

Л.Г. Розенфельд,
Є.Ф. Венгер,
Т.В. Лобода,
А.В. Самохін,
М.М. Колотілов,
О.Г. Коллюх,
В.І. Дунаєвський,
В.О. Кравченко

Академія медичних наук
України,

Київська клінічна лікарня № 12,

Інститут фізики
напівпровідників

ім. В.Є. Лашкарьова НАНУ,

Київ

Дистанційний інфрачервоний термограф з матричним фотоприймачем та досвід його використання у клінічній лікарні

Remote infra-red thermograph with a matrix photoreceiver and the experience of its clinical application

Цель работы: Изучение возможности применения термографа с матричным фотоприемником в целях диагностики.

Материалы и методы: Исследование проводилось с использованием дистанционного инфракрасного термографа с матричным фотоприемником разработки Института физики полупроводников им. В. Е. Лашкарева НАНУ, Института монокристаллов НАНУ и фирмы «Электрон-Оptronик» (Россия). Исследования выполнены в кабинете термографии, оборудованном согласно соответствующим требованиям. Обследовано 125 пациентов.

Результаты: Возможности термографа показаны на примере визуализации термопографии хронической венозной недостаточности нижних конечностей, синдрома боли нижней части спины, фиброзно-кистозного фиброаденоматоза грудной железы, пневмонии, метастатического поражения печени, синдрома дистальной гипотермии.

Выводы: Новый термограф с матричным фотоприемником имеет высокую чувствительность, которая обеспечивает принципиально новый уровень и качество детализации термопографии кожных покровов.

Возможность уверенно визуализировать термопографию кожных покровов с градиентом температуры (0,07–0,1 °С) предопределяет необходимость пересмотра классической термосемиотики и существенного расширения количества информативных диагностических критериев.

Ключевые слова: термография, матричный фотоприемник, градиент температуры.

Objective: To study the possibility of application of an infra-red thermograph with a matrix photoreceiver.

Material and Methods: The study was carried out with the use of a remote infra-red thermograph with matrix photoreceiver developed by Institute of Physics of Semiconductors named after Loshkarev of National Academy of Sciences of Ukraine (NASU), Institute of Monocrystals of NASU and firm "Electron – Optronik" of Russia. The study was carried out in a thermography unit equipped according to the requirements. 125 patients were examined.

Results: The thermograph capabilities are shown on the example of visualization of a chronic venous insufficiency of legs, sensation of pain in the back, breast fibroadenomatosis, pneumonia, metastatic lesions of the liver, distant hypothermia syndrome.

Conclusion: The new thermograph with a matrix photoreceiver has high sensitivity which provides essentially new level and quality of detailed thermography of the skin.

The capability to visualize skin thermography of with temperature gradient (0.07–0.1 °C) requires reconsideration of classical thermosemiotic and significant expansion of diagnostic criteria.

Key words: thermography, matrix photoreceiver, temperature gradient.

Застосування сучасних неінвазивних методів діагностики з максимальним інформативним наповненням результатів обстеження дозволяє виявити наявність захворювання людини на ранній стадії, що є запорукою успішного лікування.

До таких сучасних неінвазивних діагностичних методів слід віднести комп'ютерну термодіагностику, яка базується на реєстрації та подальшій обробці теплових випромінень органів і тканин тіла людини в інфрачервоному (ІЧ) діапазоні спектра.

В Україні донедавна існувала школа клінічної термодіагностики, започаткована академі-

ками О.Ф. Возіановим та Л.Г. Розенфельдом на початку 80-х років ХХ століття.

Вже 1985 року була встановлена та вивчена термосемиотика найбільш поширених 59 нозологічних форм в урології і нефрології, отоларингології, ортопедії і травматології, ендокринології, неврології, стоматології, акушерстві й гінекології, гастроентерології.

Міністерство охорони здоров'я УРСР наказом від 12.07.1985 року створило при Київському НДІ отоларингології Науково-методичний центр клінічної термодіагностики. З 1985 до 1996 року в центрі пройшли стажування та навчання 480 фахівців з усіх областей України.

