

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
Харківський національний університет  
імені В. Н. Каразіна  
Факультет радіофізики, біомедичної  
електроніки та комп'ютерних систем  
Кафедра ФБМЕ та КІТ

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувач кафедри**

\_\_\_\_\_ ініціали, прізвище  
підпис

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ року

## **Кваліфікаційна робота магістра**

на тему: ТЕРМОГРАФІЧНА СИСТЕМА РОЗПІЗНАВАННЯ  
ОБЛИЧЧЯ.

Виконав: студент II курсу магістратури, групи РЕ-61  
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка  
освітньо-професійна програма «Фізична та біомедична  
електроніка»

Артем Даниленко.

Керівник  
к.т.н., доц.

Ольга Величко.

Консультант  
к.т.н., доц.

Ольга Величко.

2023 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Факультет Радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

Кафедра ФБМЕ та КІТ

Спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітньо-професійна програма Фізична та біомедична електроніка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувач кафедри**

\_\_\_\_\_

підпис

\_\_\_\_\_

ініціали, прізвище

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ року

**З А В Д А Н Н Я**

**НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ**

Даниленко Артем Сергійович

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема роботи Термографічна система розпізнавання обличчя.

Керівник роботи Величко Ольга Миколаївна  
( прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ року № \_\_\_\_

2. Строк подання студентом роботи \_\_\_\_\_

3. Перелік питань, які потрібно розробити:

3.1 Фільтрація сигналів rPPG.

3.2 Використання HeartPy бібліотеки

3.3 Визначення варіабельності серцевого ритму з відео

4. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1	Аналіз технічного завдання
2	Огляд медико-технічної літератури
3	Медико-технічне обґрунтування
4	Розробка блоку розпізнавання обличчя
5	Розробка алгоритмічного забезпечення
6	Проведення чисельних експериментів
7	Оформлення пояснювальної записки
8	Підготовка до захисту

5. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

**Студент**

\_\_\_\_\_

підпис

ініціали, прізвище

**Керівник роботи**

\_\_\_\_\_

підпис

ініціали, прізвище

## РЕФЕРАТ

Даниленко А.С. Термографічна система розпізнавання обличчя. Дипломна робота. Харківський Національний Університет імені В.Н. Каразіна, 2023, 40 с., 10 рис., 2 табл., 22 джерела.

Об'єкт дослідження - термографічні знімки.

Предмет дослідження - аналіз термограм для оцінки температури тіла людини в режимі реального часу з розпізнанням обличчя.

Мета роботи - розробка блоку розпізнавання обличчя.

Методи дослідження: інфрачервона термографія, інфрачервона термографія на основі машинного зору.

Результати дослідження: термографічна система розпізнавання обличчя на основі машинного зору виявилася ефективною та надійною в умовах обмеженої освітленості та змінних температурних умов. Результати дослідження вказують на потенційні можливості використання цієї системи у сферах безпеки, автоматизації та інших областях, де важливо точне розпізнавання обличчя.

# ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
1 АНАЛІЗ МЕТОДУ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ.....	8
1.1 Короткі історичні відомості.....	8
1.2 Приклади медичних досліджень.....	10
1.3 Фізичні явища.....	11
2 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ УМОВИ ДЛЯ МЕДИЧНОЇ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ.....	15
2.1 Випромінювальна здатність шкіри людини.....	17
3 ІНФРАЧЕРВОНА ТОМОГРАФІЯ В МЕДИЦИНІ.....	18
3.1 Дослідження терморегуляції.....	19
3.2 Дерматологічні застосування.....	21
3.3 Моніторинг артеріального тиску.....	23
3.4 Виявлення раку грудей.....	23
3.5 Гінекологія.....	26
3.6 Лікування нирок.....	27
4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РОЗПІЗНАННЯ ОБЛИЧЧЯ.....	29
4.1 Каскад Хаада.....	31
4.2 Структура OpenCv.....	33
4.3 Розпізнання обличчя з камери в реальному часі.....	34
4.4 Код Python.....	36
Висновки.....	37
Перелік джерел.....	38

## ВСТУП

Термографія - це графічне зображення температури. Медична томографія - це вимірювання температури шкіри, і це неінвазивний метод виявлення інфрачервоного випромінювання. Інфрачервоне випромінювання можна прямо пов'язати з кровотоком [1]. Під час оцінки кульгавості термографія пропонує цінну інформацію про локалізацію болю, інтенсивність травми та ефективність лікування. З доступних на даний момент діагностичних засобів термографія дозволяє якнайшвидше виявити неочевидні ушкодження. Термографія дає унікальну інформацію про стан стопи, захворюваннях суглобів, ушкодженнях довгих кісток, пошкодженнях сухожиль, розтягненнях м'язів, захворюваннях хребта.

Інфрачервона термографія на основі машинного зору [2,10] (Infrared imaging-based machine vision (IRMV)) - це технологія, яка використовується для автоматичної інспекції, виявлення та аналізу інфрачервоних зображень (або відео), отриманих шляхом запису інтенсивності інфрачервоного світла, що випромінюється чи відбивається спостережуваними об'єктами.

Залежно від того, чи використовується управлінний збудження під час утворення інфрачервоних променів, термічне IRMV може бути класифіковане як пасивна термографія та активна термографія. Пасивна термографія є важливим доповненням до традиційного машинного зору на основі видимого світла і є дійсним інструментом для зображення самогріючих об'єктів, таких як людське тіло та електроенергетичні пристрої. Активна термографія - це метод неруйнівного контролю для оцінки якості та забезпечення безпеки несамогріючих об'єктів. У в активній термографії тенденція полягає в тому, щоб швидко, надійно та інтелектуально оглядати, впроваджуючи джерела багатомодового збудження та штучний інтелект.

Швидкий розвиток глибокого навчання робить IRMV все більш інтелектуальним та високоавтоматизованим, значно розширюючи його сферу застосування. У цій роботі розглядаються принципи, камери та термальні дані IRMV,

а також обговорюються застосування глибокого навчання в IRMV. Також наводяться випадки використання IRMV та глибокого навчання в різних галузях.

# **1 АНАЛІЗ МЕТОДУ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ**

Неенормальна температура тіла - це природний індикатор захворювання. Інфрачервона термографія (ІЧТ) є швидким, пасивним, безконтактним і неінвазивним альтернативним методом порівняно з традиційними клінічними термометрами для моніторингу температури тіла [1,3]. Крім того, ІЧТ може також картографувати температуру поверхні тіла віддалено. Останні п'ять десятиліть відзначили постійне збільшення використання тепловізійних камер для отримання кореляцій між тепловою фізіологією та температурою шкіри. ІЧТ успішно використовується для діагностики раку грудей, діабетичної невропатії та периферичних васкулярних розладів. Також вона використовується для виявлення проблем, пов'язаних із гінекологією, трансплантацією нирок, дерматологією, серцем, неонатальною фізіологією, скринінгом на лихоманку та образом мозку.

З інтродукцією сучасних інфрачервоних камер, технік збору та обробки даних, тепер можливо отримати термографічні зображення в реальному часі високої роздільної здатності, що, ймовірно, подальше підштовхне дослідження в цьому напрямі. Поточні зусилля спрямовані на автоматичний аналіз температурного розподілу областей інтересу та їх статистичний аналіз для виявлення аномалій [4]. Цей критичний огляд зосереджений на досягненнях в області медичної ІЧТ. Основи ІЧТ, необхідні теоретичні знання, процедури, які приймаються для різних вимірювань, і застосування ІЧТ в різних медичних галузях обговорюються в цій роботі.

## **1.1 Короткі історичні відомості**

Історично температура виявилася дуже добрим показником здоров'я. З 400 р. до н.е. температура використовується для клінічної діагностики. Людина, будучи гомеотермічною, здатна підтримувати сталу температуру тіла, яка може відрізнитися від оточуючої температури. Тіло гомеотерм може

бути розділене на дві частини: внутрішнє ядро та зовнішній ободок. Температура ядра підтримується вузькими межами (приблизно від 42 до 33 градусів Цельсія). Це регулювання температури внутрішнього ядра є важливим для нормального функціонування людського організму. Зміна температури ядра на кілька градусів вважається чітким показником ймовірного захворювання [5]. Організм контролює свою температуру за допомогою фізіологічного процесу, відомого як терморегуляція.

Термометри були розроблені приблизно в 17-му столітті. Джордж Мартін регулярно використовував термометри для вимірювання добових змін температури у нормальних об'єктів. У 1868 році Карл Вундерліх вперше систематично вивчав температуру об'єктів, які страждали від лихоманки, і порівнював її з температурою нормальних об'єктів, тим самим встановивши температуру як науковий показник захворювання. Він встановив, що температурний діапазон від 36,3 до 37,5 градусів Цельсія може вважатися нормальним, а температура за цим діапазоном повинна розглядатися як показник можливого захворювання. У період перших днів використовувалися термометри на основі рідини. Відкриття інфрачервоного випромінювання Сіром Вільямом Гершелем у 1800 році швидко послідувало за записом першого теплового зображення його сином Джоном Гершелем, що відкрило нові горизонти в області вимірювання температури. Харді у 1934 році описав фізіологічну роль інфрачервоного випромінювання з тіла людини і запропонував, що шкіра людини може розглядатися як чорне тіло, що випромінює. Він встановив важливість діагностичного вимірювання температури за допомогою інфрачервоної техніки, що відкрило шлях використання інфрачервоної термографії (ІЧТ) в медичних науках. Але перше використання було зафіксовано лише в 1960 році через відсутність якісного обладнання та технічних знань.

