

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 621.384.3

АНАЛИЗ ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ В МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКЕ МАТРИЧНЫХ ТЕПЛОВИЗОРОВ, РАБОТАЮЩИХ В СПЕКТРАЛЬНЫХ ДИАПАЗОНАХ 3-5 И 8-12 мкм

*Ахмед Малик Лазим Аль-Мзирави, Колобродов В. Г., Котовский В. И.,
Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
г. Киев, Украина*

Даная стаття посвящена оцінці якості зображення в тепловізорах, що працюють в різних окнах прозорості атмосфери 3-5 і 8-12 мкм. На базі профілакторія НТУУ «КПІ» проведено порівняльний аналіз діагностических можливостей тепловізорів, що працюють в спектральних діапазонах 3-5 і 8-12 мкм. С допомогою двох різних камер було проведено обстеження пацієнтів з різними судинними патологіями кінцівок. Приведені результати оцінки точності вимірювання температури в різних частинах тіла людини з допомогою двох тепловізорів. Показано, що тепловізори, що використовують неохолоджувані мікроболометричні матриці і що працюють в діапазоні 8-12 мкм, можуть застосовуватися для діагностики судинних, запальних, онкологічних і інших захворювань.

***Ключевые слова:** медичинський тепловізор, мікроболометрична матриця, термограма.*

Введение, постановка проблемы

Современный матричный тепловизор за последние десятилетия широко применяется в медицинской диагностике. В матричных тепловизорах отсутствует оптико-механическое сканирование, что позволяет упростить проектирование и стоимость производства таких тепловизоров. Методы ИК термографии начали внедряться в медицинскую практику более 40 лет назад. Однако диагностические возможности и надежность этих методов в то время были существенно ограничены из-за недостаточной чувствительности и пространственного разрешения ИК камер [1]. Современные матричные тепловизоры имеют значительно лучшую температурную чувствительность и большее пространственное разрешение по сравнению со сканирующими системами. Количественная ИК термография, обеспечивающая возможность одновременного измерения абсолютных значений температур в различных участках тела человека, открывает принципиально новые возможности диагностики различных заболеваний. Вместе с тем, существенно большая чувствительность делает температурный портрет человека чрезвычайно неоднородным по сравнению с термограммами, которые были типичны для медицинских тепловизоров старого поколения. Практически необходимо было заново выработать не только диагностические критерии различных заболеваний, но и понятие «нормы» для температурных распределений здорового человека. Возможность применения ИК систем для измерения температурных распределений определяется двумя принципиально важны-

ми факторами: прозорістю атмосфери і енергетическою світимістю тел в залежності від їх температури. В ІК термографії використовуються два окна прозорості атмосфери: 3-5 і 8-12 мкм (рис. 1) [2]. Максимум енергетическою світимістю тел с поверхнісною температурою 20-40°C лежить в області 10 мкм. Інтегральна енергетическою світимістю таких тел в області 3-5 мкм на порядок менше по сравнению с діапазоном 8-12 мкм (рис. 2) [3]. С допомогою сучасного тепловізора можна виміряти температуру с точністю до декількох долей градуса в кожній мікрзоні площею розглядаваного об'єкта. Матричні тепловізори мають велике швидкодействие, малі габарити і енергопотреблення, крім того, відрізняються безшумною роботою при високому відношенні сигнал/шум і дозволяють виробити цифрову обробку зображення в реальному масштабі часу [4].