Досвід клінічного застосування термографії було викладено у 3 монографіях і 1 атласі [1–4].

Сучасний рівень розвитку тепловізійної техніки дозволяє надійно діагностувати широке коло захворювань [5–17]. У світовій клінічній практиці термографія, внаслідок своєї широкопрофільності та неінвазивності, набуває все більшої популярності [17–20]. На жаль, в Україні через відсутність сучасного обладнання впровадження цього методу в медичну практику досі не здійснюється.

У табл. 1 наведено порівняльні характеристики рентгенівської комп'ютерної термографії (РКТ), магніторезонансної томографії (МРТ), ультразвукового обстеження (УЗО) і дистанційної інфрачервоної термографії (ДІЧТ).

Тепловізійний метод у діагностичній радіології неінвазивний, високоінформативний та абсолютно нешкідливий. У більшості випадків його використовують для первинної діагностики, а результати доповнюють дані інших методик, пов'язаних з променевою діагностикою.

Цей метод широко використовують у країнах з високим рівнем медичного обслуговування населення, а також і в тих, що входили до складу СРСР (Росія, Україна, Грузія). Використання методу комп'ютерної термодіагностики обмежується, головним чином, через нестачу сучасного обладнання. З 1999 р. в Інституті фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАНУ розпочато роботи під керівництвом члена-кореспондента Є.Ф. Венгера та О.Г. Коллюха для створення вітчизняного сучасного термографа. В результаті цих робіт спільно з Інститутом монокристалів НАНУ та

фірмою «Електрон-Оптронік» (Росія) було розроблено дослідний зразок дистанційного ІЧ-термографа третього покоління [20].

Перше покоління тепловізійних систем (ТВС), що належить до 1960-х років, будувалося на основі оптико-механічних скануючих систем з одноелементним фотоприймачем або на основі лінійки приймачів з невеликою кількістю елементів, розміщених в одному напрямку, вони мали низьку температурну розрізнявальну здатність.

У термографах другого покоління, для роботи в діапазоні 8–12 мкм, найчастіше використовують сканування лінійкою, яка складається з певної кількості фотоприймачів типу HgCdTe в режимі часової затримки та просторового інтегрування [19].

У ТВС третього покоління використовують багатоелементні матричні фотоприймачі в так званому режимі «миттєвого погляду». Формування теплового образу створюється проектуванням зображення досліджуваної ділянки за допомогою об'єктива на матричний фотоприймач, електронним поелементним зчитуванням інформації з фотоприймальної матриці та представленням термограми на екрані дисплея персонального комп'ютера (ПК) [17, 20].

У матричних фотоприймачах, застосовуваних у сучасних термографах, кількість елементів, яка у матриці визначає якість зображення та просторову розрізнявальну здатність камери, становить 65000–70000.

Розроблений зразок термографа за технічними характеристиками відповідає сучасному рівню тепловізійних систем, використовуваних у світовій медичній практиці [21, 22].

Таблиця 1

Порівняльні характеристики методів променевої діагностики
Comparison of radiation diagnosis techniques

| Показник | РКТ | МРТ | УЗО | ДІЧТ |
|--|------------------------|--|--------------------|--------------------|
| Шкідливість | Променеве навантаження | Нерухомість (до 25 хв), шум | Дуже низька | Абсолютно відсутня |
| Протипоказання | Вагітність | Електронні пристрої в організмі, наявність металевих предметів | Опіки, обмороження | Відсутні |
| Одночасне обстеження всіх органів і систем | Неможливе | | Можливе | |
| Визначення реактивності тканин і організму | Неможливе | | Можливе | |
| Визначення поширеності запального процесу | Неможливе | Можливе | | |
| Можливість дослідження шкірних покривів | Неможливе | | | Можливе |

Перетворення в електричний сигнал інфрачервоного випромінення медичних біологічних об'єктів здійснюється за допомогою кремнієвого матричного фоточутливого приладу із зарядовим зв'язком (ФПЗЗ).

