

Міністерство освіти і науки України

Харківський національний автомобільно-дорожній університет

Механічний факультет

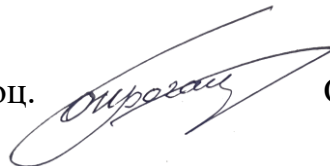
Кафедра метрології та БЖД

ДИПЛОМНА РОБОТА

магістра

ДОСЛІДЖЕННЯ ТОЧНОСТІ МЕТОДУ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ ПРИ ДИСТАНЦІЙНИХ ВИМІРЮВАННЯХ ТЕМПЕРАТУРИ ТІЛА ЛЮДИНИ

Завідувач кафедри, канд. техн. наук, доц.



О. І. Богатов

Нормоконтролер, канд. техн. наук



М. В. Москаленко

Керівник, канд. техн. наук, доц.



О. В. Крайнюк

Студент гр. ММ-61-21



Д. Ю. Кальченко

Харків - 2022

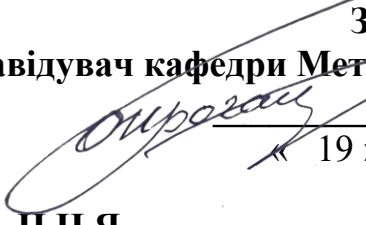
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
АВТОМОБІЛЬНО-ДОРОЖНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет Механічний

Кафедра: Метрології та безпеки життєдіяльності

Освітньо-кваліфікаційний рівень: магістр

Спеціальність: 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри Метрології та БЖД

О. І. Богатов
« 19 » вересня 2022 р

ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Кальченку Данилу Юрійовичу

1. Тема роботи: "Дослідження точності методу інфрачервоної термографії при дистанційних вимірюваннях температури тіла людини".

Керівник роботи Крайнюк Олена Володимирівна, к.т.н. доцент

Затверджено наказом по університету від " 4 " жовтня 2022р. № 102.

2. Строк подання студентом роботи 15 грудня 2022р.

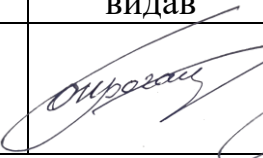

3. Вихідні дані до роботи: результати індивідуальної науково-дослідної роботи. 1). Експериментальні дані, отримані при безконтактному вимірюванні температури методом інфрачервоної термографії 2). Достовірність вимірювань температури за допомогою пристроїв ІЧТ 3). Результати порівняння термодатчиків.

4. Перелік питань, які потрібно розробити: 1 Огляд можливостей ІЧТ для вимірювання температури. 2 Особливості роботи безконтактних ІЧ пристроїв для температурного скринінгу. 3 Точність та калібрування пристроїв ІЧТ, що використовують для неінвазійного вимірювання температури. 4 Порівняння термодатчиків та розробка рекомендацій щодо використання діагностичного шлюзу для вимірювання температури. 5 Висновки.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень):

1. Титульний лист. 2. Мета і постановка задач дослідження. 3. Об'єкт, предмет дослідження. 4. Апробація результатів роботи. 5. Застосування ІЧТ. 6. Класифікація факторів, що впливають на ІЧТ. 7-8. Експериментальні дослідження. 9-10. Обробка результатів дослідження. 11. Автоматична система моніторингу здоров'я. 12. Порівняльні характеристики датчиків. 12-13. Висновки.

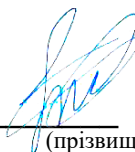
6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
5	Богатов О.І., завідувач. каф. МБЖД		

7. Дата видачі завдання 19 вересня 2022 р.

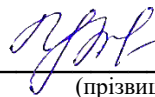
КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

ППо р.№	Назва етапів дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Вивчення літератури	20.09.2022	виконано
2	Аналіз факторів, що впливають на скринінг температури тіла людини за допомогою інфрачервоної термографії	19.10.2022	виконано
3	Інфрачервона термографія для вимірювання підвищеної температури тіла: клінічна точність, калібрування та оцінка, експериментальні дослідження.	01.11.2022	виконано
4	Порівняльна характеристика датчиків, що використовуються у ІЧТ	11.11.2022	виконано
5	Охорона праці і безпека у надзвичайних ситуаціях	15.11.2022	виконано
6	Формулювання висновків	24.11.2022	виконано
7	Оформлення пояснювальної записки	07.12.2022	виконано
8	Створення презентації в PowerPoint	14.12.2022	виконано
9	Подання роботи керівнику	15.12.2022	виконано
10	Подання роботи на рецензію	16.12.2022	виконано
11	Допуск до захисту	17.12.2022	виконано

Студент
(підпис)

Кальченко Д.Ю. _____

(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)
(підпис)

Крайнюк О. В. _____

(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до дипломної роботи: 95 с., 17 рис., 11 табл., 7 додатків, 155 джерел.

