

УДК 615.84:615.472.03:615.847.8

В.О. Данілова, В.В. Шликов

**ТЕПЛОВІЗІЙНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗПОДІЛУ ТЕМПЕРАТУРИ МІОКАРДА**

Qualitative comparative analysis of thermal infarction was conducted using thermograph in the spectral range 8–14 microns. Quantitative assessment of myocardial temperature measurement accuracy is made depending on the ambient temperature. Based on the proposed approach to the analysis of thermal images infarction, researching area of temperature on the surface of the myocardium, which give a clear picture on the distribution of the internal temperature and the level of the microcirculation in the myocardium and vessels, were conducted. Development of method requires the use of infrared thermography (IRT), allowing to record the temperature of the heart and identify the interconnection between the electromechanical characteristics of the myocardium according to ECG and temperatures on the surface of the myocardium. Method for graphic representation of thermal image of the myocardium for open heart allows you to control the temperature of the operating area during operations on the heart. An integrated approach to distance control of temperature allows controlling uniformity of temperature protection, determine the level of cooling in different temperature zones, and significantly improves the security of the controlled cessation of blood circulation in vital organs.

**Keywords:** thermogram myocardium, temperature distribution, vascular pathology.

**Вступ**

Багато патологічних процесів змінюють нормальний розподіл температури на поверхні термоаномальних зон, причому ці зміни тим більше виражені, чим ближче до поверхні розміщені патологічні ділянки органу [1]. Термографія дає змогу уточнити локалізацію функціональних змін у міокарді, виявити активність процесу і його поширення, оцінити характер функціональних змін – запалення або злякисненість [2].

У багатьох випадках локальні зміни температури випереджають інші клінічні прояви, що дуже важливо для ранньої діагностики та своєчасного лікування [3]. Методи контролю розподілу температур застосовуються в кардіохірургії при термічному впливі на організм у широкому діапазоні температур: охолодження до 18 °С для захисту від ішемії, зігрівання до 40 °С для боротьби з інфекцією, локальне високочастотне (50–150 МГц) прогрівання міокарда для руйнування вогнищ аритмій, термічна коагуляція для безкровного розділення і зварювання, а також лазерної абляції тканин.

**Постановка задачі**

Метою роботи є розробка методу безконтактного контролю температури для дистанційної реєстрації температури внутрішніх органів при проведенні хірургічних операцій. Застосування методу потребує використання засобів інфрачервоної термографії (ІЧТ), що дає можливість реєструвати температуру серця і вияви-

ти взаємозв'язок між електромеханічними характеристиками міокарда за даними електрокардіографії та коливаннями температури на поверхні міокарда.

**Технічні засоби вимірювання**

За допомогою детекторів ІЧТ можна отримати значну інформацію про слабонагріті об'єкти. Так, спектральна довжина хвилі теплового випромінювання людини з температурою 37 °С становить приблизно 9,3 мкм. Детектори ІЧТ використовують, як правило, довжини хвиль, що лежать у вікнах прозорості атмосфери – в діапазоні 3–5 мкм (MIR) і 8–14 мкм (FIR) [4].

Інфрачервоні камери відтворюють образ теплового об'єкта за сигналами від первинних перетворювачів – датчиків теплового випромінювання. Виокремлюють два найбільш широкі класи теплових камер: з неохолоджуваними (Uncooled Focal Plane Array – UFPA) і охолоджуваними (Cooled FPA) детекторами [5].

Теплові приймачі ІЧТ, поглинаючи фотони, змінюють температуру матеріалу детектора і за рахунок цього – його властивості, що дає змогу згенерувати електричний сигнал. Матеріали фотонних детекторів містять силіцид платини PtSi, а також недорогі напівпровідникові пристрої на основі матеріалів InSb, InAs, теллуриди кадмію та ртуті HgCdTe або CdHgTe (КРТ), сульфідно-свинцеві PbS, селенідно-свинцеві PbSe та інші матеріали [6] (рис. 1).