Інфрачервоний фотоприймач виготовлено на основі платино-кремнієвих діодів Шотки, він являє собою монолітний прилад із зарядовими зв'язками.

На поверхню ФПЗЗ за допомогою германієвого лінзового об'єктива проектується зображення об'єктів, які спостерігаються. Електронні блоки камери здійснюють підсилення, обробку та перетворення вихідного сигналу ФПЗЗ у телевізійний відеосигнал, а також у цифровий сигнал, призначений для введення в ПК типу IBM PC Desktop через спеціальний адаптер.

Матриця ФПЗЗ розміщена в криостаті, що охолоджується рідким азотом. Однієї заливки (0,5 л) вистачає на 8 годин безперервної роботи, що забезпечує економічний режим експлуатації камери. Розроблений прилад компактний ($13 \times 15 \times 22 \text{ см}^3$), дозволяє отримувати чіткі та контрастні знімки.

Для контролю температурного режиму використовують два термосенсори.

Перетворення зареєстрованого розподілу випромінення в розподіл температури здійснюється шляхом обробки даних у ПК. Розроблений термограф забезпечує розрізняльну

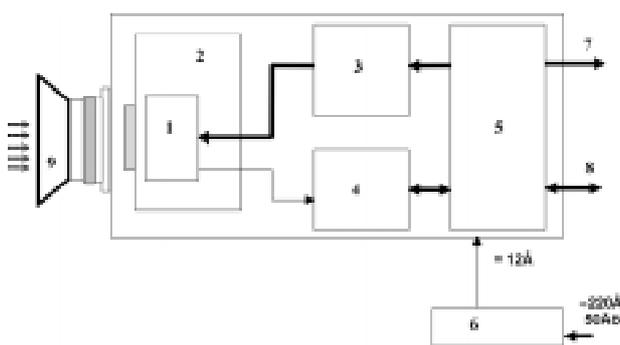


Рис. 1. Спрощена структурна схема камери: 1 — кремнієвий матричний фоточутливий елемент із зарядовим зв'язком (ФПЗЗ); 2 — заливний азотний криостат; 3 — електронний блок керування роботою ФПЗЗ (БК); 4 — електронний блок аналого-цифрової обробки сигналу ФПЗЗ (БАЦО); 5 — електронний блок синхронізації і цифрової обробки сигналу (БСЦО); 6 — джерело живлення; 7 — об'єктив

Fig. 1. A simplified scheme of the camera: 1 – silicon matrix photosensitive element with charge connection (PECC); 2 – nitrogen cryostat; 3 – electronic block of PECC control (CB); 4 – PECC electronic block of analogue-digital signal processing; 5 – electronic block of signal synchronization and digital processing (BSDP); 6 – power source; 7 – objective

здатність температури тіла пацієнта $0,07^\circ\text{C}$ на площі $0,25 \text{ мм}^2$. Спрощену структурну схему камери та її зовнішній вигляд наведено на рис. 1, 2. Програмне забезпечення для термографа дає можливість вводити сигнал зображення в ПК і відображувати його на екрані монітора.

Метою даного дослідження стала демонстрація чутливості та можливостей візуалізації термотопографії шкірних покривів пацієнтів з різними захворюваннями.

Методика дослідження

Дослідження проведено на базі Київської клінічної лікарні №12 у кабінеті термографії, обладнаному відповідно до вимог щодо проведення термографічних досліджень [1]. Відбір та підготовку пацієнтів до обстеження виконували за описаними раніше правилами [1, 2]. Обстежено 125 осіб. Дослідження виконували відповідно до правил та принципів біоетики.

Результати та їх обговорення

Хронічна венозна недостатність нижніх кінцівок. У хворих, чії термограми нижніх кінцівок наведено на рис. 3, відсутні видимі прояви варикозного розширення вен, як і скарги на болі у нижніх кінцівках та набряки. Архітектура підшкірних вен, що пальпуються, проявлялась у вигляді звитих смуг гіпертермії з градієнтом $1,1\text{--}3,1^\circ\text{C}$ по відношенню до навколишніх тканин.