## 1.2 Приклади медичних досліджень

У 1963 році Барнс продемонстрував, що термограми можуть надавати інформацію про фізичні аномалії і, таким чином, бути корисними для діагностики фізичних захворювань. Шерман та ін. використовували ІЧТ для оцінки асиметрії температури шкіри між парними кінцівками об'єктів і прийшли до висновку, що ІЧТ разом із сіткою тіла є найпростішим методом для сканування температури тіла. Фаучі та ін. розглянули історію ІЧТ, різні системи детекторів та її застосування в медичній діагностиці. Джіанг та ін. розглянули перспективи ІЧТ в медичній термографії. Рінг та ін. висвітлили цікаві можливості ІЧТ в медичній галузі. Кілька застосувань ІЧТ в медичній науці висвітлено Джунг та ін. та Аммер та Рінг. ІЧТ широко використовується для діабетичної невропатії, васкулярних розладів, виявлення раку грудей, вивчення терморегуляції, скринінгу на лихоманку, зображення мозку (термоенцефалоскопія), стоматології та дерматології, вивчення м'язового болю та синдрому зажиму плеча, діагностика ревматологічних захворювань, діагностика сухого ока, лікування паразитарних захворювань печінки, виявлення метастазів у печінці, кишкова ішемія, пересадка нирки, лікування серця, і гінекологія. ІТ використовується в лікуванні акупунктури, кріотерапії, судової медицини та оцінки радіаційного пошкодження організму людини. Обширний перелік опублікованих літературних джерел (з 1989 по 2003 рік) про різні медичні застосування ІЧТ та інші відповідні розробки рецензується Аммером.

На основі методології вимірювання температури медична термографія може бути розділена на чотири основні категорії: електрична контактна термометрія, розпізнавання температури кутанних шарів, термографія рідкісницевого кристалів та ІЧТ. У електричній контактній термометрії для вимірювання температури поверхні об'єкта використовується один елемент або матриці перетворювачів (зазвичай з напівпровідниковими резисторами),

які знаходяться в контактi. Цей метод iнодi служить як посилення для IЧТ, хоча слiд враховувати, що надмiрний тиск вiд датчика може змiнити кровообiг i, таким чином, змiнити температуру. Порiг розпiзнавання температури кутанних шарiв - це мiра функцiї малих нервових волокон, i Бертельсманн та iн. показали, що це може бути використано для ранньої дiагностики дiабетикiв. У випадку термографiї рiдкiсницевих кристалiв термометр складається з гнучких гумових аркушiв, в серединi яких розташованi термохроматичнi холестеричнi рiдкi кристали у кiлькох шарах. Оскiльки гумовi аркушi можуть надуватися, теплочутливi аркушi добре контактують з поверхнею загнутих тiл. Рiдкi кристали змiнюють свiй колiр через змiну температури, i отриманий зразок представляє розподiл температури поверхнi тiла. Хоча цей метод є дуже дешевим, вiн ґрунтується на контактi i вимагає багато часу. Крім того, у метода низька термiчна чутливiсть ( $\sim 0.3\text{--}1.0\text{ }^\circ\text{C}$ ) та слабка просторова роздiльна здатнiсть ( $>5\text{ мм}$ ). У випадку IЧТ теплове випромiнювання, випромiнюване поверхнею, виявляється iнфрачервоною камерою, i iнтенсивнiсть випромiнювання перетворюється в температуру. IЧТ може бути статичною або динамiчною.

У першому випадку монiториться миттєвий розподiл температури, тодi як у другому випадку монiториться часова змiна розподiлу температури. Здiйснюється аналiз кiлькiсної динамiки за допомогою швидкого перетворення Фур'є (ШПФ) часового ряду температури.

### **1.3 Фiзичнi явища**

Всi об'єкти з температурою вище абсолютного нуля випромiнюють електромагнiтне випромiнювання, яке вiдоме як iнфрачервоне (тобто нижче червоного) випромiнювання або теплове випромiнювання [5, 6]. Довжина

хвилі цього випромінювання знаходиться в межах 0,75–1000 мкм. Цей широкий діапазон може бути поділений на три менших групи: близький інфрачервоний або БІЧ (0,76–1,5 мкм), середній інфрачервоний або СІЧ (1,5–5,6 мкм) та далекий інфрачервоний або ДІЧ (5,6–1000 мкм). Згідно з теорією теплового випромінювання, чорне тіло розглядається як гіпотетичний об'єкт, який поглинає всі падаючі випромінювання і випромінює неперервний спектр відповідно до закону Планка. Інтегруючи закон Планка для всіх частот, отримуємо закон Стефана–Больцмана (рівняння (1)), яке описує загальну випромінювальну потужність чорного тіла.

$$E = \sigma T^4 \quad (1)$$

Тут  $E$  - це загальна випромінювальна потужність (Вт/м<sup>2</sup>),  $\sigma$  - константа Стефана-Больцмана ( $\sigma = 5,676 \times 10^{-8}$  Вт/м<sup>2</sup> К<sup>4</sup>), а  $T$  - абсолютна температура (К). Для реальних поверхонь закон Стефана-Больцмана модифікується до наступної форми:

$$E = \varepsilon \sigma T^4 \quad (2)$$

де  $\varepsilon$  - емісія випромінюючої поверхні при фіксованій довжині хвилі та абсолютній температурі  $T$ . Для ідеального чорного тіла емісія дорівнює одиниці, але для реальних матеріалів емісія завжди менше одиниці [6]. Таблиця 1 [3] показує емісію різних тканин людини при інфрачервоних довжинах хвиль.

Таб. 1. Емісія різних тканин людини при 40 °С на інфрачервоних довжинах хвиль.

Тканина	Коефіцієнт випромінювання
Чорна шкіра (3–12 мкм)	0.98 ± 0.01

Біла шкіра (3–14 мкм)	0.97 ± 0.02
Опалена шкіра (3–14 мкм)	0.97 ± 0.02
Епікардіум (свіжий: 0,5 год) 3 мкм	0.85
Епікардіум (свіжий: 0,5 год) 5 мкм	0.86
Епікардіум (9 днів при 20 °С)	0.99
Перикардіум (3 мкм)	0.88
Перикардіум (5 мкм)	0.94
Перикардіум (9 мкм)	0.95

Хоча інфрачервоне випромінювання зі шкіри людини при 27 °С знаходиться в межах довжини хвилі від 2 до 20 мкм, воно досягає піку приблизно при 10 мкм. У медичних застосуваннях, як правило, використовується дуже вузький діапазон довжин хвиль (8–12 мкм), який називається тіловими інфрачервоними променями. З появою нових поколінь детекторів, також використовуються області NIR і MIR в медичній термографії. Перший сучасний інфрачервоний детектор на основі сульфїду свинцю, спочатку розроблений для військових застосувань приблизно під час Другої світової війни. Однак пізніше цю технологію випустили для цивільного використання, і з того часу ІЧТ використовується як у медичних науках, так і в галузі неруйнівного контролю (НК). У сфері НК використання ІЧТ в основному зводиться до виявлення дефектів на поверхні та в глибині, а також онлайн-моніторингу процесів. У ІЧТ спостерігають термічні зразки на поверхні випробуваних об'єктів. Дефекти в глибині створюють аномальні термічні зразки, які вказують на наявність цих дефектів. Так само в медичних застосуваннях через клінічні захворювання спостерігають аномальні термічні

зразки на поверхнях шкіри. На рис. 1 [4] показано кілька типових застосувань ІЧТ.