Матриці фотоприймачів виготовляються за допомогою мікроелектронної технології по декількох фотошаблоних (рис. 2). Сформована мат-

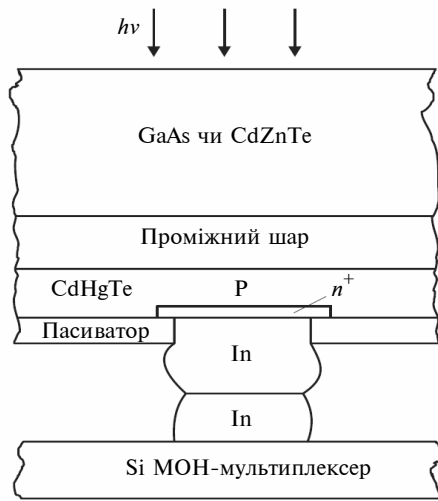


Рис. 1. Структура фоточутливого елемента

риця фоточутливих елементів являє собою епітаксійну плівку HgCdTe або CdHgTe (КРТ) розміром 7,4×7,5 мм і складається з 128×128 фотодіодів [7, 8]. Розміщення діодів і відстань між ними узгоджено з розміщенням відповідних контактних майданчиків для In-контактів на схемі зчитування, на якій монтується кристал фотоприймача. Шари матеріалів індію In і нікелю Ni наносяться методом термічного напылення у вакуумі. Останній шар індію товщиною 3-4 мкм оброблюється термічно без доступу повітря, що дає змогу отримати контакти у вигляді кульок висотою 8–10 мкм. Фотоприймальний пристрій формується прецизійним суміщенням фотодіодної матриці на основі HgCdTe або CdHgTe з кременевою схемою зчитування на основі кремнієвих МОН-мультиплексорів.

Неохолоджувані UFPA-детектори використовують датчик, що працює за температури

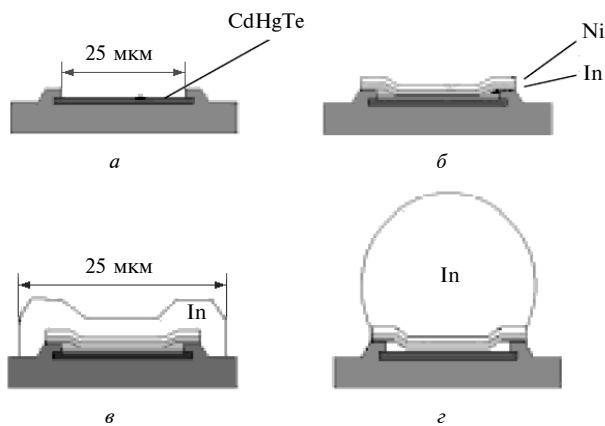


Рис. 2. Схема технологічного процесу формування фотоприймача

навоколишнього середовища, або датчик, стабілізований за температури, близької до температури навоколишнього середовища.

Сучасні неохолоджувані детектори використовують датчики, що спрацьовують на зміну опору, напруги або струму при нагріванні інфрачервоним випромінюванням. Датчики ІЧ-випромінювання включають підкладку, на якій розміщений масив детекторів у фокальній площині (Focal Plane Array – FPA) – низка елементів-детекторів, що являють собою пікселі. Підкладка також включає інтегральну схему із МОН-мультиплексорів (Read Out Integrated Circuit – ROIC), яка електрично з'єднується з елементами-детекторами. Інфрачервона енергія від об'єктів фокусується за допомогою оптики на ІЧ-детектор, інформація від нього передається на електроніку ROIC для обробки зображення.

Зміна опору ІЧ-детекторів вимірюється і переводиться в температури, які за допомогою двовимірного масиву детекторів та інтегральної схеми ROIC можуть бути візуалізовані графічно. Як датчики можуть використовуватися властивості температурних залежностей зворотних зміщених діодів, резисторів, ємностей, МОН-транзисторів (MOSFET). Масив датчиків у фокальній площині (FPA) являє собою MEMS-пристрій, який використовує масив малих елементів – детекторів випромінювання [8] (рис. 3). Окремі детектори мають дуже малі теплові маси і термічно ізольовані від інтегральної схеми мультиплексорів (ROIC) та підкладки. Для того щоб забезпечувалася тепла ізоляція, кожен елемент детектування включає мембрану, яка підвішена над підкладкою. Мембрана включає

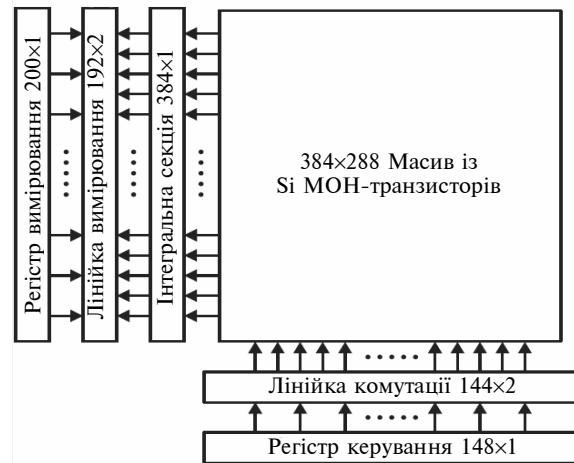


Рис. 3. Структурна схема кремнієвого МОН-мультиплексора

температурно-чутливий елемент – масив мембранних пікселів з термічно узгодженими тонкоплівковими фільтрами, що чутливі до теплового випромінювання. Розмір сенсорних елементів близько  $250 \times 250$  мкм. Для вузьких температурних діапазонів, наприклад при вимірюванні температури тіла людини, можливе отримання точності в  $0,1$  °C.