Синдром болю в нижній частині задньої поверхні грудної клітки (рис. 4) — біль з локалізацією між XII парою ребер та сідничними складками. Зони гіпертермії з градієнтом температури $0,8\text{--}3,3^\circ\text{C}$.



Рис. 2. Зовнішній вигляд тепловізійної камери
Fig. 2. Thermovision camera

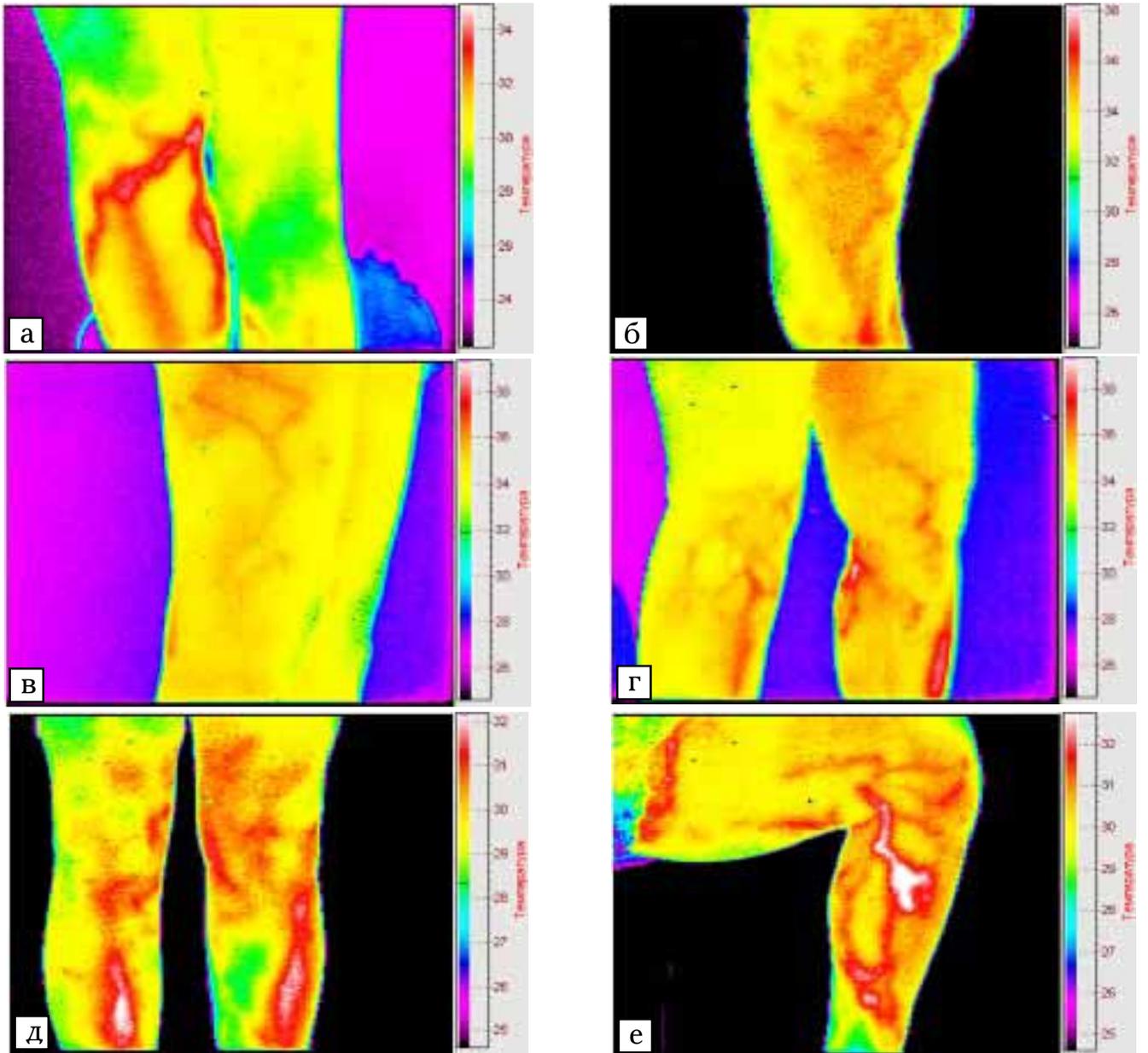


Рис. 3. Термограми хворих з варикозним розширенням вен нижніх кінцівок різного ступеня вираженості: а — хвора К., 29 р.; б — хворий Ш., 49 р.; в — хвора К., 55 р.; г — хворий Б., 56 р.; д — хвора С., 65 р.; е — хворий К., 56 р.