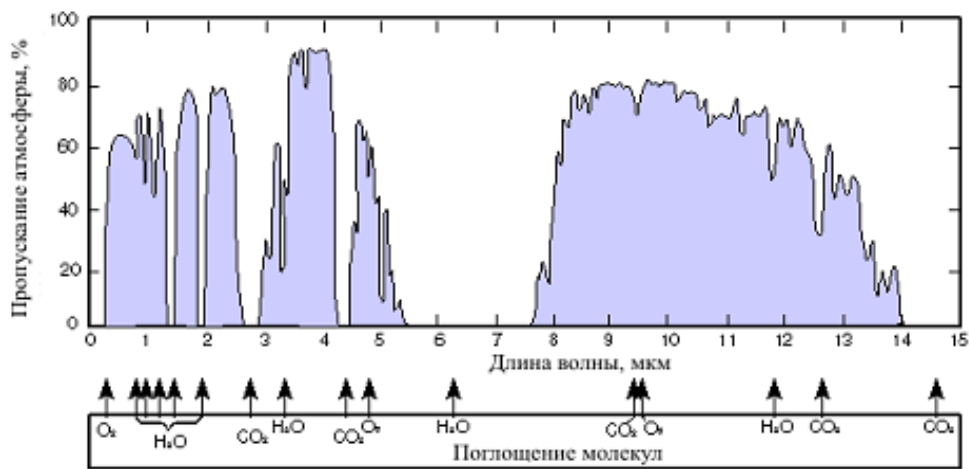


Рис. 1. Пропускання атмосфери в ІК діапазоні

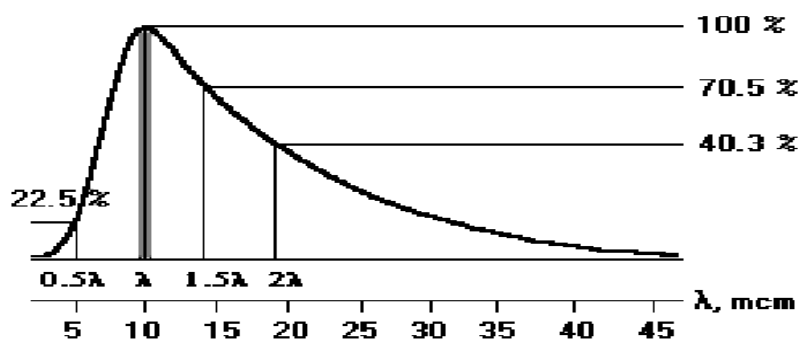


Рис. 2 . Максимум енергетическою світимістю тела человека

Существуют два типа матричных ИК систем: охлаждаемые и неохлаждаемые. Современные охлаждаемые ИК камеры, фотоприемники которых работают при температуре жидкого азота (-196°C), могут работать в диапазонах 3-5 и 8-12 мкм и обеспечивают чувствительность (ограниченную температурным эквивалентом шума) 0,015-0,02°C при скорости регистрации до 400 кадров в се-

кунду. При компьютерной обработке ИК изображений чувствительность таких систем может быть повышена до тысячных долей градуса при скорости 25-50 кадров в секунду. Неохлаждаемые микроболометрические ИК камеры имеют чувствительность 0,04-0,08°C при скорости 50 кадров в секунду и работают в диапазонах 7-14 и 8-12 мкм [5, 6].

Матрицы ИК-фотоприемников могут быть выполнены на основе многих материалов: халькогенидов свинца, соединения кадмий-ртуть-теллур, антимонида индия, силицида платины, примесных кремния и германия, двуокиси ванадия, многослойных структур с квантовыми ямами на базе так называемых детекторов QWIP (Quantum Well Infra Red Photodetector) [4-3]. В тепловизорах третьего поколения для стабилизации температуры матрицы применяются разные системы охлаждения как с использованием хладагента (жидкого азота), так и с термоэлектрической стабилизацией без хладагента.

Тепловизионный метод безопасный и неинвазивный, поэтому широко используется в медицине и физиологии. Любая техническая диагностическая система получает распространение при условии, что соотношение цена/качество достигает некоторого минимального уровня. Цена тепловизоров при прочих равных параметрах зависит от стоимости изготовления ИК матрицы и устройства ее температурной стабилизации. Охлаждаемые камеры дороже в 3-5 раз по сравнению с микроболометрическими камерами без дополнительного охлаждения. Естественно возникает вопрос, можно ли дешевые микроболометрические камеры использовать для медицинской диагностики и оснащать ими кабинеты в больницах [7-3].