БЕЗКОНТАКТНЕ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ, ДОСТОВІРНІСТЬ, ЕПІДЕМІЧНИЙ ТЕПЛОВІЗОР, ІНФРАЧЕРВОНІЙ ПРИСТРІЙ, МЕТРОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ, ТЕМПЕРАТУРНИЙ СКРИНІНГ

Об'єктом дослідження є прилади для дистанційного вимірювання температури тіла людини.

Предмет дослідження – підвищення достовірності вимірювання температури тіла людини методом ІЧТ.

Метою роботи є підвищення достовірності методів вимірювання температури поверхні тіла людини за допомогою інфрачервоної термографії.

Метод дослідження – для вирішення поставлених завдань були застосовані методи математичної статистики, теоретичний аналіз і синтез вивченої літератури, емпіричний (порівняння, спостереження), аналітичний. Для експериментальних досліджень був вибраний метод інфрачервої термографії.

Поширено використання безконтактних інфрачервоних (ІЧ) пристроїв для температурного скринінгу. Але актуальним є приділення уваги точності даних систем для ідентифікації відвідувачів, що мають інфекційне захворювання.

Практична значущість: встановлено точність вимірювання температури в межах температурного інтервалу поблизу діагностичного порогу лихоманки, що може бути важливішою для оцінки ІЧТ скринінгу лихоманки, ніж точність у повному діапазоні температур. Результати роботи стануть корисними для діагностичної практики, для подальшого вивчення підвищення достовірності результатів дистанційного вимірювання температури, так і можуть бути доцільними у навчальному процесі.

Новизна роботи: зібрано та проаналізовано дуже цінну кількісну інформацію щодо ефективності ІЧТ для скринінгу лихоманки, що допомогло визначити потенційні найкращі практики для калібрування та оцінки клінічної точності ІЧТ.

ЗМІСТ

Перелік позначень та скорочень	7
Вступ.....	8
1 Медичне теплобачення – сучасні можливості методу	11
1.1 Інфрачервона термографія як інструмент дослідження.....	11
1.2 Застосування тепловізорів та термографів	15
1.3 Метрологічне забезпечення результатів теплового контролю.....	18
1.4 Висновки з розділу	19
2 Скринінг температури тіла людини за допомогою інфрачервоної термографії.....	20
2.1 Розуміння переваг та недоліків тепловізійного сканування хворих людей..	20
2.2 Функціональні вимоги для ефективного скринінгу за допомогою термографії.....	22
2.3 Класифікація факторів, що впливають на використання інфрачервоної термографії.....	24
2.3.1 Фактори навколишнього середовища	26
2.3.2 Індивідуальні фактори	30
2.3.3 Технічні фактори	34
2.4 Висновки з розділу	41
3 Інфрачервона термографія для вимірювання підвищеної температури тіла: клінічна точність, калібрування та оцінка. експериментальні дослідження	42
3.1 Особливості роботи безконтактних інфрачервоних пристроїв для температурного скринінгу.....	42
3.2 Методика вимірювання температури.....	44
3.3 Методи регресії визначення температури	48
3.4 Методи регресії для калібрування.....	49
3.5 Точність вимірювання температури – кількісний аналіз.....	50
3.6 Точність вимірювання температури – графічний аналіз	52
3.7 Діагностична продуктивність	54

3.8 Показники та вимоги до оцінки клінічної точності.....	56
3.9 Висновки із розділу.....	60
4 Апаратна реалізація.....	61
4.1 Автоматична система моніторингу здоров'я	61
4.2 Вибір термодатчиків та обґрунтування вибору модуля.....	63
4.3 Встановлення датчиків	65
4.4 Локалізація сфери дослідження.....	67
4.5 Рекомендації щодо використання діагностичного шлюзу для вимірювання температури	69
5 Охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях.....	70
5.1 Оцінка умов праці	70
5.2 Безпека при користуванні термографа.....	74
5.3 Безпека у надзвичайних ситуаціях	75
5.4 Висновок з розділу	77
Перелік посилань.....	81
Додаток А Безконтактний ІЧ-тепловізор медичний UNI-T UTI165K.....	96
Додаток Б Похибки, що встановлено стандартами	98
Додаток В Діагностична система	99
Додаток Г Порівняння термодатчиків.....	100
Додаток Д Робота термодатчиків	108
Додаток Е Приклад реалізації архітектури бібліотеки EMGU CV	109
Додаток Ж Ілюстративний матеріал до дипломної роботи	110