Fig. 3. Thermograms of patients with various degree of varicosis of the lower extremities: а – patient К., aged 29; б – patient Sh., aged 49; в – patient К., aged 55; г – patient Б., aged 56; д – patient С., aged 65; е – patient К., aged 56

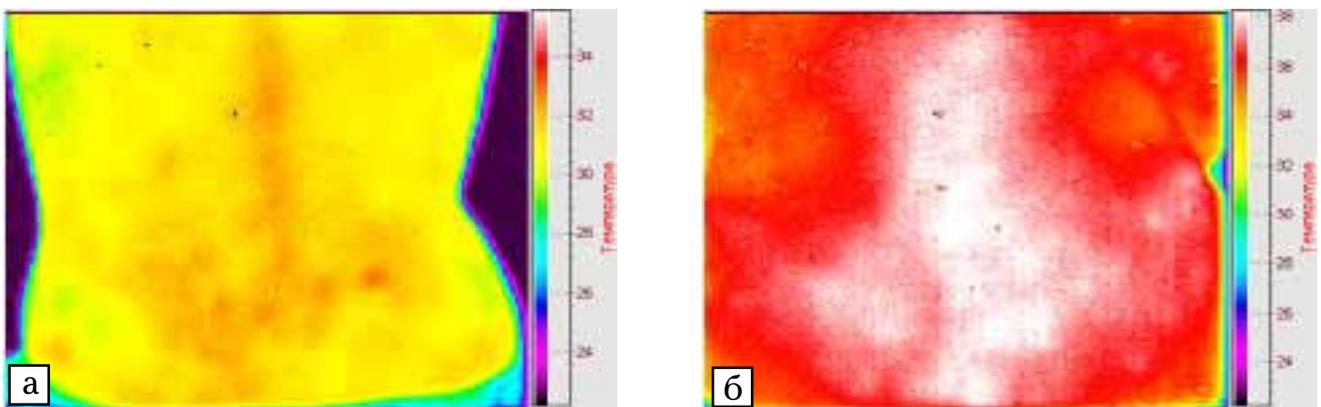


Рис. 4. Термографічне дослідження хворих на остеохондроз: а — хвора К., 20 р., остеохондроз поперекової зони хребта з корінцевим синдромом сегментів L_2-L_3 ; б — хвора Р., 46 р., уражений поперековий відділ хребта, виражений больовий синдром

Fig. 4. Thermography of the patients with osteochondrosis: а – patient К., aged 20, lumbar spine osteochondrosis with L2-L3 radical syndrome; б – patient Р., aged 46, lumbar spine involvement, marked pain syndrome