Данная работа посвящена количественной оценке точности измерения температуры в различных участках тела человека с помощью двух тепловизоров, работающих в диапазоне длин волн 3-5 и 8-12 мкм.

Материалы и методика исследования

При исследовании нас в первую очередь интересовало влияние точности измерения температуры на диагностику различных типов сосудистых патологий. На базе профилактория НТУУ «КПИ» с помощью двух разных камер было проведено обследование пациентов с различными сосудистыми патологиями конечностей. Тепловизор с охлаждаемой матрицей ИК-детекторов из антимонида индия, который использовался нами, обладал пространственным разрешением 320x280 элементов и имел температурную чувствительность не хуже 0,07°C при скорости регистрации 150 кадров в секунду.

Измерения температурных распределений с этой камерой проводились в диапазоне ИК длин волн 3-5 мкм (рис. 3).

Тепловизор на базе неохлаждаемой микроболометрической матрицы размером 320x240 элементов, имея температурную чувствительность 0,1°C при скорости регистрации 50 кадров в секунду. С его помощью измерения проводились в диапазоне длин волн 8-12 мкм (рис. 4).

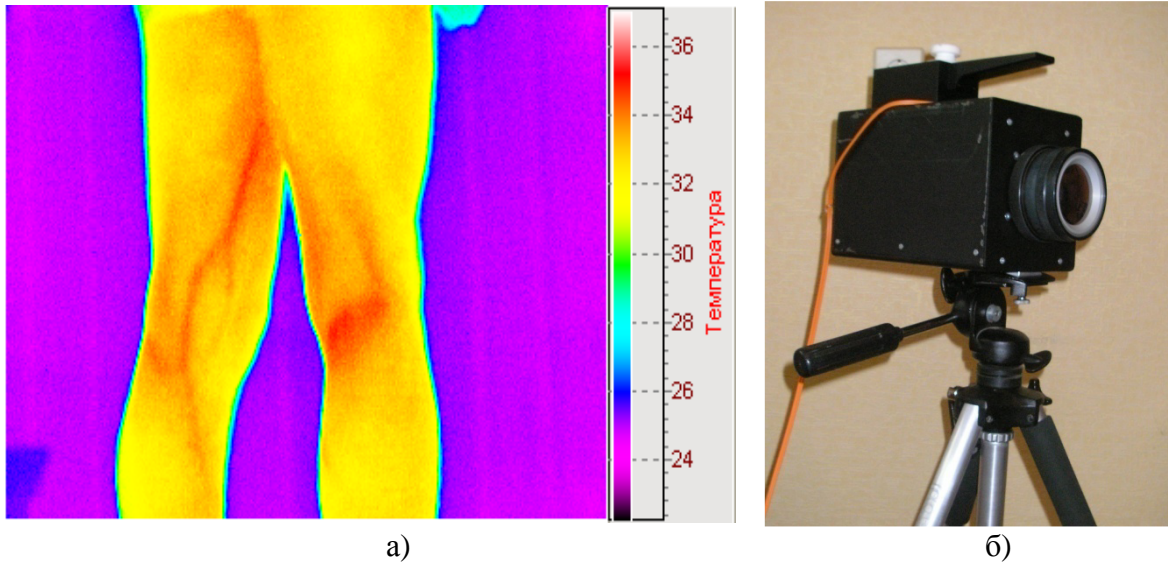


Рис. 3. Експеримент 1, где: а) Термограмма в диапазоне 3-5 мкм (пациент М.); б) тепловизор на базе охлаждаемой матрицы размером 320x280 элементов и температурной чувствительностью 0,07°С