Оптичні фільтри і MEMS-технології дають змогу отримувати недорогі пасивні довгохвильові ІЧ-детектори FPA без електричних проводів або активного охолодження. Відсутність потреби в термоелектричному охолодженні і сумісність зі стандартними КМОН-процесами, роз'єднання сенсорної частини зі схемою ROIC – найважливіші переваги технології.

Швидкість роботи двовимірного масиву детекторів і ROIC визначається співвідношенням теплової ємності і теплового опору. Недоліками MEMS-пристрою є: обмеження щодо теплової маси мембрани, складність врівноваження механічних напруг між шарами в мембрані, відносно високі рівні шумів, відносно низький температурний коефіцієнт опору (TCR), де TCR – стандартний вимірювач теплової енергії і показник чутливості датчика.

Неохолоджувані UFPA-датчики можуть бути стабілізовані до робочої температури в ділянці. Чутливість датчиків головним чином обмежується теплопровідністю кожного пікселя. Для підвищення чутливості масиву детекторів потрібно підвищувати TCR і базовий опір. Для підвищення TCR як термочутливий матеріал застосовують підкладку з аморфного кремнію, який характеризується більш високим значенням TCR. Досягнення високого базового опору кремнію вимагає узгодження високого вихідного імпедансу з вхідним імпедансом ROIC.

Чутливість масиву UFPA-датчиків характеризується значеннями еквівалентної шуму різниці температур (NETD). Значення NETD для масиву датчиків у фокальній площині (FPA) роздільною здатністю  $128 \times 128$  пікселів у діапазоні довжин хвиль  $8\text{--}15$  мкм без необхідності температурного контролю становило  $0,25$  К при частоті зміни кадрів  $22$  Гц ( $\text{NETD} < 1,5$  середнього NETD) [9].

Задані вище вимоги задовольняє термограф FLIR i7, який дає змогу проводити вимірювання температури тіла людини з точністю в  $0,1$  °C і який може бути стабілізований у діапазоні робочих температур від  $0$  до  $+50$  °C для вимірювання температури від  $-20$  до  $+250$  °C з

частотою оновлення зображення  $9$  Гц і просторовою роздільною здатністю  $3,71$  мрад.

### Метод контролю температури

При застосуванні методу безконтактного контролю температури серця використаний термограф FLIR i7 зі спектральним діапазоном  $8\text{--}14$  мкм на основі неохолоджуваної матриці розміром  $320 \times 240$  елементів і температурною чутливістю  $0,1$  °C.

Метод порівняльного аналізу термограм міокарда дає можливість інтерпретувати теплову картину відкритого серця [10]. Крім того, метод дає змогу контролювати функціональний стан організму *in vivo* при дослідженні термоаномальних зон на поверхні шкірного покриву і дає чітке уявлення про розподіл внутрішньої температури та рівня мікроциркуляції в міокарді і судинах.

Найменша температура операційного поля реєструється тепловізором у точці фокусування Sp2 –  $28,2$  °C, а порівняно висока в точці Sp1 –  $32,6$  °C, тобто на ділянках відкритої поверхні міокарда різниця температур може досягати  $6\text{--}7$  °C. Поширення електричного збудження і механічного скорочення м'язів серця зумовлюють коливання температури на поверхні міокарда в досліджуваних областях, які мають певну періодичну закономірність зміни температури від  $28,1$  °C в мінімумі до  $32,1$  °C в максимумі.

Вигляд операційного поля показаний на рис. 4.