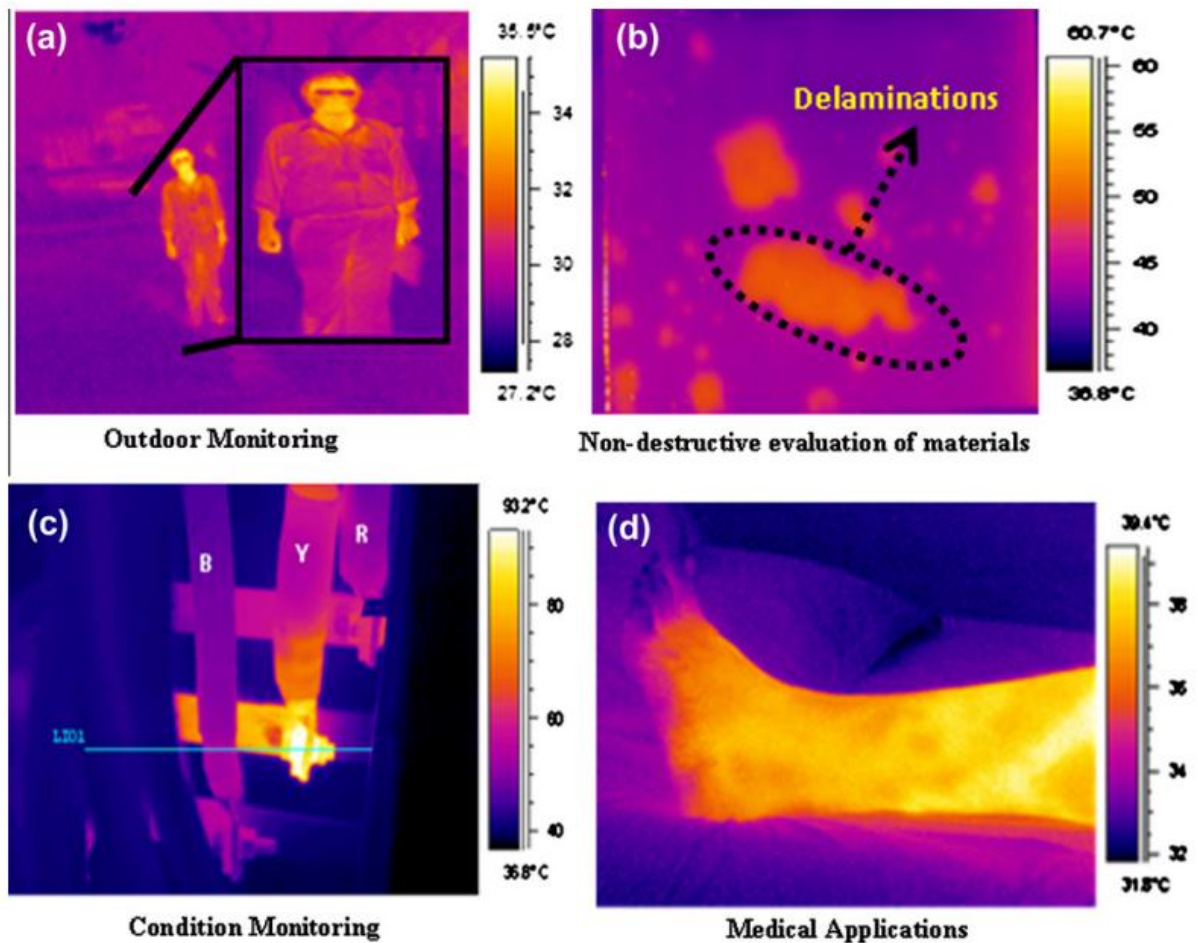


Рис. 1. Різноманітні застосування інфрачервоної термографії: (а) Зовнішнє спостереження вночі. Об'єкти легко візуалізуються через інфрачервоне випромінювання з поверхонь. (б) Неруйнівна оцінка матеріалів, де розділення виявляється як гарячі точки, у зразку зі скловолоконного армованого полімеру. (в) Моніторинг стану трьохфазної електрощитової панелі. Тут місцеві гарячі точки виникають через слабкий контакт. (г) Медичне застосування: термальне зображення нижньої кінцівки пацієнта з діабетом.

## **2 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ УМОВИ ДЛЯ МЕДИЧНОЇ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ**

Інфрачервоне випромінювання, що випромінюється поверхнею, залежить від експериментальних умов, таких як вологість, потік повітря та оточуюча температура [8]. Таким чином, для експериментів з термографією, особливо в медичних дослідженнях, де зміни температури відбуваються на кілька градусів, абсолютно необхідно проводити їх в контрольованих середовищах. Для порівняння термографічних зображень слід дотримуватися стандартного протоколу. Кларк та ін. [4] представили проект такого стандарту. Рінг і Аммер [9] у своєму останньому науковому дописі правильно повідомили, що ІЧТ може давати надійні результати в медичних застосуваннях лише за умови дотримання встановлених стандартів. Вони чітко описали деталі базових стандартів для приміщення для дослідження, контролю температури, обробки інформації про об'єкт, системи зображення, отримання зображення, обробки та аналізу результатів. Ці стандарти слугують дуже корисним керівництвом для дослідників, які займаються дослідженнями в галузі медичної термографії.

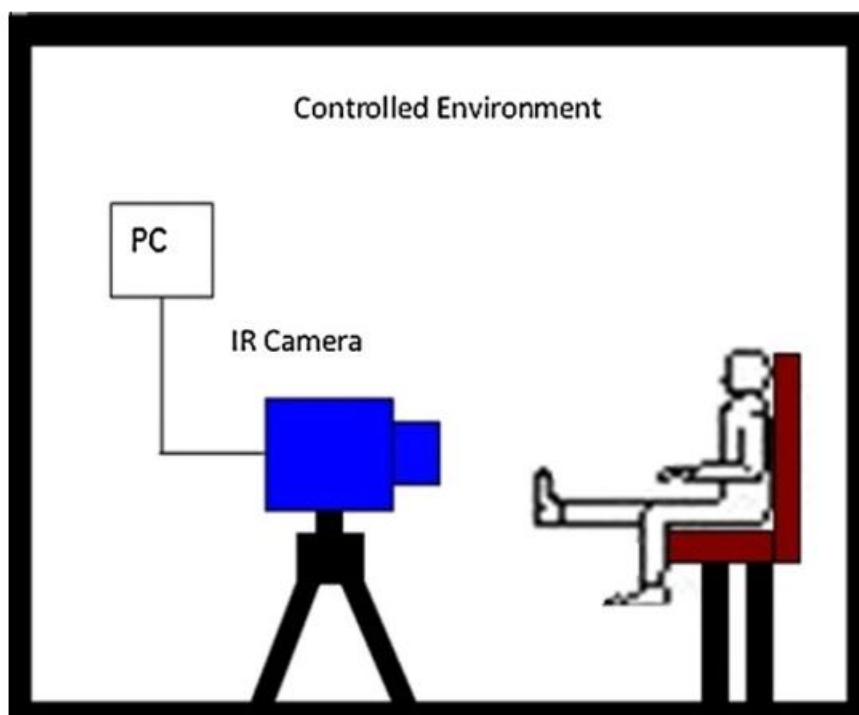


Рис. 2. Схема типового експериментального обладнання для медичної термографії. Температура та вологість в приміщенні експерименту підтримуються в комфортних межах. Камера розташована перпендикулярно до спостережуваної поверхні для мінімізації геометричних помилок в вимірюванні температури.

Під час термографічних експериментів об'єкти тримають у комфортних умовах, щоб помірний тепловий стрес спричинював вазоконстрикцію, яка допомагає охолодженню шкіри та робить видимими гарячі точки, зумовлені основними аномаліями. Амалу та ін. повідомляли, що температура та вологість в кімнаті для обстеження повинні бути контрольовані так, щоб фізіологія об'єктів не піддавалася "стресу в умовах тремтіння чи пітливості"[10]. Рекомендується, щоб об'єкти утримувалися від прямої дії сонячного світла та використання косметики, антиперспірантів або дезодорантів безпосередньо перед термографічними обстеженнями. Для досягнення термічного рівноваги потрібен час акліматизації об'єктів.

Акліматизація може бути голою чи в звичайному одязі, залежно від частин тіла, які планується обстежити. На рис. 2 показана схема типового експериментального обладнання. Амалу та ін. повідомляли, що кімната для експерименту повинна бути вільною від будь-яких додаткових джерел інфрачервоного випромінювання, таких як лампи накаливання або пряме сонячне світло.

## 2.1 Випромінювальна здатність шкіри людини

Емісія людської шкіри вважається майже постійною, і її значення становить  $0,98 \pm 0,01$  для діапазону довжин хвиль від 2 до 14 мкм. Стекеті повідомив, що емісія чорної, білої або обгорілої шкіри є однаковою і не залежить від характеру експериментів, тобто ін віво чи ін вітро. Також було повідомлено, що використання косметики може змінити емісію шкіри. Кларк повідомив, що кривизна поверхні грає роль у значенні емісії поверхні. Його висновки відповідали результатам Вотмаф та ін., що помилки в вимірюванні температури поверхні є невеликими для кутів огляду до  $45^\circ$ . Згідно з Вотмаф та ін., емісія поверхні при довжині хвилі  $\lambda$  та куті огляду  $\varphi$  визначається наступним рівнянням

$$\varepsilon_{\varphi\lambda} = 1 - \left[ \frac{1}{2} \left( \frac{\beta - \cos^2 \varphi}{\beta + \cos^2 \varphi} \right)^2 \right] \left[ 1 + \left( \frac{\beta \cos \varphi - \sin^2 \varphi}{\beta \cos \varphi + \sin^2 \varphi} \right)^2 \right] \quad (3)$$

Де  $\beta = (n_\lambda^2 \sin^2 \varphi)^{0.5}$ , а  $n_\lambda$  - це показник заломлення матеріалу. Для медичних застосувань кривизна поверхні не є проблемою, за винятком зображення жіночого груду [11]. У таких випадках використовувалися дзеркала, покриті сріблом, алюмінізовані дзеркала або мідні дзеркала як передні поверхневі дзеркала з необхідними корекційними коефіцієнтами.