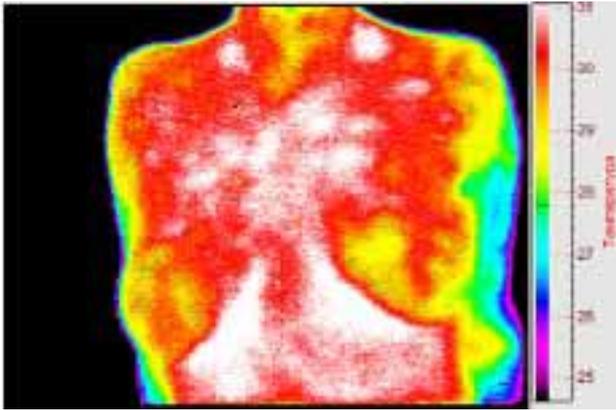


Рис. 5. Хвора Г., 22 р., фіброзно-кістозний фіброаденоматоз грудної залози

Fig. 5. Patient G., aged 22, fibrous-cystic breast fibroadenomatosis

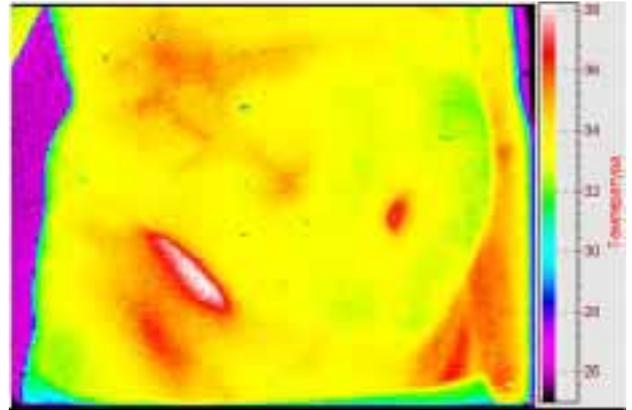


Рис. 6. Хворий Л., 65 р., метастази плоскоклітинного раку легень у печінку

Fig. 6. Patient L., aged 65, liver metastases of squamous cell lung cancer

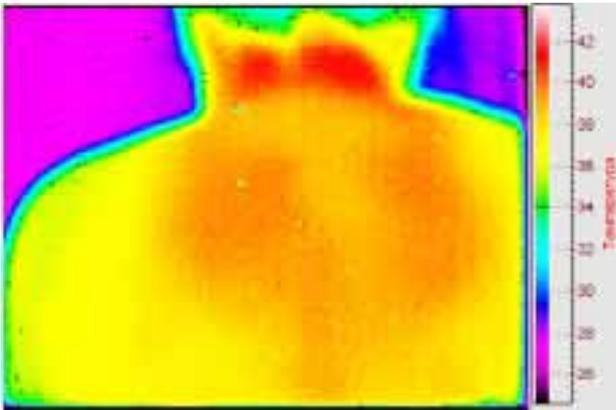


Рис. 7. Хвора Я., 74 р., двобічне запалення легень

Fig. 7. Patient Ya., aged 74, bilateral pneumonia



Рис. 8. Хвора К., 29 р., симптом дистальної гіпотермії пальців кисті

Fig. 8. Patient K., aged 29, sign of distal hypothermia of the fingers

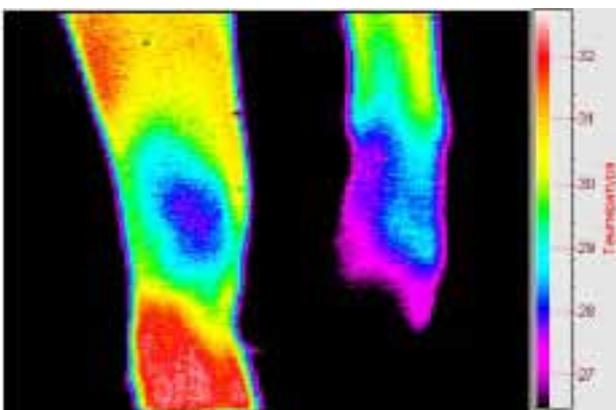


Рис. 9. Хворий М., 63 р., симптом дистальної гіпотермії лівої нижньої кінцівки

Fig. 9. Patient M., aged 63, sign of distal hypothermia of the left lower extremity