ПЕРЕЛІК ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

DARPA	Defense Advanced Research Projects Agency – агентство передових оборонних дослідницьких проєктів
ETRS	Зовнішнє еталонне джерело температури
IEC	International Electrotechnical Commission, IEC) – міжнародна організація зі стандартизації у сфері електричних, електронних і суміжних технологій.
ISO	Міжнародної організації зі стандартизації (International Organization for Standardization)
LCD	Рідкокристалічний дисплей
RFID	Радіочастотна ідентифікація
АЧТ	Абсолютне чорне тіло
ВВ	Відносна вологість
ВДТ	Відео-дісплейний термінал
ГРВІ	Гостра респіраторна вірусна інфекція
ДБН	Державні будівельні норми
ДСН	Державні санітарні норми
ДСТУ	Державний стандарт України
ЕОМ	Електронна обчислювальна машина
ЕПЦ	Електронний цифровий підпис
ЄАТ	Європейська асоціація термолігів
ІМТ	Індекс маси тіла
ІЧТ	Інфра-червона термографія
ПУЕ	Правила улаштування електроустановок
ТГ	Термограма
ТР	Технічний регламент
ТУ	Технічні умови

ВСТУП

Термографія має великий потенціал і може стати опорним дослідженням у запобіганні епідемії, але тільки при правильному її використанні. З часу її першого використання пройшло близько 20 років, але досі в новинах зустрічаються відео, де явно видно неправильне використання приладів. Відсутність основних положень щодо використання та аналізу даних, отриманих за допомогою термографії, часто призводить до невірних результатів. У дослідженні надано інформацію про переваги та недоліки інфрачервоної термографії, про розміщення тепловізорів для оптимального збору даних, а також про цільові області тіла для скринінгу.

Температура тіла є одним із найбільш часто використовуваних показників стану здоров'я людини. Інфрачервона термографія (ІЧТ) – це безпечний, неінвазійний і недорогий метод, який дозволяє швидко і неінвазійно реєструвати енергію, що випромінюється, що випускається тілом. ІЧТ вимірює це випромінювання, що безпосередньо пов'язане з температурою шкіри, і широко використовується з початку 1960-х років у різних областях. Нещодавні технічні досягнення в області інфрачервоних камер уможливили нові додатки ІЧТ для людини (крім діагностичних методів). У даному дослідженні основна увага приділяється відсутності всебічної інформації про фактори, що впливають на використання ІЧТ у людей, і пропонується всебічна класифікація за трьома основними групами: екологічні, індивідуальні та технічні фактори. Ми прагнемо: запропонувати загальну основу подальших досліджень; підвищити точність ІЧТ людини; узагальнити та обговорити результати досліджень, проведених за кожним фактором, та визначити галузі, що вимагають подальших досліджень для визначення їх впливу на ІЧТ людини.

Метою роботи є підвищення достовірності методів вимірювання температури поверхні тіла людини за допомогою інфрачервоної термографії.

Для досягнення встановленої мети вирішувались наступні **завдання**:

1. Визначити сучасні можливості методи інфрачервоної термографії для безконтактного масового вимірювання температури.

2. Виявити, сгрупувати та проаналізувати фактори, що впливають на використання інфрачервоної термографії.

3. Провести експериментальні дослідження безконтактного вимірювання температури методом ІЧТ. Проаналізувати точність вимірювання.

4. Порівняти термодатчики та розробити рекомендації щодо використання діагностичного шлюзу для вимірювання температури.

Об'єктом дослідження є прилади для вимірювання температури тіла людини за допомогою інфрачервоної термографії.

Предмет дослідження – підвищення достовірності вимірювання температури тіла людини методом ІЧТ.

Практична значущість: встановлено точність вимірювання температури в межах температурного інтервалу поблизу діагностичного порогу лихоманки, що може бути важливішою для оцінки ІЧТ скринінгу лихоманки, ніж точність у повному діапазоні температур. Результати роботи стануть корисними для діагностичної практики, для подальшого вивчення підвищення достовірності результатів дистанційного вимірювання температури, так і можуть бути доцільними у навчальному процесі.

Новизна роботи: зібрано та проаналізовано дуже цінну кількісну інформацію щодо ефективності ІЧТ для скринінгу лихоманки, що допомогло визначити потенційні найкращі практики для калібрування та оцінки клінічної точності ІЧТ.

Методи дослідження. Для вирішення поставлених завдань були застосовані методи математичної статистики, теоретичний аналіз і синтез вивченої літератури, емпіричний (порівняння, спостереження), аналітичний. Medline, Pubmed, ISI Web of Knowledge, Ingenio, Science Direct, EBESCO, Springerlink, IEEE Xplore та Google Scholar використовувалися як пошукові системи для виявлення досліджень, пов'язаних з інфрачервоною термографією, та всіх факторів, що впливають. Для експериментальних досліджень був вибраний метод інфрачервої термографії.