### 3 ІНФРАЧЕРВОНА ТОМОГРАФІЯ В МЕДИЦИНІ

Оскільки аномальні термальні візерунки легко визнаються за допомогою ІЧТ, з їхніх термальних зображень можливо проводити ранню діагностику. Загальнонаведені термографічні висновки порівнюються з іншими клінічними результатами для оцінки можливих кореляцій. Хоча техніка є неспецифічною і іноді сильно залежить від фону та оточуючого середовища, існує кілька причин, з яких ІЧТ отримала широкий визнання серед медичної громадськості. По-перше, ІЧТ - це віддалена, безконтактна та неінвазивна техніка. Це швидко, і можливий одночасний моніторинг великої площі. Інтерпретації псевдокольорованих термограм полегшуються та прискорюються. Крім того, ця техніка реєструє лише природне випромінювання, що виходить з поверхонь шкіри і не має шкідливого впливу випромінювання. Таким чином, вона підходить для тривалого та повторюваного використання. Нарешті, ІЧТ - це техніка реального часу, що дозволяє відстежувати динамічні зміни температури. Завдяки цим перевагам термографія була визнана ефективним інструментом альтернативної діагностики. Таблиця 2 [4, 13] показує відмінність температури між протилежними сторонами (між лівою та правою) для деяких частин тіла у здорових осіб.

Таблиця 2. Контралатеральні (ліворуч і праворуч) різниці температур різних сегментів тіла у нормальних людей.

Частина тіла	Середня різниця температур (°C)
Лоб	0.12
Щока	0.18
Грудна клітка	0.14
Черевце	0.18

Шия (задня частина)	0.15
Поперековий відділ	0.25
Стовбур середній	0.17
Рука (біцепс)	0.13
Долоня	0.23
Стегно (передня частина)	0.11
Стегно (задня частина)	0.15
Стопа	0.30
Кінчики пальців в середньому	0.38
Кінчики пальців ніг в середньому	0.50

### 3.1 Дослідження терморегуляції

Метаболізм і напруга м'язів під час вправ є основними джерелами тепла в серцевому ядрі тіла. Після цього тепло передається з ядра до зовнішньої оболонки тіла через кровообіг по судинах. Кров нагрівається від серцевого ядра тіла і втрачає тепло в периферійних частинах, особливо в шкірі. Цей процес моніторингу називається терморегуляцією. Динаміка розподілу температури поверхні керується численними факторами, такими як кровопостачання в поверхневому шарі, теплопровідність від глибоких кровоносних судин та випаровування піт з поверхні. Термографія є ефективним інструментом для моніторингу процесів терморегуляції. Гуляєв та ін. спостерігали, що у більшості здорових осіб температура рук, ніг та обличчя збільшується після іммобілізації. Це відбувається через те, що іммобілізацію, як правило, слідує розслаблення та перерозподіл крові, що призводить до збільшення температури шкіри. Вони також спостерігали спонтанні осциляції в температурних профілях рук та ніг, спричинені змінами у симпатичній системі та кровообігу. Осциляції з періодом менше 4 хв відносять до капілярів, тоді як ті з вищими періодами викликані

артеріовенозними анастомозами. Вейнер у своїй монографії про кутанну потівну залозу використовував короткі хвилі (близько 3 мкм) інфрачервоного випромінювання для вивчення процесу потовиділення. Він виявив, що низькотемпературний регіон, що оточує видільний проток кожної окремої потовидільної залози, є аксіально-симетричним. Він вивчав кінетику видільної функції окремих кутанних залоз, місцеве потовиділення, викликане збудженням центральної нервової системи, і абруптне потовиділення внаслідок метаболічного та зовнішнього перегрівання. Він також наводить розгорнуту дискусію, пов'язану із потовиділенням та терморегуляційним механізмом. Бузіда та ін. вивчали терморегуляторний механізм двома підходами, а саме модуляцією кровообігу та стресом від холоду. У першому випадку артеріальний тиск регулюється в межах систолічного і діастолічного значень за допомогою відповідного механічного пристрою. Ця модуляція створює періодичну зміну об'єму крові в кровоносних судинах, яка виявляється періодичною зміною температури. На основі частотного аналізу ці осциляції були категоризовані на три групи: дуже низькі частоти (0,01–0,04 Гц) через частоту дихання і парасимпатичний контроль, низькі частоти (0,04–0,15 Гц) [12] через міогенний механізм та високі частоти (0,15–0,30 Гц) через терморегуляцію. У другому випадку застосовувався стрес від холоду, поміщаючи ліву руку на холодну металеву поверхню, і спостерігали динаміку температури обох рук за допомогою ІЧТ. Було виявлено, що після довгого періоду сталого стану в 85 с температура на стимульованій руці знизилася, тоді як температура на іншій руці збільшилася. Це явище пояснюється тим, що терморегуляторний механізм реагує таким чином, що ядро температури залишається нескोलихане. За допомогою ІЧТ Каргел вивчав місцеве нагрівання в областях вуха-черепа людей під час використання різних портативних мобільних телефонів. Він спостерігав, що під час роботи мобільні телефони з вищим значенням специфічної поглибленої потужності (SAR) спричиняють збільшення температури. Також повідомлялося, що максимальне підвищення температури відбувається в

кінці фази розмови, і його значення зростає з тривалістю фази розмови. Рис. 4 показує типові теплові зображення обличчя суб'єкта, який використовує портативний мобільний телефон. Рис. 3 (а) показує теплове зображення після 1 хвилини розмови, а рис. 3 (б) показує теплове зображення після 15 хвилин розмови. Коло показує збільшення температури на 4,59 °C після 15 хвилин розмови.

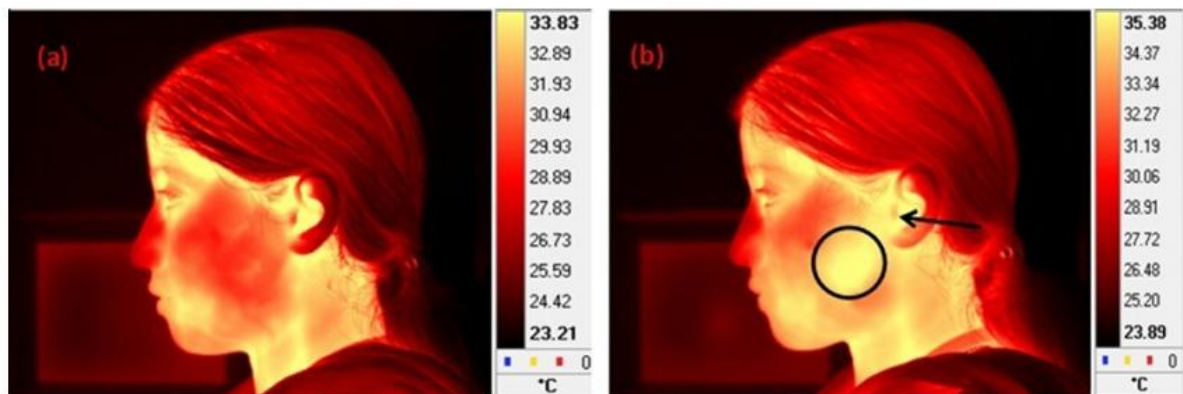


Рис. 3. Типові теплові зображення суб'єкта під час розмови за допомогою портативного мобільного телефону; (а) після 1 хвилини розмови та (б) після 15 хвилин розмови. Після 15 хвилин розмови температура області, позначеної кружечком, збільшилася з 30,56 до 35,15 °C, тоді як температура області вуха (вказано стрілкою) збільшилася з 33,35 до 34,82 °C.

### 3.2 Дерматологічні застосування

Хвороби шкіри, взагалом, викликають запалення, яке, у свою чергу, спричиняє неправильний температурний розподіл на поверхні шкіри. Таким чином, ІЧТ може розглядатися як відповідна техніка для вивчення захворювань шкіри. ІЧТ використовувалася для діагностики хворих на проказу, і було повідомлено, що важливо поразковані області (наприклад, область вуха та носового краю). [4,13] Варгас та ін. розробили нормалізовану

методологію термографії, де вони використовували безрозмірну середню температуру (тобто відношення вимірної середньої температури до посилення на температуру) для діагностики проказу у чоловіка 50 років із історією гепатиту С протягом 20 років. Вони спостерігали за об'єктом протягом 587 днів і виявили, що за допомогою термальних зображень ефективність лікування проказу виявляється за 87 днів, тоді як візуальне виявлення повторного пігментування відбувається лише через 182 дні. Бенко та ін. досліджували теплові ефекти впливу на бета-випромінювання за допомогою ІЧТ. Вони спостерігали, що середня температура в області опромінення збільшується негайно після поглиблення бета-дозы.