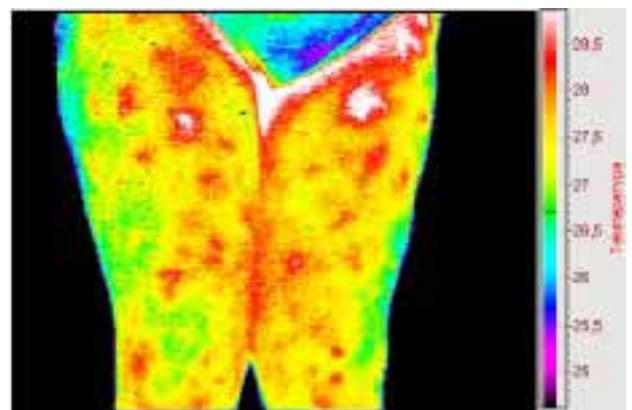


Рис. 10. Хвора В., 76 р., візуалізація нейросудинних реакцій

Fig. 10. Patient B., aged 76, neurovascular reactions visualization

Фіброзно-кістозний фіброаденоматоз (рис. 5). Вогнище гіпотермії у лівій грудній залозі характеризується градієнтами термоасиметрії ($-1,2^{\circ}\text{C}$), новоутвір — навколишні тканини від $-1,5$ до $-2,1^{\circ}\text{C}$.

Метастази плоскоклітинного раку легень у печінку (рис. 6). Анатомічний орієнтир — гіпертермічна зона пупка. У проекції печінки така зона з градієнтом (проекція метастаза — навколишні тканини) температури $+1,9^{\circ}\text{C}$.

Пневмонія (рис. 7). У даному спостереженні хворої на двобічне запалення легень спостерігається виражена гіпертермія в проекції середостіння та коренів легень з градієнтом (зона запалення — навколишні тканини) температури $+ (2,5-3,2)^{\circ}\text{C}$. Така термосеміотика, згідно з нашим багаторічним досвідом, свідчить частіше про несприятливий перебіг хвороби.

Симптом дистальної гіпотермії пальців кисті (рис. 8) та лівої нижньої кінцівки (рис. 9) спостерігається при хворобі Рейно, артеріальній гіпотензії, злоякісних пухлинах деяких локалізацій.

Висока температурна чутливість ($0,07^{\circ}\text{C}$) при швидкості вимірювань у реальному масштабі часу забезпечує можливість відрізнити ділянки шкіри з різницею температур до сотих часток градуса, реєструвати темп та векторні характеристики патологічних процесів, наявність новоутворів.

За класичними уявленнями, перепад температур менше $0,5^{\circ}\text{C}$ у симетричних ділянках тіла людини не має суттєвого діагностичного значення, бо це градієнт фізіологічної термоасиметрії (1–5).

При термоасиметрії післяопераційного шва, ущільненої ділянки грудної залози немає підстав припускати розвиток гнійного запального ускладнення або новоутвору. Але якщо повторні спостереження показують монотонне зростання термоасиметрії ($0,7-0,9-1^{\circ}\text{C}$), то можна підозрювати розвиток зазначеної патології та вживати відповідних заходів.

На думку вчених [9, 16, 17], попередня термосеміотика на сьогоднішній день є грубим наближенням всього того, що дозволяє розвинути термографія третього покоління. Такі термограми дають можливість прогнозувати розвиток захворювання до його клінічного про-

яву: виникнення болю, набряків та судин, що пальпуються.

Обширне вогнище гіпертермії, згідно з класичною термосеміотикою [1], — основна локальна ознака того чи іншого захворювання. Це, безперечно, залишається діагностично вагомим, але тепер буде додатково характеризуватись деталізацією сітки судин. Швидкодія та висока чутливість термографа забезпечують, на думку авторів [17], візуалізацію нейросудинних реакцій, пов'язаних з участю вегетативної нервової системи (рис. 10). Градієнти гіпертермічних точок лежать у межах $0,55-1,2^{\circ}\text{C}$. Тривалість їх існування — понад 7–12 діб, локалізація варіабельна. Клінічну інформативність такої термотопографії ще належить з'ясувати.

Висновки

1. Термограф з матричним фотоприймачем компактний, економічний та безшумний у процесі експлуатації, має високу чутливість, яка забезпечує принципово новий рівень і якість деталізації термотопографії шкірних покривів та розташованих нижче тканин.