Апробація. Результати роботи представлено на 8 конференціях [1 - 10]:

- Всеукраїнської науково-практичної інтернет конференції здобувачів вищої освіти і молодих учених «Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах» (5-6 листопада 2020, Харків);
- XII Міжнародної науково-методичної конференції «Безпека людини у сучасних умовах» (3-4 грудня 2020, Харків);
- Всеукраїнської науково-практичної Інтернет конференції здобувачів вищої освіти і молодих учених «Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах», ХНАДУ, 2-3 листопада 2021;
- Міжнародної науково-практичної інтернет-конференція «Екологічно сталий розвиток урбосистем: виклики і рішення» ХНУМГ ім. О. М. Бекетова, 2-3 листопада 2021;
- Всеукраїнської науково-практичної Інтернет-конференції здобувачів вищої освіти і молодих учених «Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах». Харків: ХНАДУ, 4 листопада 2022;
- Всеукраїнської науково-практичної конференції курсантів, студентів, ад'юнктів (аспірантів) «Наука про цивільний захист як шлях становлення молодих вчених» Черкаси: Черкаський інститут пожежної безпеки імені Героїв Чорнобиля НУЦЗ України, 2022;
- Дванадцятій міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління» (27-28 квітня 2022). Баку – Харків- Жилина, 2022;
- VIII Всеукраїнської заочної науково - практичної конференції «Проблеми цивільного захисту населення та безпеки життєдіяльності»: сучасні реалії України: Київ: НПУ імені М.П. Драгоманова, 2022.

1 МЕДИЧНЕ ТЕПЛОБАЧЕННЯ – СУЧАСНІ МОЖЛИВОСТІ МЕТОДУ

Для найкращого розуміння результатів вимірювання температури та їх відхилень слід розглянути такий процес як терморегуляція, а також ознайомитись із приладами та наукою, яка займається питаннями вимірювання температури.

1.1 Інфрачервона термографія як інструмент дослідження

Визначенням температури об'єктів на різних ділянках займається термографія. Термографія – метод реєстрації інфрачервоного випромінювання тіла людини з метою діагностики різних захворювань. Кожна область поверхні людського тіла у нормі має характерну термографічну картину. В області голови та шиї у здорової людини виділяються зони вищої температури над великими кровоносними судинами (наприклад, у надключичній ділянці), в навколоротовій ділянці, в ділянці чола та очних ямок. Температура на поверхні повік, кінчика носа, вушної раковини, очних яблук над бровами і волосистою частиною голови нижче, ніж в інших областях (рисунок 1.1).

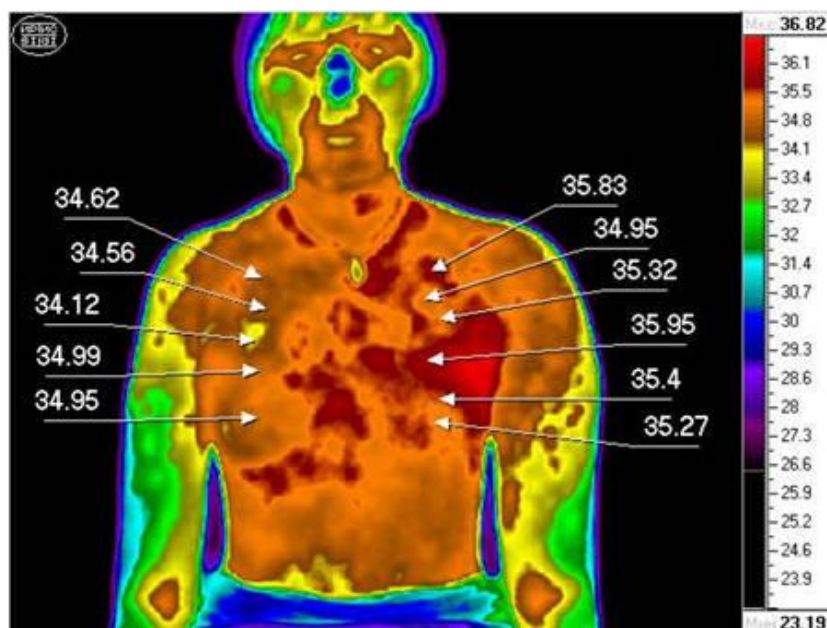


Рисунок 1.1 – Термограма температури тіла людини

Термографія є безконтактним нешкідливим методом і може застосовуватися для виявлення захворювань. Протипоказань до термографії немає, дослідження можна повторювати багаторазово. Термографію використовують при виявленні закритих переломів, забитих місць, для визначення активності артритів, бурситів, меж опікових уражень і відморожень, при діагностиці гострого апендициту, панкреатиту, холециститу та ін. Діагностична цінність методу встановлена у стоматології, дерматології, офтальмології та ін.