Томас та ін. висвітлювали використання ІЧТ у лазерному лікуванні шкіри, особливо в разі васкулярних утворень та депіляції, де ІЧТ використовувалася для оптимізації параметрів лазера. Мейсон та ін. використовували ІЧТ для оцінки глибини опіків та прийшли до висновку, що термографічні результати є набагато точнішими, ніж клінічні. Коул та ін. також повідомляли про подібні результати і робили висновок, що ІЧТ може бути корисною для вибору об'єкта для ранньої хірургічної дії. Шнель та Заспель використовували ІЧТ для управління охолодженням при обширних опіках. Мерсер та ін. використовували ІЧТ для моніторингу поліпшення загоєння ран за допомогою водно-фільтрованого інфрачервоного-А (WIRA) у людей із хронічними венозними виразками. Вірд та ін. використовували ІЧТ у власноручній реконструкції грудної клітки із флапом глибокого нижнього епігастрального перфоратора. Вони вказали, що цю техніку можна використовувати для непрямого моніторингу кровопостачання шкіри, планування операції та післяопераційного моніторингу. Недавно Флорес-Сагун та ін. використовували ІЧТ для діагностики та аналізу базально-клітинного раку, який є найпоширенішим злоякісним ураженням шкіри. Вони запропонували метод кон'югованих градієнтів і прийшли до висновку, що ІЧТ є ефективним інструментом для таких застосувань. Костелло та ін.

використовували ГЧТ для оцінки зниження температури шкіри у людей після кріотерапії, яка є терапевтичним використанням холоду в різних клінічних ситуаціях.

### **3.3 Моніторинг артеріального тиску**

Цезаріс та ін. вивчали артеріальний тиск та відповідні термограми у двох різних груп гіпертонічних пацієнтів: одна група отримувала комбінацію атенололу (антагоніст  $\beta_1$  - рецепторів) та хлорталідону, а інша - лабеталолу (змішаний  $\alpha/\beta$  - адренорецепторний антагоніст) плюс хлорталідон. За допомогою інфрачервоної термографії в обох групах пацієнтів перед лікуванням спостерігалася гіпотермія на руках. Після одного місяця лікування в першій групі не спостерігалось змін у периферійному кровообігу, тоді як у другій групі виявлено значне покращення кровообігу.

### **3.4 Виявлення раку грудей**

Рак грудей є найбільш часто діагностованим раком у жінок, що становить близько 30% випадків [4, 14]. У період з 2003 по 2007 роки середній вік при смерті від раку грудей становив 68 років. Приблизно 0,0%, 0,9%, 6,0%, 15,0%, 20,8%, 19,7%, 22,6% та 15,1% смертей відзначилися у вікових групах до 20, 20–34, 35–44, 45–54, 55–64, 65–74, 75–84 та понад 85 років відповідно. Зазначено, що діагностика практично неможлива до 20 років, тоді як відсотки діагнозів складають відповідно 1,9%, 10,2%, 22,6%, 24,4%, 19,7%, 15,5% та 5,6% у вікових групах 20–34, 34–44, 45–54, 55–64, 65–74, 75–84 та понад 85 років. Дослідження показують, що рання діагностика може забезпечити шанс на виживання в 85%, порівняно з 10% при пізньому

виявленні. Таким чином, рання діагностика є ключовим фактором для успішного лікування раку грудей.

У 1982 році Агентство з продуктів і лікарських засобів США (FDA) затвердило інфрачервону термометрію (ІЧТ) як додатковий інструмент для діагностики раку грудей. Кеннеді та ін. у нещодавньому огляді представили порівняльне дослідження ІЧТ та інших технік зображення для скринінгу раку грудей і прийшли до висновку, що ІЧТ надає додаткову функціональну інформацію про термічний і васкулярний стан тканин. Нг подав відмінний огляд ІЧТ як неінвазивного методу виявлення пухлин у грудях, де він детально описав основні методи, стандартні практики, захоплення та аналіз зображень. Він вказав, що аномальний термограма грудей вказує на значущий біологічний ризик. Пухлини, як правило, мають збільшений кровопостачання та підвищений обмін речовин, що призводить до місцевих ділянок високої температури, що робить їх видимими за допомогою ІЧТ. Окрім пасивного зображення грудей, також в практиці використовуються процедури із застосуванням холоду. Судини, утворені раковими пухлинами, є простими ендотеліальними трубками, що позбавлені м'язового шару. Такі судини не можуть стиснутися відгуком на симпатичний стимул, такий як раптовий холодний стрес, і демонструють гіпертермічний паттерн через вазодилатацію. Денг та Лю показали, що штучна евапорація підвищує термографічний контраст у випадку пухлин під шкірою. Вони використовували воду та 75% медичний етанол як евапоратор, який розпилювали на поверхню шкіри, а потім отримували зображення. їхнє дослідження показує покращену точність діагностики, особливо на ранніх етапах глибоко вкорінених пухлин. Спітальє та ін. обстежили 61 000 жінок за допомогою термографії протягом 10 років і виявили, що термографія була найранішим показником раку грудей у 60% випадків. Підтверджено, що аномальні патерни на інфрачервоних зображеннях є найвищими індикаторами ризику розвитку раку грудей у майбутньому. Гамагамі вивчав

ангіогенез за допомогою ІЧТ та повідомив, що в 15% випадків ІЧТ виявляла раки, які не були розрізнені мамографією. Він також показав, що гіперваскулярність та гіпертермія були видимі в 86% випадків непальпових раків грудей. Хед та ін. повідомили, що показники прогнозу, пов'язані з ростом, міцно пов'язані з термограмами. Термоваскулярна активність у грудях безпосередньо пов'язана з прогнозом і агресивністю пухлини. Зазначено, що "гарячі" раки (найактивніші клітини раку) мають гірший прогноз із виживанням на рівні 24% протягом 3 років, тоді як для "холодних" раків прогноз набагато кращий із виживаністю на рівні 80%. Аведа та ін. використовували ІЧТ для управління раком і повідомили, що середній споживання кисню та середній обсяг тепловиробітку в контрольних групах вищі, ніж у раку грудей, голови та шиї, шийки матки та інших типів раку.

Окрім ІЧТ, існують багато інших технік для зображення грудей, таких як мамографія, МРТ, КТ, ультразвук і т. д. Мамографія є найпопулярнішою технікою, але стикається з деякими вродженими проблемами, такими як вплив рентгенівського випромінювання, відносно високі витрати, проблеми з виявленням пухлин менших розмірів та низькою чутливістю до щільних грудей молодих жінок. ІЧТ не має таких проблем, і тому воно є новаторським інструментом для дослідження раку грудей. Арора та ін. зауважили, що ІЧТ є ефективним альтернативним інструментом для діагностики, особливо у жінок з щільною паренхімою грудей.

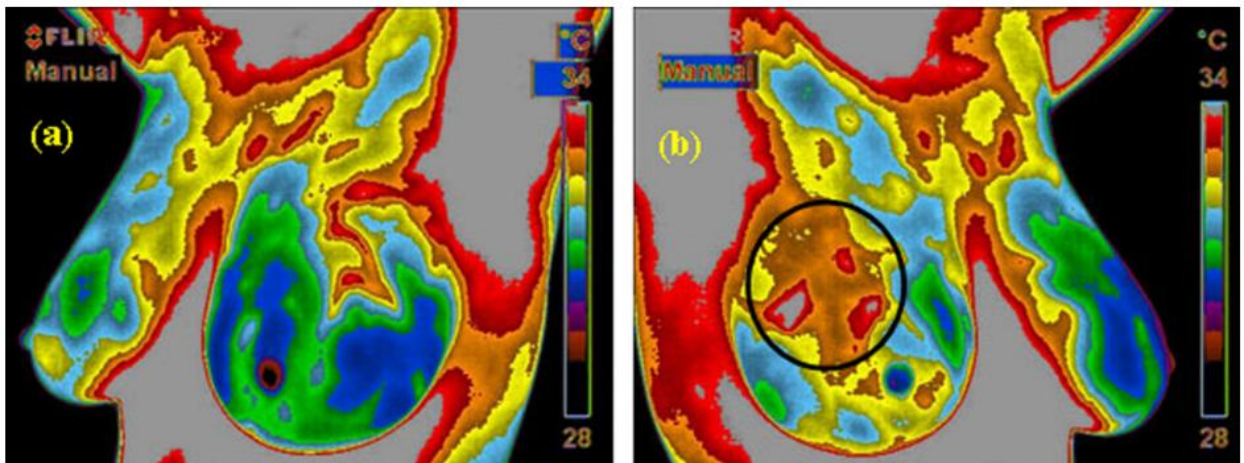


Рис. 4. Типові теплові зображення жіночого пацієнта, яка страждає від раку грудей; (а) термограма лівої грудної залози і (б) термограма правої грудної залози. Обведена область на термограмі правої грудної залози показує вищу температуру порівняно з навколишніми здоровими областями. Пізніше біопсія підтвердила наявність раку в правій груді.

