення, що дозволяє його використовувати з сучасними матричними приймачами-випромінювачами розмірністю 340x240 пікселів, та отримувати необхідну інформацію, наприклад, при кардіохірургічних операціях чи мамологічних обстеженнях. Радіус плями розсіювання об'єктива при зміні температури в діапазоні від 0 °С до +50°С збільшується лише на частки мікрметра. Застосування такої оптичної системи дозволить розширити можливості діагностики різних захворювань і патологій людського організму методом термографії, а також використовувати термографічну техніку в умовах змінних температур без зниження інформативності та достовірності отриманих результатів. Останнє дасть можливість проведення різноманітної медичної діагностики в польових умовах.

Подальшу роботу по вдосконаленню методу термографії слід направити на поліпшення і стабілізацію якості зображення тепловізійної техніки, в тому числі при зміні умов навколишнього середовища, і розробку систем і алгоритмів автоматичного аналізу даних термограм.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Shusharin, A. G.; Morozov, V. V.; Polovinka, M. P., «Meditsinskoe teplovidenie – sovremennyye vozmozhnosti metoda [Medical thermal imaging - modern capabilities of the method],» *Modern problems of science and education*, no. 4, pp. 1-18, 2011. URL: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=4726>
- [2] K. M. Stavorovsky, «Avtomatychna dIagnostyka ta analIz termogramm v medychnIi praktytI [Automatic diagnostic and analysis of thermal images in medical practice],» *Electronics and Communications*, vol. 19, no. 1 (78), pp. 47-55, 2014. URL: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/10068>
- [3] Kotovskiy, V.; Fedorov, V.; Venger, E.; Voronov, S.; Dunaevsky, V.; Soloviev, E., "Current status of the development and application of thermal imaging technology in medicine and industry," in *Electronics and Nanotechnology: XXXI International Scientific Conference*, Kyiv, 2011. URL: http://www.journals.kpi.ua/publications/text/2011_130.pdf
- [4] H. V. Knyshov; V. B. Maksymenko; V. P. Zakharova; V. Yu. Hladkikh; A. B. Koltunova; A. A. Krykunov; S. P. Spysarenko; T. A. Malyshev, «Primenenie obshchey upravlyаемoy gipertermicheskoy perfuzii pri hirurgicheskomy lechenii aktivnogo infektsionnogo endokardita [Application of Whole Body hyperthermic perfusion in the surgical treatment of active infective endocarditis],» *Yearbook of scientific papers of the Association Cardiovascular Surgeons of Ukraine: Cardiovascular Surgery*, no. 19, pp. 202-205, 2011.
- [5] V. V. Shlykov; V. A. Danilova, «Termograficheskie issledovaniya u kardiohirurgicheskikh bolnykh [Thermographic studies in cardiosurgical patients],» in *I International Conference "Biotechnology. A glance at the future"*, Kazan, 2013.
- [6] V. A. Danilova; V. V. Shlykov, «TeplovIzline dosIldzhennia rozpodIlu temperatury mIokarda [Thermovisional research of distribution of temperature of myocardium],» *Naukivi Visti NTUU "KPI"*, № 5 (97), pp. 106-111, 2014. URL: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/14468>
- [7] V. A. Danilova; V. V. Shlikov, "Use of thermal imaging for diagnosis of vascular pathologies," *Biomedical Engineering*



- and Electronics, no. 1, 2014. URL: <http://biofpe.esrae.ru/198-939>
- [8] T. H. Jamieson, "Thermal Effects In Optical Systems," *Optical Engineering*, vol. 20, no. 2, pp. 156-160, 01 April 1981. DOI: [10.1117/12.7972683](https://doi.org/10.1117/12.7972683)
- [9] A. V. Muravyo; O. K. Kucherenko, «Kompozitsii atermalizovanykh trehkomponentnykh infrakrasnykh obektivov [Compositions of athermalized three-component infrared objectives],» *Science and technology*, № 4, pp. 32-37, 2015. URL: <http://cyberleninka.ru/article/n/kompozitsii-atermalizovannyh-trehkomponentnyh-infrakrasnyh-obektivov>
- [10] T. H. Jamison, "Optomechanical Design," *Athermalization of optical instruments from the optomechanical viewpoint*, vol. CR43, pp. 131-159, July 1992.
- [11] V. M. Tyagur; O. K. Kucherenko; A. V. Murav'ev, «Passivnaya opticheskaya atermalizatsiya infrakrasnogo trehlinzovogo ahromata [Passive optical athermalization of an infrared three-lens achromate],» *Optical Journal*, т. 81, № 4, pp. 42-47, 2014. URL: http://opticjourn.ifmo.ru/ru/article/9717/passivnaya_opticheskaya_atermalizatsiya_infrakrasnogo_trehlinzovogo_ahromata.htm