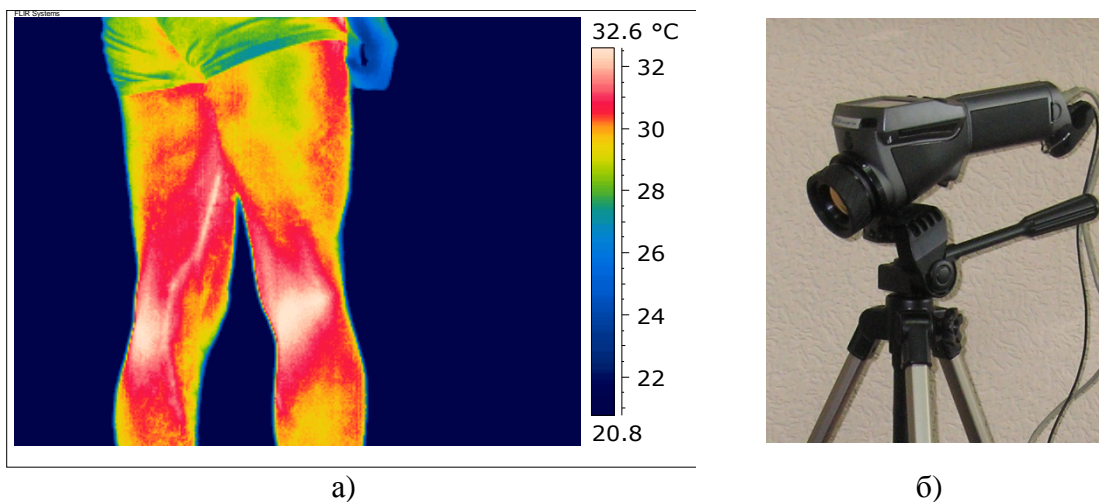


Рис. 4. Експеримент 2, где: а) термограмма в диапазоне 7-14 мкм (пациент М.); б) тепловизор на базе неохлаждаемой микроболومترической матрицы размером 320x240 элементов и температурной чувствительностью 0,1°С

Результаты и их обсуждение

С помощью охлаждаемых камер и неохлаждаемых микроболومترических камер, нам необходимо было ответить на вопрос, пригодны ли дешевые микроболومترические ИК камеры для измерения абсолютной температуры в различных точках тела человека. Существенным аспектом при сравнении камер является метрология измерения температуры живых объектов с помощью ИК-камер, т.е. достижение требуемой точности и регламентация условий измерения. Бесконтактные способы измерения температуры на основе так называемых яркостных пирометров появились задолго до создания тепловизионных систем. Принцип их действия был основан на законах излучения абсолютно черного

тела [8]. Суть метода состояла в сравнении температурной яркости измеряемого тела и эталонного, температура которого известна и может регулироваться. При равенстве радиационных температур этих двух тел с учетом их спектрального диапазона изображение измеряемого тела исчезает на фоне другого. Температура, при которой это происходит, регистрируется в качестве температуры измеренного тела. Этот метод применим для измерения температуры тел, находящихся в равновесии с внешней средой. Для таких тел выполняются законы Кирхгофа, Планка и Вина [8].

Следует отметить также, что при повышении температуры в комнате невозможно достичь ситуации, при которой температура человека станет равной температуре воздуха в комнате. Человек это термически неравновесная саморегулируемая система. Теплокровные животные, к которым относится человек, меняют температуру своего тела в зависимости от температуры окружающей среды и представляют собой физиологический термостат. Поддержание постоянства внутренней температуры на уровне 37°C у человека обеспечивается метаболическим термогенезом, током крови, мышечным тонусом кожи, ритмом дыхания, частотой сердечных сокращений и выделением пота. Эта регулировка контролируется центральной нервной системой, в частности гипоталамусом [9].

При повышении температуры в комнате у человека увеличивается теплоотдача, прежде всего за счет потоотделения. Естественно, что тепловые портреты человека в холодной и нагретой комнатах будут различаться. Также различаются тепловые портреты людей при нагрузочной пробе (когда человек нагревается изнутри за счет интенсивной работы) и при его нагреве снаружи (например, в финской бане) [3].