Термографію проводять двома способами:

- безконтактне дослідження може бути виконане як термоскопія, термометрія та термографія. Для проведення безконтактної термографії використовують тепловізори або термографи, що сприймають та реєструють теплове випромінювання тіла в інфрачервоній області спектру. При зменшенні температури будь-яких ділянок тіла змінюється величина потоку випромінювання. Ця зміна перетворюється термографом на електричний сигнал, який посилюється і відтворюється на екрані у вигляді чорно-білого або кольорового зображення – термограми;
- контактну термографію проводять за допомогою рідких кристалів, які мають оптичну анізотропію і змінюють колір залежно від температури.

Абстрагуючись від специфіки та способу реалізації процедури теплового контролю, відзначимо, що ключовим є визначення теплового контрасту, або рішення диференціального рівняння теплопровідності, яке в декартовій системі координат має вигляд [11]:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\lambda_x \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\lambda_y \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\lambda_z \frac{\partial T}{\partial z} \right) + w(x, y, z) = c\rho \frac{\partial T}{\partial \tau}, \quad (1.1)$$

де $\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$ – коефіцієнт теплопровідності, Вт/(м²·°C);

$w(x, y, z)$ – питома потужність внутрішніх джерел тепла, Вт/м³;

c – теплоємність, Дж/(кг·°C);

ρ – щільність, кг/м³;

∂T – приріст температури, °C;

∂t – приріст часу, с.

Точність теплового контролю визначається точністю вимірювання теплового контрасту і (або) температури у рівнянні (1.1), яка, у свою чергу, визначається сукупністю технічних і метрологічних характеристик апаратури, що використовується. У найпростішому випадку використовують пірометри – засоби вимірювань температури теплового електромагнітного випромінювання, призначені для вироблення сигналу вимірювальної інформації у формі, зручної для безпосереднього сприйняття спостерігачем відповідно до ДСТУ 3170 [12]. Для площадного теплового контролю застосовують тепловізори – прилади, що дозволяють не тільки виконувати вимірювання температури, але і представляти отримані результати в псевдографічному вигляді.

Конструкція пірометра включає оптичну систему, приймач випромінювання і електронний блок. Оптична система служить для збирання та фокусування теплового випромінювання на приймач випромінювання. Залежно від діапазону вимірюваних температур, у пірометрах застосовують фотонні та теплові приймачі випромінювання. У фотонних детекторах поглинені кванти випромінювання (фотони) збільшують кількість вільних носіїв електричного заряду, змінюючи стан чутливого елемента. При використанні ефекту фотопровідності поглинене ІЧ-випромінювання змінює електропровідність чутливого елемента. В рамках фотогальванічного ефекту поглинене випромінювання створює електронно-діркові пари поблизу р-п-переходу, генеруючи електричний струм. Спектральна чутливість пірометрів із фотонними приймачами випромінювання визначається характеристиками цих приймачів. В основі теплових приймачів лежить болометричний, термовольтаїчний, термопневматичний або піроелектричний ефект. Теплові приймачі чутливі до теплового випромінювання у всьому спектральному діапазоні [13], необхідний діапазон спектральної чутливості досягається застосуванням світлофільтрів.

Електронний блок служить для перетворення вихідного сигналу приймача випромінювання значення температури або уніфікованого вихідного сигналу.

У практичних конструкціях пірометрів значення температури обчислюється не на основі строгого рівняння Планка, але на основі різноманітних інтерполяційних рівнянь, пов'язують значення вихідного сигналу приймача випромінювання з дійсним значенням температури. Це дозволяє істотно знизити витрати машинного часу на обробку сигналу, забезпечує можливість калібрування приладу шляхом копіювання показань еталонного випромінювача у вигляді моделі абсолютно чорного тіла. Одне з таких рівнянь наведено у роботі [14]:

$$T = \frac{B}{\ln(R \cdot s^{-1} + F)}, \text{ K}, \quad (1.2)$$

де T – вимірне значення температури, К;

B, R, F – коефіцієнти, що визначаються при калібруванні;

s – значення вихідного сигналу приймача випромінювання.

Основними характеристиками пірометрів є діапазон спектральної чутливості, діапазон вимірювання температури, поле зору (показник візування), межа основної допустимої похибки.