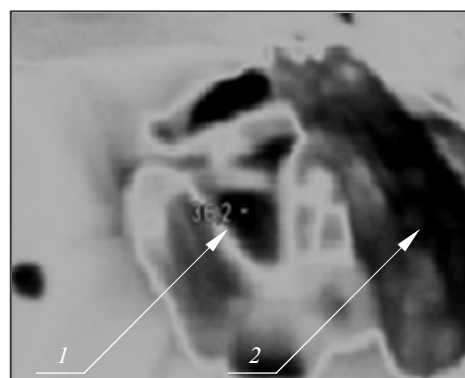


Рис. 4. Тепловий портрет операційного поля: 1 – ділянка міокарда з  $36,2$  °C, 2 – ділянка операційного поля з  $32,6$  °C

На початку гіпотермії температура міокарда (1) становить  $36,2$  °C, що значно вище тем-

ператури операційного поля 32,6 °С у ділянці відкритого серця (2).

Вигляд теплового портрета міокарда в умовах штучного кровообігу показаний на рис. 5.

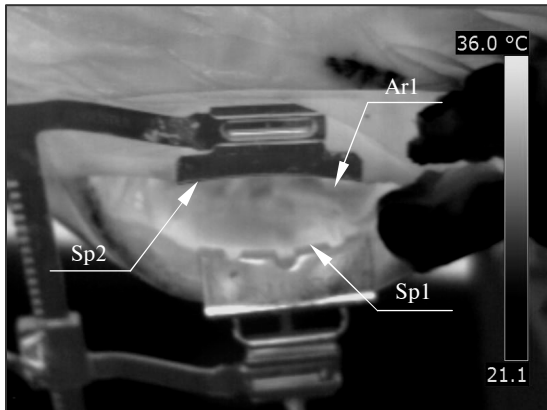


Рис. 5. Тепловий портрет міокарда в умовах штучного кровообігу

На поверхні міокарда між областями Sp1 і Sp2 різниця температур може досягати 6-7 °С, що відображає нерівномірний характер процесу охолодження і зігрівання серця в умовах штучного кровообігу.

Для кількісної оцінки точності вимірювання необхідно враховувати температуру навколишнього середовища. При розрахунку температури в операційній була використана формула

$$T_{\text{real}} = T_{\text{own}} \cdot \varepsilon + (1 - \varepsilon) \cdot T_0,$$

де  $T_0$  – температура робочої зони,  $T_{\text{own}}$  – температури власного міокарда,  $\varepsilon$  – коефіцієнт випромінювання тканини міокарда,  $T_{\text{real}}$  – безпосередньо вимірювана температура ділянки.

Параметри, що контролюються тепловізором: температурний градієнт між артеріальною кров'ю і температурою теплоносія на етапі охолодження (не повинен перевищувати 7 °С), температурний градієнт вода/кров під час зігрівання (повинен підтримуватися в межах від температури 4 °С до температури тіла 27 °С), різниця між ректальною і фарингальною температурами (повинна становити не більше 7 °С), температурний градієнт після досягнення температури тіла 27 °С (повинен становити не більше 4 °С).

Коливання температури на поверхні міокарда в досліджуваній ділянці чітко визначаються при гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу (ШК).

Графічне зображення теплових портретів міокарда уздовж ділянки Ar1 (28,1–32,1 °С) подано на рис. 6. Дуже важливим є той факт, у яких умовах проводяться термографічні дослідження.

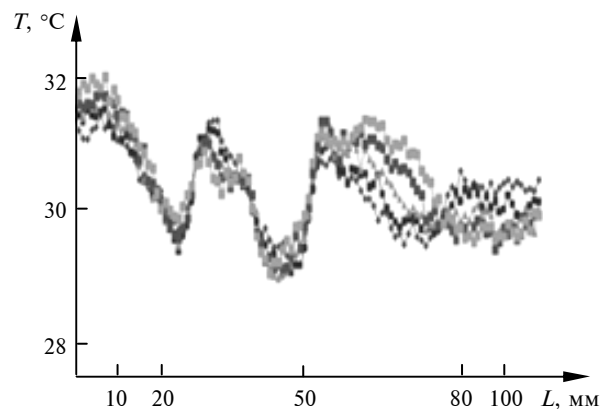


Рис. 6. Графічне зображення теплових портретів міокарда

При аналізі теплових полів органів людини, з метою виключення артефактів, необхідно враховувати вплив навколишнього середовища або зовнішніх факторів, які можуть істотно змінити температурні показники тіла і, відповідно, теплову картину досліджуваних ділянок.

Із балансу кількості тепла, що передається через поверхню органу за одиницю часу, і кількості тепла, вироблюваного усередині органу, можна оцінити величину часу прогріву тканини органу  $\tau$  до температури  $T_0$ :

$$\tau = \frac{c \cdot \rho \cdot l^2}{\lambda},$$

де  $c$  – вагова питома теплоємність поверхневих тканин;  $\rho$  – питома вага поверхневих тканин;  $l$  – товщина міокарда, включаючи м'язовий прошарок;  $\lambda$  – теплопровідність.