Одним з типових випадків, який демонструє ефективність ІЧТ як раннього індикатора раку грудей, є наведений нижче. Жіночий пацієнт повідомив про утворення в правій груді, мамографічний звіт якого був від'ємним. На рис. 3 показані термограми лівої та правої грудей відповідно. З рис. 4 (б) чітко видно, що область утворення (обведена) має підвищену температуру в порівнянні з навколишніми нормальними тканинами. Пізніше біопсія підтвердила утворення як рак. Кейтеб та ін. використовували інтраопераційне теплове зображення на 76-річній жінці з метастатичним інтракортікальним меланою. Інфрачервоні зображення пухлини та навколишніх нормальних областей кори показують, що перше знаходиться при вищій температурі порівняно з останнім.

### 3.5 Гінекологія

Термографія широко використовується також в галузі гінекології. Бірнбаум і Кліот [15] відзначили, що гінекологія може бути найбільш потенційним напрямком для застосування термографії, оскільки під час вагітності внутрішні жіночі статеві органи зазнають значущих змін у розмірах та васкулярності, а збільшення об'єму матки під час вагітності призводить до збільшення кількості та розмірів кровоносних судин. Менццер і Ескін провели експерименти з ІЧТ на жіночих об'єктах, де температура вимірювалася на рівні сосків і на фіксованому рівні вище і нижче сосків протягом 4 тижнів перед пологами та в перші чотири дні після пологів. Повідомлялося, що у суб'єктів, які скаржаться на біль після пологів, температура значно вища порівняно з суб'єктами без болю після пологів. Вони зауважили, що біль після пологів виникає в основному внаслідок збільшення венозної і лімфатичної залози або наповнення ацинів з молоком, і обидва процеси безпосередньо чи опосередковано збільшують васкулярність, що призводить до збільшення температури і робить ІЧТ ефективним інструментом для діагностики болю після пологів. Нг та ін. вивчали еректильну дисфункцію (ЕД) у суб'єктів, використовуючи ІЧТ, і повідомляли, що суб'єкти з психогенною ЕД показували вищу поверхневу температуру порівняно з суб'єктами органічної ЕД.

### **3.6 Лікування нирок**

Дослідження показують, що ІЧТ дозволяє в реальному часі візуалізувати розподіл кровоплину гемофільтру [16]. Копса та ін. прийшли до висновку, що термографічне обстеження може бути доповнювальним тестом у суб'єктів з трансплантованими нирками для діагностики патологічних внутрішньониркових або периренальних розладів, а також для оцінки функції пересадки. Оостерлінк та Де повідомили, що ІЧТ може бути використана для виявлення різних артеріальних областей в нирках і може бути корисною при

виконанні артеріальних площинних нефротомій з мінімальним кровоточінням і втратою паренхіми нирок.

## 4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РОЗПІЗНАННЯ ОБЛИЧЧЯ

Розпізнавання обличчя є важливим завданням у сфері автоматичного визначення особи, мобільних платежів, захисту безпеки. Для термального розпізнавання обличчя запропонований метод термального виявлення та відстеження обличчя з використанням мережі Insertion v3 в посиланні [18]. Це дослідження спрямоване на роботу з даними з ембедованої термальної камери FLIR Lepton з роздільною здатністю  $80 \times 60$ . Завдяки виявленню області ніздрів за допомогою зображень, цей метод досяг великої швидкості виконання задачі відстеження обличчя всього за 42 мс.

Окрім виявлення обличчя, ще однією важливою темою є вирівнювання обличчя за допомогою ознак. У [19] використовується глибока мережа вирівнювання (DAN), багатоступеневий підхід, в якому кілька етапів уточнюють позиції ознак, передбачених попереднім етапом, для виявлення набору ознак термального інфрачервоного обличчя. Оцінка показала, що методи, засновані на навчанні, чітко перевершують раніше представлені методи, деякі з яких не використовувалися для цих завдань в області термального інфрачервоного домену. Автор прийшов до висновку, що достатньо велику та якісно анотовану базу даних можна використовувати для навчання різних алгоритмів, заснованих на навчанні, які слід віддавати перевагу перед алгоритмічними підходами через їх підвищену ефективність.

Окрім термального розпізнавання обличчя, перехресне розпізнавання обличчя привертає більше уваги дослідників [20, 21]. У [21] запропоновано архітектуру глибокого зв'язкового навчання з двома потоками CNN, яка показана на рис. 5. За допомогою великої кількості навчальних даних та глибокої мережі вдалося досягти кращої продуктивності, ніж у менш ефективних моделей.

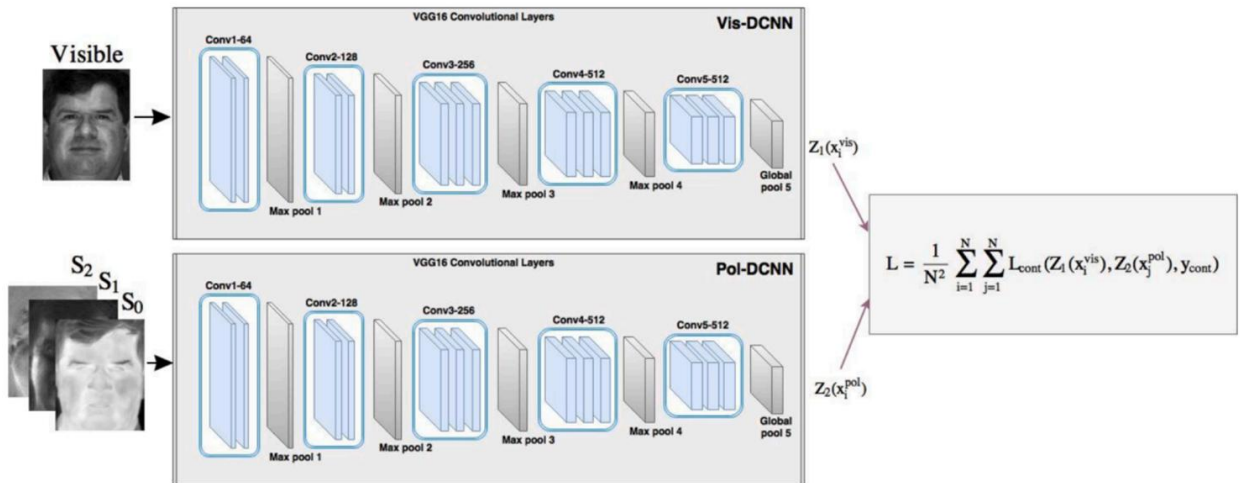


Рис. 5. Двопоточковий CNN у [20] для крос-модальної ідентифікації обличчя.

У [21] запропоновано техніку синтезування високоякісних видимих зображень із поляризаційних термальних зображень за допомогою мережі на основі GAN. Архітектура мережі показана на рис. 6. Генератор містить мережу кодування-декодування із злиттям функцій на рівні ознак. Крім того, в кінці частини кодування вставлений глибоко-керований підблок. Дискримінатор складається з багатомасштабної структури патч-дискримінатора. Ця ідея генерації надихає на використання згенерованого видимого зображення обличчя для порівняння з реальним видимим зображенням для перехресного розпізнавання обличчя. У [21] запропоновано використання згенерованого зображення обличчя для перехресного розпізнавання обличчя, як показано на рис. 7. GAN навчено генерувати зображення обличчя з видимого світла на основі термальних інфрачервоних зображень, і потім використовується двопоточкова мережа CNN, подібна до [21], для визначення перехресного розпізнавання обличчя.