Аналіз даних термографії включає їх якісну (розподіл «гарячих» та «холодних» ділянок) та кількісну оцінку, а також обробку зображення за допомогою ЕОМ. Запальні процеси зумовлюють зміну величин градієнта температур між зоною ураження і навколишніми тканинами, що становить при хронічному запальному процесі від 0,7 °С до 1 °С, при гострому – від 1 °С до 1,5 °С, при гнійно-деструктивному – від 1,5 °С до 2 °С.

Термограми верхніх і нижніх кінцівок в нормі відрізняються вираженою симетрією малюнка, при цьому температура дистальних відділів кінцівок нижче за температуру їх проксимальних відділів.

1.2 Застосування тепловізорів та термографів

Інфрачервоні термометри дозволяють вимірювати температуру без безпосереднього контакту з середовищем, що вимірюється.

Тепловізор є засобом вимірювання, який служить для визначення температури та градієнту температур за інфрачервоним випроміненням з подальшою візуалізацією теплового поля об'єкта на екрані.

Тепловізори застосовуються для вимірювання температури та градієнту температури у різних сферах діяльності людини (рисунк 1.2).



Рисунок 1.2 Сфери застосування інфрачервоної термографії

Медична термографія – це метод обстеження пацієнтів за допомогою спеціального приладу – тепловізора, що дозволяє вловлювати інфрачервоне випромінювання та перетворювати його на зображення - термограму, яка реєструє розподіл тепла на поверхні тіла [15-17]. Температура шкіри є інтегральним показником, і у її формуванні беруть участь кілька факторів: судинна мережа (артерії та вени, лімфатична система), рівень метаболізму в органах та теплопровідність шкіри.

ІЧ-термометри дозволяють безконтактно виміряти температуру тіла. В основі лежить принцип зміни потужності теплового випромінювання об'єкта в діапазонах ІЧ-випромінювання. Перший портативний пірометр був розроблений

і виготовлений американською компанією Wahl Instruments Inc в 1967 [18]. В даний час широко застосовується в медичному співтоваристві для швидкого визначення температури тіла людини, а також у промисловості, де необхідно швидко визначити температуру [18, 19]. Порівняльна характеристика медичних термометрів представлена в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика термометрів

Тип термометра	Застосування	Температурний діапазон, °C	Похибка
Рідинний	медичне, побутове, промислове,	Ртуть від мінус 39 до 600 Сплави ртуті від мінус 60 до 120 Спирт від мінус 80 до 100	від 0 °C до 50 °C допустима похибка складає $\pm 0,5 \%$
Електронний	лабораторне	від мінус 270 до 1800	$\pm 0,5 \%$
Інфрачервоний		від мінус 100 до 3000	$\pm 0,5 \%$
НВЧ-термометр	медичне	від 32 до 38	$\pm 0,2 \%$
Акустотермометр	медичне	н/д	$\pm (0,3 - 0,1) \%$
МРТ-термометр	медичне	від 30 до 45	$\pm 0,2 \%$

Практично всі види термометрів мають максимально допустиму відносну похибку 0,5 %, що в межах температури вимірювання тіла людини становить близько $\pm 0,2 \text{ }^\circ\text{C}$. Але при некоректному використанні інфрачервоних термометрів похибка може досягати 2,5 °C.

В даний час, одночасно з вибуховим зростанням проникнення інформаційних технологій в практичну охорону здоров'я, термометрія залишається затребуваною як консервативний метод спостереження за здоров'ям, так і є сучасним діагностичним інструментом із застосуванням низки актуальних рішень, серед яких можна виділити: дистанційне вимірювання температури, термометри, що носяться, інтернет медичних речей, телемедицину [20].

Ключовим методом дистанційного вимірювання температури зараз є ІЧТ, що реалізується в широкому діапазоні технологічних рішень – від недорогих з високою похибкою до високоточних, що вимагають високих витрат на виробництво. ІЧ-вимірювання температури може бути як самостійним методом медичної візуалізації, коли вимірювальний прилад створює карту температур на тілі людини, що досліджується, так і додатковим інструментом у складі

діагностичного комплексу [20]. Масове застосування дана технологія знайшла у 2020 – 2021 роках у зв'язку з високою ефективністю для безконтактної перевірки наявності у відвідувачів температурної реакції вірусної інфекції [21, 22]. Типовий програмно-апаратний комплекс дистанційної термометрії включає тепловізійний модуль, суміщений з відеокамерою, а також пристрої обробки, накопичення та демонстрації даних [23].