Тепловидение дает для исследования неравновесных систем ценную информацию, но она основывается на относительном контрасте различных участков тела и органов, а само понятие абсолютной температуры в силу указанных выше причин становится в значительной степени условным. Это в равной мере относится ко всем способам бесконтактного измерения температуры, включая ИК камеры, независимо от материала матриц и систем их охлаждения. В связи с этим при сопоставлении тепловых портретов людей, полученных в разное время и с использованием разных камер, необходимо учитывать температуру в комнате, при которой проведены эти измерения.

На измерения с помощью ИК камер может также влиять расстояние d от объекта измерения до камеры. Величина связанной с этим поправки $\Delta T(d)$, зависит от конструкции объектива камеры и от диапазона регистрируемых ею длин волн. Однако она в сравнении с величинами поправок, связанных с погрешностью измерения коэффициента излучения ϵ и комнатной температуре T_k имеет на порядок меньшее значение (рис. 5) [3]. После учета поправок тепловые портреты людей в диапазонах 3-5 и 8-12 мкм различаются незначительно. На рис. 3 в качестве примера показаны портреты ног пациента, которые сделаны с помощью двух тепловизоров, работающих в диапазоне длин волн 3-5 и 8-12 мкм.

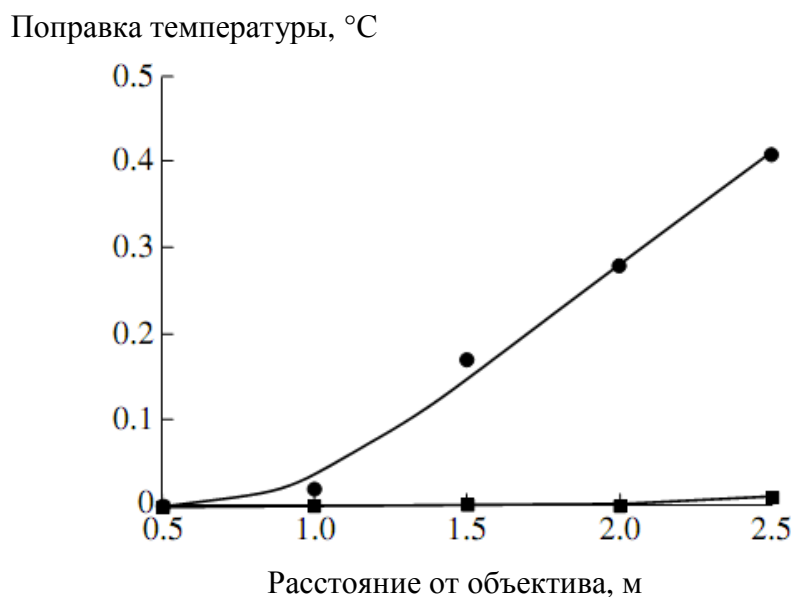


Рис. 5. Температурна поправка ΔT (d) як функція відстані від пацієнта до об'єктива ІК камери для спектральних діапазонів 3-5 мкм (верхня крива) і 8-12 мкм (нижня крива)

Вместе с тем было обнаружено, что камеры, работающие в диапазоне 3-5 мкм, более чувствительны к рефлексам подсветки кожи от внешних источников тепловых излучений, что связано с лучшим совпадением их спектральной чувствительности со спектрами излучения электроосветительных приборов. Для камер с диапазоном 8-12 мкм влияние осветительных приборов оказывается менее существенным.

Однако во всех случаях в помещениях медицинских тепловизионных диагностических кабинетов необходимо поддерживать температуру на постоянном уровне, избегать подсветок пациентов осветительными приборами и производить измерения при одном и том расстоянии пациента от камеры.