Точна кількісна оцінка  $\tau$  особливого сенсу не має завдяки значній індивідуальності вказаних параметрів для кожного об'єкта дослідження. Параметри, що входять у формулу, мають залежність від температури і змінюються в таких межах:

$$c = (2-4) \cdot 10^{-3} \frac{\text{кДж}}{\text{г} \cdot \text{К}}, \quad \rho = 1,02 \cdot 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3},$$

$$\lambda = (0,2-2) \frac{\text{кДж}}{\text{м} \cdot \text{год} \cdot \text{К}}, \quad l = (5-10) \cdot 10^{-3} \text{ м}.$$

У досліджуваній групі хворих виконувався температурний контроль вживаного кардіопле-

гічного розчину для температур 6–10 °С, а в групі порівняння температура змінювалася в більш широких межах (4–15 °С). Точний контроль температури охолодження і нагрівання тканин мозку і серця дає змогу мінімізувати час проведення ШК і забезпечити максимальний захист міокарда під час операції.

Електрична активність мозку реєструвалася на 16-канальному електроенцефалографі "ЕкспертТМ" у складі медичного діагностичного телеметричного комплексу "Тредекс". Запис електроенцефалограми (ЕЕГ) проводився на тлі наркозу перед запуском апарата штучного кровообігу (АШК) на етапах охолодження і зігрівання хворих (рис. 7).

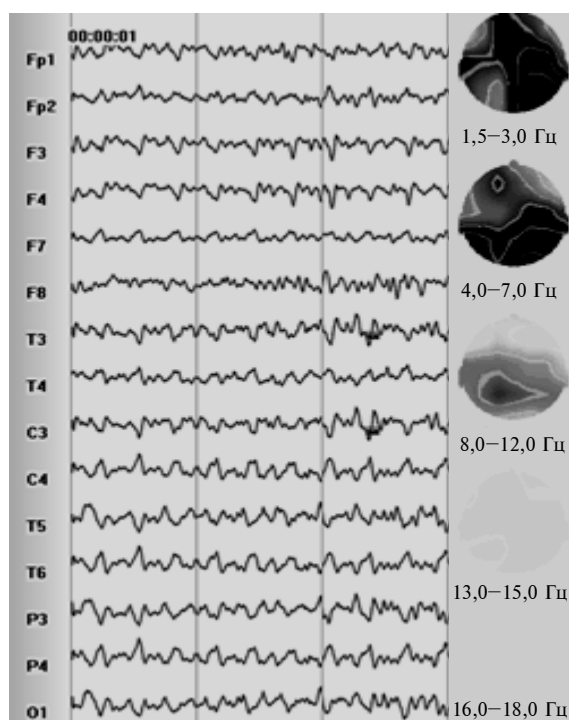


Рис. 7. Запис ЕЕГ в умовах операційної на тлі наркозу і в умовах ШК

Температура кори головного мозку найбільш сильно знижується до моменту тривалої оклюзії, що є додатковою і ефективною мірою захисту головного мозку від гіпоксії [11]. Після досягнення глибокого рівня гіпотермії (16–18 °С) охолодження припиняється з появою зон мовчання ЕЕГ або повного електричного мовчання. Настання електричного мовчання відбувається за відсутності активності хвиль ЕЕГ (альфа-, бета-, гамма- і тета-хвиль від різних ділянок голови) і контролюється найменшим значенням температури за допомогою тепловізора.

Зниження температури серця і мозку з +36 до +18 °С є головним фактором захисту від гіпоксичного ураження мозку при виключенні цих органів з кровообігу при операціях на відкритому серці.

Безконтактне вимірювання температури особливо необхідне на етапах зігрівання мозку. Під час зігрівання на початковому етапі температурна різниця між теплоносієм і тілом не повинна перевищувати 5 °С. На інших етапах зігрівання хворого до 36 °С температурний градієнт не повинен перевищувати 8, а температура теплоносія має контролюватися в діапазоні 39,0–39,5 °С.

Спосіб отримання графічного зображення теплових портретів міокарда для відкритого серця і головного мозку дає змогу контролювати температуру операційної зони при операціях на мозку і серці. Розроблений комплексний підхід до дистанційного контролю температури дає змогу контролювати рівномірність температурного захисту, визначити рівень охолодження в різних температурних зонах, значно підвищити безпеку контрольованого припинення кровообігу в життєво важливих органах.