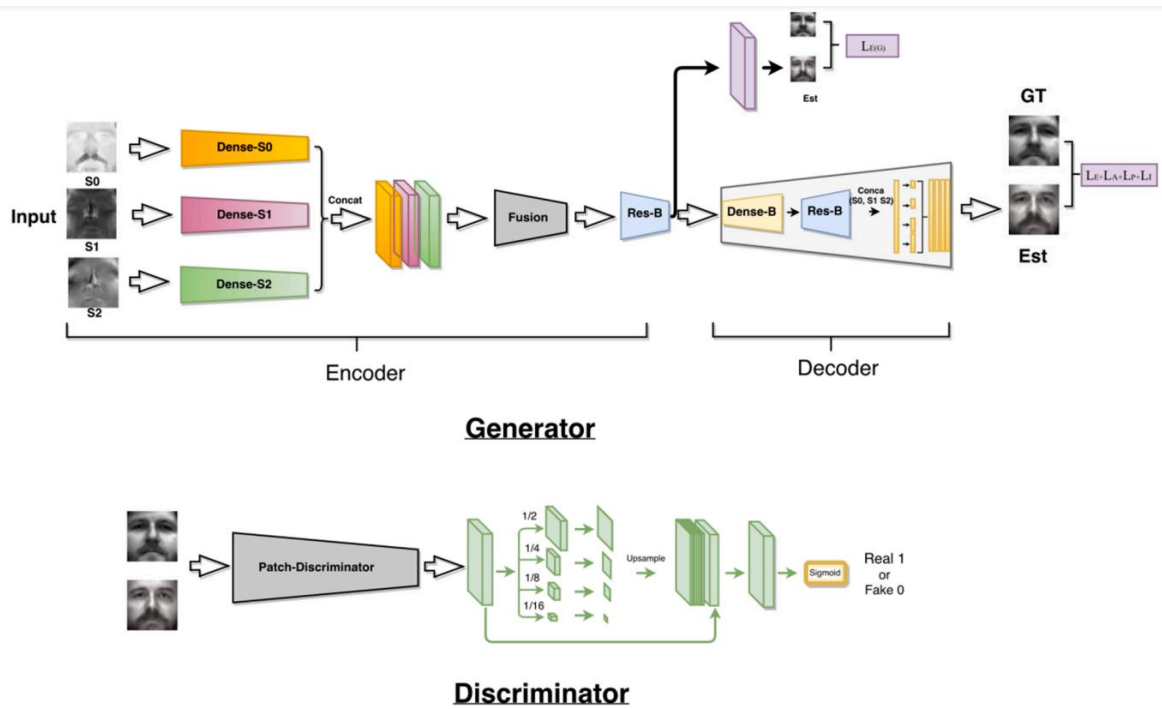


Рис. 6. структуру GAN у [21] для створення зображення обличчя VL.

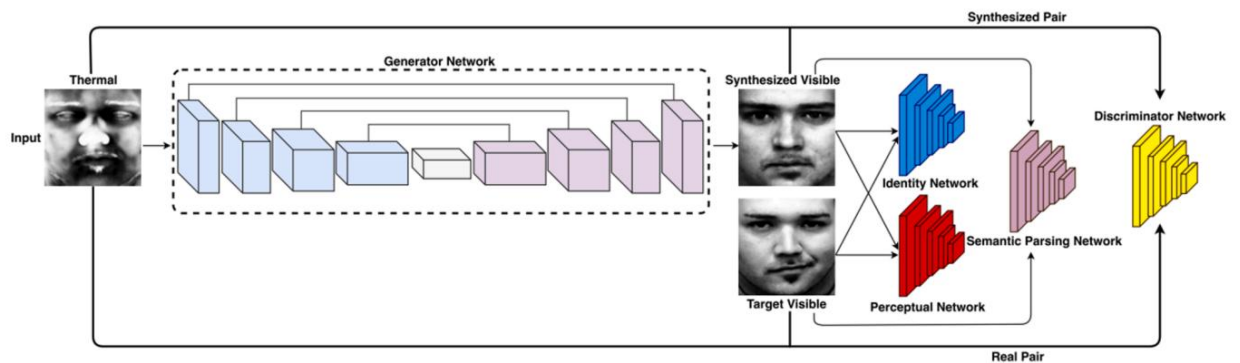


Рис. 7. Робочий процес [21] для крос-модального розпізнавання обличчя.

#### 4.1 Каскад Хаада

Розпізнавання обличчя та визначення зображень або відео — це популярний об'єкт досліджень у біометриці. Розроблено програмне забезпечення для розпізнавання обличчя та використання термографічних системах на основі методу головних компонентів (МГК). Головний компонентний аналіз (МГК) — це статистичний метод, який входить в загальну категорію факторного аналізу. Мета МГК полягає в зменшенні

обсягу зберігання даних до розміру простору ознак, необхідного для економічного представлення даних [17].

Широкий 1-D піксельний вектор, створений з 2-D зображення обличчя в компактні головні елементи простору, призначений для розпізнавання обличчя методом МГК. Це називається проекцією власного простору. Правильний простір визначається ідентифікацією власних векторів коваріаційної матриці, які центруються на колекції відбитків обличчя. Розроблено систему реального розпізнавання обличчя на основі камери, і встановлено алгоритм, розроблений за допомогою програмування на OpenCV, Haar Cascade, та Python 3.11.

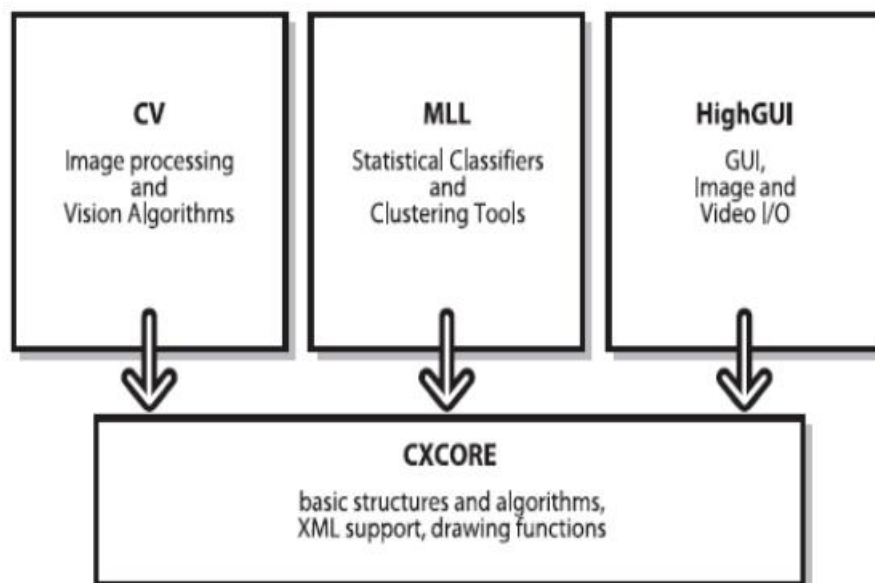
Каскад Хаара визначається як послідовність "квадратних функцій", які разом формують сімейство вейвлетів або базу. Він також акцентується на "вейвлетах Хаара", які організують пікселі на зображенні у квадрати (рис. 8), базуючись на підході вейвлета Хаара, запропонованому у 2001 році у роботі "Швидке виявлення об'єктів за допомогою покращеного каскаду простих ознак" Пола Віоли та Майкла Джонса (P. Viola, 2010[12]). Це метод навчання, заснований на комп'ютерах, де використовуються багато позитивних та негативних представлень для створення каскадної функції. Це потім використовується для виявлення об'єктів, використовуючи принципи "інтегрального зображення" для обчислення "ознак", ідентифікованих каскадами волосся. Розмір каскаду вимірюється 1.25, і різні розміри обличчя вибираються повторно для пошуку. Велика кількість обчислювальних ресурсів та часу споживається під час обробки зображення на каскаді.



Рис. 8. Функції вилучення в Хаар-подібних функціях.

## 4.2 Структура OpenCv

OpenCV організовано на п'ять основних елементів, чотири з яких показано на рис 9. OpenCV є відкритою бібліотекою, яка переважно використовується для застосувань у сфері комп'ютерного зору. Вона містить багато функцій і алгоритмів для відстеження руху, розпізнавання обличчя, виявлення об'єктів, сегментації та визначення та багатьох інших застосувань. За допомогою цієї бібліотеки можна обробляти зображення та відеопотоки в реальному часі для вирішення різноманітних завдань. [17,19].



### 4.3 Розпізнання обличчя з камери в реальному часі

Використовуючи праграмну мову Python версії 3.11, інтегроване середовище розробки PyCharm 2023.2.5 і open-source бібліотеку openCv з класифікатором `haarcascade_frontalface_default.xml` [18], розробив програму для розпізнання обличчя на фотографії, відео або з камери в реальному часі (рис. 10).

Першочергово треба встановити модуль openCv в пустому проекті, і імпортувати його в проект для подальшого використання. Наступною дією являється завантаження класифікатора, який вже навчений розпізнавати обличчя людей.

```
import cv2
face_cascade_db = cv2.CascadeClassifier(cv2.data.harcascades +
"haarcascade_frontalface_default.xml")
```

Програма може працювати просто з зображенням. Для цього необхідно використати метод `cv2.imread()`, який може обробляти фотографії і розпізнавати обличчя за заданими параметрами.

```
img = cv2.imread("photo.jpg")
img_gray = cv2.cvtColor(img, cv2.COLOR_BGR2GRAY)
faces = face_cascade_db.detectMultiScale(img_gray, 1.1, 19)
for (x,y,w,h) in faces:
    cv2.rectangle(img, (x,y), (x+w,y+h), (0,255,0),2)
cv2.imshow('rez', img)
cv2.waitKey()
```

Для роботи з відеозаписом, або камерою в реальному часі, треба використати метод `cv2.VideoCapture()` і створити додатковий цикл, в якому буде вимальовуватись квадрат навколо обличчя, яке розпізнає програма

```
cap = cv2.VideoCapture(0)
while True:
    success, img = cap.read()
    #img = cv2.imread("IMG_20191012_145410_3.jpg")
    img_gray = cv2.cvtColor(img, cv2.COLOR_BGR2GRAY)

    faces = face_cascade_db.detectMultiScale(img_gray, 1.1, 19)
    for (x,y,w,h) in faces:
        cv2.rectangle(img, (x,y), (x+w,y+h), (0,255,0),2)
    cv2.imshow('rez', img)
```