Вывод

Представленные в статье результаты исследования позволяют утверждать, что наряду с охлаждаемыми тепловизорами, работающими в диапазоне длин волн 3-5 мкм, могут найти широкое использование в медицине и сравнительно дешевые тепловизоры на базе микроболометрической матрицы из двуокиси ванадия или аморфного кремния, которые работают в диапазоне длин волн 8-12 мкм без охлаждения, будучи в 2-3 раза дешевле по сравнению с охлаждаемыми ИК системами. При этом диагностические возможности кабинетов тепмодиагностики сохраняются на высоком уровне. Диагностические комплексы ИК систем на основе неохлаждаемых матричных, могут найти широкое применение для профилактических обследований населения с целью раннего выявления сосудистых, воспалительных, онкологических и других заболеваний. Перспективами дальнейших исследований является определение энергетического и

пространственного разрешения медицинских тепловизоров, работающих в спектральных диапазонах 3-5 и 8-12 мкм.

Література

1. E. P. Khizhnyak and M. C. Ziskin. Infrared Thermography in Experimental Dosimetry of Radio Frequency and Millimeter Wavelength Radiation Exposure. Radio Frequency Radiation Dosimetry, Kluwer Academic Publishers, 2000, pp. 199 - 205.
2. Волков В. Г. Тепловизионные приборы нового поколения / В. Г. Волков, А. В. Ковалев, В. Г. Федчишин // Специальная техника. – 2001. - №6. - С.19 – 23.
3. Вайнер Б. Г. Матричное тепловидение в физиологии. Новосибирск: Изд-во СО РАН, 2004.
4. Ушакова М. Б. Тепловизоры на основе неохлаждаемых микроболометрических матриц: современное состояние зарубежного рынка и перспективы развития (М.: ОНТИ ГУП НПО "Орион", 2001).
5. Певцев Е., Чернокужики В. // Электрон, компоненты. – 2001. – № 1. – С. 32 - 36; № 5. – С. 30 - 34; № 3. – С. 12-20.
6. Рогальский А. Инфракрасные детекторы : пер. с англ.; под ред. А. В. Войцеховского. - Новосибирск: Наука, Сиб. отд., 2003. – 636 с.
7. Vincent J. D. "Radiometry" Fundamentals of Infrared Detector Operation and Testing (New York: Wiley, 1990) Ch. 3.
8. Иваницкий Г. Р., Деев А. А., Маевский Е. М. и др. // ДАН. – 2003. – Т. 393, № 3. – С. 419 – 423.
9. Кухлинг Х. Справочник по физике. – М.: Мир, 1985. – С. 208 - 212.
10. Проссер Л. В кн.: Сравнительная физиология животных. – М.: Мир, 1977., Т. 2. Гл. 9.
11. Иваницкий Г. Р. Тепловидение в медицине: сравнительная оценка инфракрасных систем диапазонов длин волн 3-5 и 8-12 мкм для диагностических целей / Г. Р. Иваницкий, А. А. Деев, Е. П. Хижняк, Л. Н. Хижняк // ДАН. – 2006. – Т. 407, № 2. – С. 258 – 262.

Надійшла до редакції
14 червня 2013 року

© Ахмед Малик Лазим Аль-Мзирави, Колобродов В. Г., Котовский В. И., 2013

УДК 616-073.8; 616-71

ОСОБЛИВОСТІ КОМП'ЮТЕРНОЇ ІНТЕРПРЕТАЦІЇ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ ФІЗІОЛОГІЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ МЕТОДОМ ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

¹⁾Антонюк В. С., ¹⁾Маслюк К. А., ²⁾Бондаренко Ю. Ю., ²⁾Бесєдіна Н. П.

¹⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна; ²⁾Черкаський державний технологічний університет, м. Черкаси, Україна

Розглянуто застосування методу газорозрядної візуалізації для відстеження змін у фізіологічному стані працівника з метою створення сприйнятливих умов для його роботи та відпочинку. Експериментально встановлено, що після 12-годинного фізичного навантаження відбувається пригнічення як загального стану організму, так і його окремих органів. Надані рекомендації щодо збільшення діапазону відображення зображень до рівня, що забезпечуватиме необхідну для завершення центрування контрастність. Виконано аналіз виявлення пригнічення чи збудження організму людини в цілому та її окремих органів – серця, нервової