Надійшла до редакції 20 березня 2017 року

УДК 535.317

Стабилизация качества термограмм путем устранения терморасфокусировки

Назарчук Е. А., ORCID [0000-0003-4089-2413](https://orcid.org/0000-0003-4089-2413)

e-mail nazarchuk5@i.ua

Шлыков В. В., к.т.н., доц., ORCID [0000-0001-8836-4658](https://orcid.org/0000-0001-8836-4658)

e-mail v.shlykov@kpi.ua

Данилова В. А., ORCID: [0000-0003-3009-6421](https://orcid.org/0000-0003-3009-6421)

e-mail valnaa@ukr.net

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» kpi.ua

Киев, Украина

Реферат—В данной статье рассмотрена проблема расфокусировки объектива термографа под действием влияния температуры окружающей среды. Предложено устранения данной проблемы методом пассивной оптической атермализации. На основе рассчитанных конструктивных параметров была синтезирована оптическая схема трехкомпонентного инфракрасного объектива, дальнейшая оптимизация которой происходила в среде автоматизированного проектирования Zemax. Высокое качество изображения объектива подтверждается уровнем модуляционной передаточной функции 50% пространственной частоте 20 мм-1 и уровнем функции концентрации энергии 66% в размере пятна рассеяния 25 мкм для края поля зрения системы. Задний фокальный отрезок данного триплета при вариациях температуры в диапазоне от 0 °С до + 50 °С изменяется только на доли микрометра, что в свою очередь позволяет получить термограмму с высоким разрешением.

Библ. 11, рис. 1, табл. 2.

Ключевые слова — термограф; объектив; терморасфокусировка; пассивная атермализация.

UDC 535.317

Termohram quality stabilisation by the way of thermal defocus compensation

O. O. Nazarchuk, ORCID [0000-0003-4089-2413](https://orcid.org/0000-0003-4089-2413)

e-mail nazarchuk5@i.ua



Copyright (c) 2017 Назарчук О. О., Шлыков В. В., Данилова В. А.

V. V. Shlykov, PhD, Assoc.Prof., ORCID [0000-0001-8836-4658](https://orcid.org/0000-0001-8836-4658)

e-mail v.shlykov@kpi.ua

V. A. Danilova, ORCID: [0000-0003-3009-6421](https://orcid.org/0000-0003-3009-6421)

e-mail valnaa@ukr.net

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" kpi.ua
Kyiv, Ukraine

Abstract—This article considers the problem of the thermograph lens defocusing under the influence of ambient temperature. The gradient of the external ambient temperature leads to a change of the design parameters of the optical system and, consequently, to thermoresponsive and the emergence of thermobarics image, which cause a sharp deterioration in the frequency and energy characteristics of the lens of the thermograph. One method of solving this problem is to compensate the influence of temperature fields on the image quality of the focusing assemblies operating in the infrared spectral range for the case of uniform heat distribution in the system.

Elimination based on the characteristics of the lenses from the temperature is advantageously carried out at the design stage of the optical system by using methods of passive optical termale, which is based on the application schemes termaltake infrared (IR) lens components, made of different optical materials, transparent in the infrared region of the spectrum and have different signs of thermo-optic constants.

Based on the proposed method of filling thermograph thermoresponsive lens and further optimization was designed ternary diagram of temperature-compensated infrared lens for use with thermographs modern matrix receivers emitters with a size of 340×240 pixels with a size of one pixel 25×25 mkm.

Thanks to this method, and the calculations in the mathematical software Mathcad have been received a number of combinations termaltake triplets infrared spectral range of 8-12 microns. At the same time it was managed to achieve thermal stabilization and system achromatization. However, this approach is only oncovin because was made from absolutely fine components and without taking into account the nonlinearity of the dependence of materials optical parameters from temperature. Therefore, for the design of termaltake working system with good performance requires further optimization of the triplet. It was implemented in the environment of computer-aided design Zemax, which allows to conduct computer modeling with the following factors: nonlinear dependence of characteristics of optical materials from the wavelength of the radiation and temperature; the analysis of passing through focusing system a large number of rays involved in image formation; obtaining a graphical representation of image quality of the optical system.

The proposed lens have the following characteristics: relative aperture of 1:1 angular field of view $2\omega=20^\circ$, focal length $f'=38,2$ mm. High image quality of the lens is confirmed by the level of modulation transfer function of 50% at a spatial frequency of 20 mm⁻¹ for the edge of the system view field and the level of the function of energy concentration of 66% in the spot size dispersion of 25 mkm for the edge of the system view field.

Back focal length of this triplet at variations of temperature in the range from 0 °C to +50 °C changes only by a fraction of a micrometer, which in turn gives the opportunity to obtain thermogram with high resolution. The stability characteristics of the lens make it possible to more accurately determine the temperature gradient adjacent portions of the object surface and the diagnosis when the temperature of the external environment changes.

Ref. 11, fig. 1, tabl. 2.

Key words — *thermograph; lens; thermal defocusing; passive athermalization.*