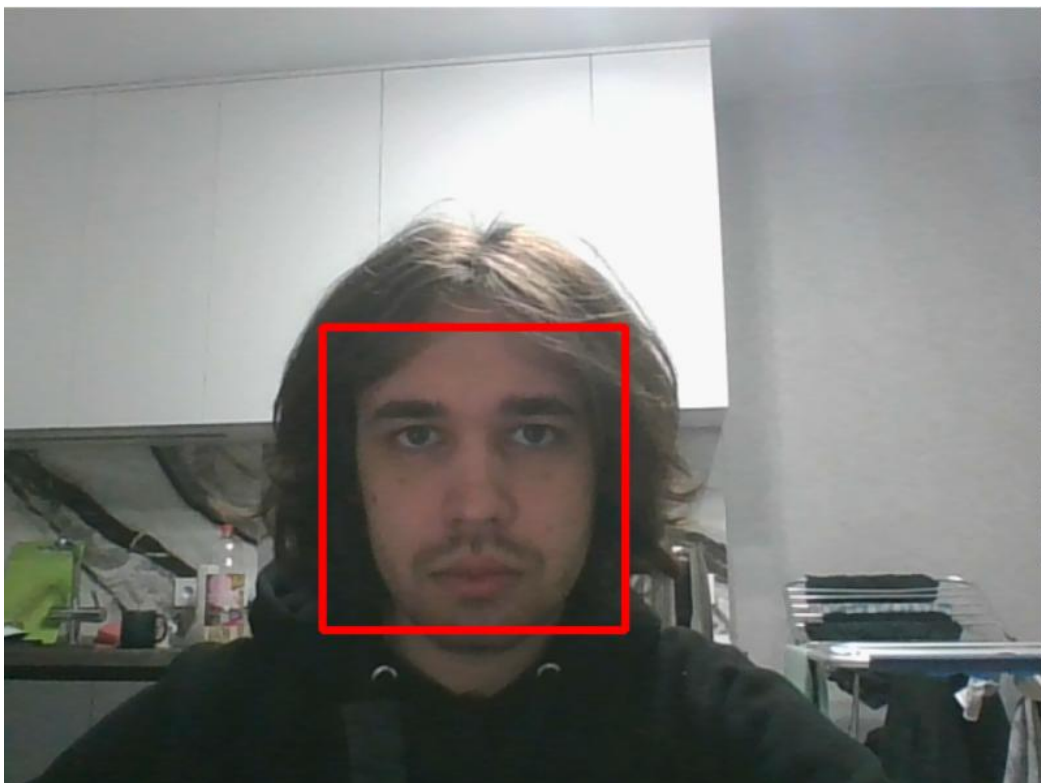


Рис. 10. Розпізнання обличчя з веб-камери ноутбука.

#### 4.4 Код Python

```
import cv2
face_cascade_db = cv2.CascadeClassifier(cv2.data.harcascades +
"haarcascade_frontalface_default.xml")
cap = cv2.VideoCapture(0)
while True:
    success, img = cap.read()
    #img = cv2.imread("IMG_20191012_145410_3.jpg")
    img_gray = cv2.cvtColor(img, cv2.COLOR_BGR2GRAY)

    faces = face_cascade_db.detectMultiScale(img_gray, 1.1, 19)
    for (x,y,w,h) in faces:
        cv2.rectangle(img, (x,y), (x+w,y+h), (0,255,0),2)
    cv2.imshow('rez', img)
    #cv2.waitKey()
    if cv2.waitKey(1) & 0xff == ord('q'):
        break
cap.release()
cv2.destroyAllWindows()
```

## Висновки

В роботі було розглянуті та проаналізовані різні методи використання інфрачервоної термографії, а також приведені роботи з використанням термографічної систем розпізнання обличчя.

З появою нових генерацій інфрачервоних детекторів теплове інфрачервоне зображення стає більш точним альтернативним медичним інструментом для вимірювання відхилень температурних паттернів. Крім того, завдяки кращій температурній чутливості, просторовому розділенню та безконтактній природі, теплове інфрачервоне зображення є абсолютно безпечною методологією зображення.

Теплові зображення можна зберігати у цифровому форматі та післяпроцесувати за допомогою різноманітних програмних пакетів для отримання уявлення про тепловий паттерн. Інтерпретація псевдокольорових термограм зазвичай є простішою та швидшою. Дослідження, проведені до цього часу, вказують на те, що теплове інфрачервоне зображення може бути успішно використане для діагностики раку грудей, діабету, стоматології, діабетичної невропатії і т.д.

Також система розпізнавання обличчя в поєднанні з термографічною системою дозволяє виділяти та аналізувати середню температуру тіла людей в громадських місцях. Хоча цей метод не надає великої точності сканування, проте дозволяє одночасно досліджувати температуру великої кількості об'єктів за одиницю часу, що дуже актуально при епідемії COVID-19. Удосконаливши систему розпізнавання обличчя, нейромережа може бути здатна розпізнавати маски на обличчі[8] досліджуваних об'єктів, утримуючи можливість досліджувати температуру.

## Перелік джерел

1. Y. Houdas, E.F.J. Ring, Human Body Temperature, Plenum Press, New York, 1982.
2. Turner, T. A. (2001). Diagnostic Thermography. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, 17(1), 95–114.
3. N. Bouzida, A. Bendada, X.P. Maldague, Visualization of body thermoregulation by infrared imaging, *Journal of Thermal Biology* 34 (2009) 120–126.
4. Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., & Philip, J. (2012). Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics & Technology*, 55(4), 221–235.
5. J.R. Mansfield, M.G. Sowa, J.R. Payette, B. Abdulrauf, M.F. Stranc, H.H. Mantsch, Tissue viability by multispectral near infrared imaging: a fuzzy C-means clustering analysis, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 17 (1998) 1011– 1018.
6. J. Steketee, Spectral emissivity of the skin and pericardium, *Physics in Medicine & Biology* 18 (1973) 686–694
7. Wang, Q., Zhou, Y., Ghassemi, P., Chenna, D., Chen, M., Casamento, J., Pfefer, J., & McBride, D. (2023). Facial and oral temperature data from a large set of human subject volunteers (version 1.0.0). *PhysioNet*.
8. Goldberger, A., Amaral, L., Glass, L., Hausdorff, J., Ivanov, P. C., Mark, R., ... & Stanley, H. E. (2000). PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation [Online]*. 101 (23), pp. e215–e220.
9. Balaras, C. A., & Argiriou, A. A. (2002). Infrared thermography for building diagnostics. *Energy and Buildings*, 34(2), 171–183.

10. Khan, M., Chakraborty, S., Astya, R., & Khepra, S. (2019). Face Detection and Recognition Using OpenCV. 2019 International Conference on Computing, Communication, and Intelligent Systems (ICCCIS).
11. H.H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm, *Journal of Applied Physiology* 1 (1948) 93–122.
12. Paul Viola, Matthew Jones Conference paper- IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. “Rapid object detection using a boosted cascade of simple features.”
13. Y.V. Gulyaev, A.G. Markov, L.G. Koreneva, P.V. Zakharav, Dynamical infrared thermography in humans, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 14 (1995) 766–771.
14. National Cancer Institute: SEER Stat Fact Sheets: Breasts. <<http://www.seer.cancer.gov/statfacts/html/breast.html>>
15. C. Loriaux, Role of thermography in gynecology, *Journal de Radiologie d Electrologie et de Medecine Nucleaire* 56 (Suppl.) (1975) 57–58
16. J.K. Unger, A.J. Lemke, C.G. Siestrup, Thermography as potential real-time technique to assess changes in flow distribution in hemofiltration, *Kidney International* 69 (2006) 520–525.
17. Adusumalli, H., Kalyani, D., Sri, R. K., Pratapteja, M., & Rao, P. V. R. D. P. (2021). Face Mask Detection Using OpenCV. 2021 Third International Conference on Intelligent Communication Technologies and Virtual Mobile Networks (ICICV).
18. S. Uematsu, Symmetry of skin temperature comparing one side of the body to other, *Thermology* 1 (1986) 4–7.
19. A. Kwaśniewska, J. Ruminski, P. Rad, Deep features class activation map for thermal face detection and tracking, in: 2017 10th International Conference on Human System Interactions (HSI), IEEE, 2017. 9

20. M. Kopaczka, et al., A Thermal Infrared Face Database With Facial Landmarks and Emotion Labels, *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 68 (5) (2018) 1389–1401. 10
21. S.M. Iranmanesh, et al., Deep Cross Polarimetric Thermal-to-visible Face Recognition. *arXiv, Comput. Vision Pattern Recog.* (2018). 11
22. H. Zhang, et al., Synthesis of high-quality visible faces from polarimetric thermal faces using generative adversarial networks, *Int. J. Comput. Vision* 127 (6–7) (2019) 845–862. 12