## Висновки

Запропонована методика контролю температури внутрішніх органів вирішує проблему забезпечення контролю глибинної температури тканин, в тому числі дистанційного контролю температури мозку і серця.

У результаті кількісної оцінки точності вимірювання температури міокарда показано, що вона залежить від температури навколишнього середовища. Проведено порівняльний якісний аналіз термограм міокарда, що отримані за допомогою термографа в спектральному діапазоні 8–14 мкм. Показано, що в кожній точці міокарда вимірювана і власна (істинна) температура пов'язані лінійною залежністю між температурою на поверхні термоаномальної зони (вимірюваною) і температурою в об'ємі даної зони (істинною) та навколишнього середовища (операційної зони).

На основі запропонованого підходу до аналізу термограм міокарда виконані дослідження термоаномальних зон на поверхні міокарда, які дають чітке уявлення про розподіл внутрішньої температури та рівень мікроциркуляції в міокарді і судинах. У кожній точці міокарда має місце кореляція між вимірюваною і справжньою температурами з точністю

до коефіцієнта  $\epsilon$ , який є значенням випромінювальної здатності крові.

На основі методики контролю температури пропонується розробка технології контролю

і оцінки стану органів людини в умовах коливання температур від глибокої гіпотермії до помірної лікувальної гіпертермії.

### Список літератури

1. *Котовський В.Й.* Інфрачервона термографія як сучасний метод первинної діагностики // Біомед. інженерія. – 2011. – № 1. – С. 38–43.
2. *Котовський В.Й.* Термографія як неінвазивний метод первинної діагностики // Тези доп. II Міжнар. конф. “Біомедична інженерія і технологія”. – К., 2011. – С. 92–95.
3. *Найда С.А., Бурикіна В.В.* Обзор неинвазивных методов измерения глубинной температуры тела человека // Сб. науч. трудов Междунар. научно-практ. конф. “Современные проблемы и пути их решения в науке, транспорте, производстве и образовании 2011”. – Одесса, 2011. – С. 101–103.
4. *Фокальные матрицы на основе КРТ-фотодиодов для спектральных диапазонов 3–5 и 8–12 мкм / Л.А. Бовина, К.О. Болтарь, И.Д. Бурлаков и др. // Оптический журнал. – 1996. – № 6. – С. 74–77.*
5. *Фотоприемные устройства на основе слоев КРТ, выращенных методом молекулярно-лучевой эпитаксии / В.Н. Овсяк, В.В. Васильев, А.И. Козлов и др. // Матричные фотоприемные устройства инфракрасного диапазона. – Новосибирск: Наука, 2001. – С. 180.*
6. *Фотоприемники на основе гетероэпитаксиальных слоев CdHgTe для среднего и дальнего ИК диапазонов /*
7. *В.В. Васильев, А.Г. Голенков, С.А. Дворецкий и др. // Микроэлектроника. – 2002. – 31, № 6. – С. 414–422.*
7. *Матричные фотоприемные устройства среднего и дальнего инфракрасных диапазонов спектра на основе фотодиодов из CdHgTe / В.И. Стафеев, К.О. Болтарь, И.Д. Бурлаков и др. // Физика и техника полупроводников. – 2005. – 39, № 10. – С. 1257–1265.*
8. *Козлов А.И., Марчишин И.В., Овсяк В.Н.* Кремниевые мультиплексоры 1Ч576 для ИК фотодиодов на основе соединения кадмий–ртуть–теллур // Микроэлектроника. – 2008. – 37, № 4. – С. 278–286.
9. *Козлов А.И.* Анализ принципов построения схем кремниевых мультиплексоров для многоэлементных ИК-фотоприемников // Автометрия. – 2010. – 46, № 1. – С. 118–129.
10. *V. Kotovskyi et al., “Current status of the development and application of thermal imaging technology in medicine and industry”, in Proc. XXXI Int. Sci. Conf. Electronics and Nanotechnology, Ukraine, Kyiv, 2011, p. 130.*
11. *Применение общей управляемой гипертермической перфузии при хирургическом лечении активного инфекционного эндокардита / Г.В. Кнышов, В.П. Захарова, В.Б. Максименко и др. // Серцево-судинна хірургія. – 2011. – Вип. 19. – С. 202–205.*

Рекомендована Радою  
факультету біомедичної інженерії  
НТУУ “КПІ”

Надійшла до редакції  
23 січня 2014 року