Найбільш показовим застосуванням дистанційної термометрії стало розміщення на входах у суспільні простори безконтактних вимірювальних приладів для протистояння поширенню інфекції SARS-CoV-2, оскільки вимірювання температури тіла є одним із ключових діагностичних маркерів захворювання [24]. Тим не менш, незважаючи на ефективність швидкості та безпеки діагностики, пристрої дистанційної термометрії не можуть вважатися універсальним рішенням, так як висока швидкість діагностики поєднується з низкою недоліків, таких як вартість обладнання і точність вимірювання.

Неінвазійне діагностування захворювань внутрішніх органів у контролі за перебігом захворювання у людей, які перебувають на реабілітації в домашніх умовах, може (і повинно) стати частиною системи контролю за показниками стану здоров'я [20]. Для здорових людей термометрія є також важливим індикатором фізіологічного стану, особливо в контексті довгострокового спостереження. Відомості про температуру організму є невід'ємним індикатором. При цьому інформаційні технології формують нові рішення щодо доставки, накопичення, маршрутизації, використання, аналізу даних [25].

На відміну від більшості методів обстеження, що застосовуються в сучасній медицині, інфрачервоне тепlobачення задовольняє критеріям діагностичних методів, які можуть застосовуватися для цілей профілактичного обстеження. У цьому випадку враховується безпека для здоров'я пацієнта, оскільки апарати лише реєструють теплове випромінювання від поверхні тіла пацієнта, не випромінюючи; обстеження абсолютно нешкідливе, дистанційне, неінвазійне. Жоден із існуючих сьогодні діагностичних методів немає такої широти діагностичного діапазону, можливості виявлення відразу багатьох груп

захворювань. Висока інформативність – достовірність тепловізійної діагностики при деяких захворюваннях наближається до 100 %, а загалом становить для первинних обстежень величину близько 80 % [17, 19]. Важливо відзначити також низьку вартість обстеження, швидкість і простоту виконання, можливість застосування тепловізора для цілей експрес-діагностики великих груп населення. Підготовка пацієнта до тепловізійного обстеження не вимагає проведення спеціальних заходів і займає короткий проміжок часу. Результати обстеження відображаються в режимі реального часу на моніторі комп'ютера, є динамічним зображенням терморельєфу шкірних покривів з реєстрацією цифрових точних показників шкірної температури, в обов'язковому порядку записуються і архівуються.

1.3 Метрологічне забезпечення результатів теплового контролю

Точність результатів теплового контролю визначається сукупністю метрологічних характеристик використовуваного обладнання та умовами виконання вимірювань. Виділяють такі основні фактори, що впливають на результати неконтактного вимірювання температури [14, 26 - 28]:

- інструментальна похибка пірометра (тепловізору);
- випромінююча здатність об'єкта вимірювання;
- пропускання атмосфери.

Відповідність інструментальної похибки встановленим вимогам підтверджується метрологічною повіркою, яка виконується через встановлений інтервал. Перевірка здійснюється відповідно до державної повірочної схеми [29] та затверджених методик. Засоби та методи перевірки загальновідомі. Періодично в публікаціях виникають ті чи інші питання, що стосуються метрологічного забезпечення та повірки пірометрів [30 – 35], проте в цілому результати повірки у фахівців теплового контролю сумнівів не викликають.

Вплив пропускання атмосфери враховується або у процесі вимірювань або після закінчення. Для корекції показань програмне забезпечення дорогих

тепловізорів включає різні моделі атмосфери [14, 35] або передбачає облік попередньо розрахованого пропускання.

При перевірці метрологічних характеристик пірометрів і тепловізорів відстань до АЧТ зазвичай становить від 0,25 м до 1 м, в окремих випадках досягає 3 м. Поглинання атмосфери традиційно вважається зневажливо малим і не враховується. Тільки в роботі [36] наголошується на необхідності урахування пропускання атмосфери при калібруванні тепловізорів, проте докладний аналіз впливу пропускання атмосфери на результати повірки та калібрування відсутня.

З формальної точки зору, необхідність оцінки достовірності результатів перевірки, вироблення заходів щодо її підвищення обумовлена вимогами концепції ризик-орієнтованого мислення, що вводиться стандартами [37, 38, 39]. На необхідність розробки нових, більш ефективних, тобто, що забезпечують максимальну достовірність результату при мінімальних витратах, метод перевірки також зазначено у ДСТУ 3400 [40].

1.4 Висновки з розділу

З викладеного випливає, що для забезпечення високої якості теплового контролю слід оцінити достовірність результатів перевірки, що забезпечується існуючими методиками. Враховуючи, що в основі неконтактного вимірювання температури лежить досить складний принцип, завдання слід розглядати не тільки в метрологічній, але і в теплофізичній площині.