2. Можливість упевнено візуалізувати термотопографію шкірних покривів з градієнтом температури ($0,07-0,1^{\circ}\text{C}$) зумовлює необхідність переглянути класичну термосеміотику та істотно розширити кількість інформативних діагностичних критеріїв.

Література

1. *Основы клинической дистанционной термодиагностики* / Под ред. Л.Г. Розенфельда. — К.: Здоров'я, 1988. — 224 с.
2. Возианов А.Ф., Розенфельд Л.Г., Колотилов Н.Н., Возианов С.А. *Компьютерная диагностика*. — К., 1993. — 152 с.
3. Митин Ю.В., Розенфельд Л.Г., Подворный В.Н. *Неинизирующие методы лучевой диагностики заболеваний околоносовых пазух*. — К.: Би., 1994. — 111 с.
4. *Клиническая термодиагностика (атлас термограмм)* / Под ред. А.Ф. Возианова, Л.Г. Розенфельда. — К.: Здоров'я, 1991. — 64 с.
5. Ткаченко Ю.А., Голованов М.В., Овечкин А.М. *Компьютерная термография*. — Н. Новгород: Изд-во ЗАО «Союз Восточной и Западной медицины», 1998. — 67 с.
6. *Клиническое тепловидение* / Под ред. В.П. Мельниковой, М.М. Мирошниковой. — СПб: Би., 1999. — 124 с.
7. Иваницкий Г.Р. // *Вестн. РАМН*. — 2006. — № 1. — С. 48–58.
8. Зеновко Г.И. *Термография в хирургии*. — М.: Медицина, 1988. — С. 129–139.
9. Стулин И.Д., Мнушкин А.О., Мусин Р.С. и др. // *Журн. неврол. и психиатр.: Спецвып.* — 2003. — С. 15–18.

-
10. Пантелеева О.Г. // *Рус. мед. журн.: Офтальмол.* — 2001. — № 1. — С. 26–32.
 11. Розенфельд Л.Г., Колотилов Н.Н. // *Онкол.* — 2001. — № 2–3. — С. 105–106.
 12. Розенфельд Л.Г., Заболотный Д.И., Колотилов Н.Н. // *Журн. ушн., носов. и горлов. болезней.* — 1995. — № 1. — С. 53–60.
 13. Долганова Т.И., Чепелева М.В., Долганов Д.В., Макушин В.Д., Чегу О.К. // *Методол. флоуметр.* — 2000. — № 4. — С. 7–14.
 14. Бабоша В.А., Лобанов Г.В., Илларионов В.В. // *Вісн. ортопед., травматол. та протезув.* — 2005. — № 3. — С. 35–37.
 15. Розенфельд Л.Г., Колотилов М.М. // *УРЖ.* — 1993. — Т. 1, вип. 2. — С. 120–122.
 16. Розенфельд Л.Г., Колотилов Н.Н., Малеев О.В., Самохин А.В. // *Пробл. мед.* — 1999. — № 7–8 (11–12). — С. 33–35.
 17. Вайнер Б. // *Врач.* — 1999. — № 10. — С. 30–31.
 18. Абакумов В.Г., Рыбин А.И. *Системы отображения в медицине.* — К.: Юніверс, 2001. — 333 с.
 19. Бехтір О.В. *Підвищення візуальної інформативності термограм оптоелектронних систем тепловізійної медичної діагностики: Автореф. дис. ... канд. фіз.-мат. наук.* — К., 2006. — 20 с.
 20. Венгер Є.Ф., Дунаєвський В.І., Коллюх О.Г., Соловійов Є.О. // *Електроніка і зв'язь: Спецвип.* — 2006. — № 2. — С. 79–83.
 21. Rost A. *Regulationsthermography: Leitf.u. Atlas fiir d.tagl. Praxis - Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1987.* — 142 p.
 22. Potprei F. // *Proc. SPIE.* — 2004. — Vol. 5405. — P. 61–67.

Надходження до редакції 17.08.2006.

Прийнято 18.08.2006.

Адреса для листування:

Коллюх О.Г.,
Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова,
пр-т Науки, 41, Київ, 03028, Україна