Дистанційні методи збору та обробки сприяють інтеграції та аналізу великої кількості даних. Пандемія, викликана новим коронавірусом SARS-CoV-2, наголосила на особливій важливості вимірювання температури тіла як одного з основних діагностичних маркерів інфекції. Попри те що, дослідження теми термометрії нечисленні, потреба у цьому методі зростає. Розробка еталонного термометра є основною перспективою цього десятиліття.

2 СКРИНІНГ ТЕМПЕРАТУРИ ТІЛА ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ІНФРАЧЕРВОНОЇ ТЕРМОГРАФІЇ

Термографія має великий потенціал і може стати опорним дослідженням у запобіганні епідемії, але тільки при правильному її використанні. Відсутність основних положень щодо використання та аналізу даних, отриманих за допомогою термографії, часто призводить до невірних результатів. У дослідженні надано інформацію про переваги та недоліки ІЧТ, про розміщення тепловізорів для оптимального збору даних, а також про цільові області тіла для скринінгу. Пандемія грипу – це епідемія вірусу, яка поширюється у всьому світі та вражає значну частину населення. З 2019 року також відзначається кілька спалахів covid. Опитування Walgreens відзначило, що 80 % працівників йдуть на роботу, знаючи, що вони хворі. Офіційно це основна причина поширення захворювання. Одним з дієвих методів є контроль і подальше усунення від роботи співробітників, що вже хворіють.

2.1 Розуміння переваг та недоліків тепловізійного сканування хворих людей

Під час скринінгу підвищеної температури за допомогою термографії необхідно пам'ятати про змінні, що впливають на точність інфрачервоної системи. До таких змінних відносять людський фактор, вплив навколишнього середовища, а також змінні обладнання.

Оскільки тепловий пристрій вимірює температуру шкіри, а не тіла, важливо, щоб тепловізори могли ідентифікувати лихоманку. Мінімізація кількості хибнопозитивних та хибнонегативних випадків підвищує ефективність перевірочних пунктів. Хибнонегативних результатів слід уникати будь-якою ціною, оскільки пропуск інфікованої людини в процесі скринінгу може призвести до потенційно катастрофічних результатів.

Розглянемо найголовніші фактори, що впливають на отриманий результат.

1) Людський фактор

Перебіг типової лихоманки можна поділити на три етапи:

1. Початок – це коли починається підвищення температури. На цій стадії розвитку захворювання значення температури може бути не підвищеним та не виявлятися тепловізорами.

2. Перебіг хвороби – найчастіше найтриваліший етап. На цьому етапі лихоманка проявляється найактивніше.

3. Етап спаду температури відбувається поступово чи раптово, але найчастіше, у даній стадії патоген грипу вже неактивний.

Інкубаційний період грипу становить мінімум два дні, залежно від штаму. Найчастіше, до прояву симптомів, людина заразна протягом 24 годин.

2) Чинники довкілля

Оскільки масовий скринінг зазвичай проводиться на великій території з інтенсивним рухом, однією з найбільших проблем є довкілля на контрольованій ділянці. Для отримання достовірних даних, ISO [41] рекомендує використання апаратури при температурі від 18 °C до 24 °C.

3) Обладнання

Не все обладнання відповідає стандарту та може забезпечити точні показники температур. Існує поняття шумової різниці температури – NETD, що тісно пов'язане з температурною чутливістю. Щоб уникнути теплового шуму, рівень NETD повинен бути на рівні 0,1 °C. Але сьогодні ми очікуємо на 50 мК з можливістю виявлення різниці температур 0,05 °C. Ідеальний спектральний діапазон становить від 7,5 мкм до 13 мкм.

Крім того, існує ряд технічних рекомендацій: пристрій повинен виконувати самокорекцію (NUC) і працювати умовно в реальному часі для швидкого і точного скринінгу. Переважна більшість відповідних теплових пристроїв на ринку є технологією мікроболометра Focal Plane Array, яка забезпечує роздільну здатність 320 × 240 або 640 × 480 з 30-60 кадрами за секунду.

2.2 Функціональні вимоги для ефективного скринінгу за допомогою термографії

Міжнародна організація стандартизації опублікувала стандарт або нормативний документ ISO/TR 13154 з інструкціями з експлуатації та впровадження для ефективного скринінгу за допомогою термографії [41].

Функціональні вимоги ISO:

- виявлення інфрачервоного випромінювання, що випускається обличчям, принаймні, в діапазоні від 30 °C до 40 °C;
- отримання показання $T_{\text{шкіри}}$ від цільового сегменту (між очима);
- порівняння цього значення температури з пороговим значенням, для визначення, чи лихоманить людина;
- наявність ізотермічного кольорового дисплея для візуальної інтерпретації та швидкої ідентифікації мети;
- екрануюча термограма має бути забезпечена як мінімум одним режимом кольорного картування, де кольори йдуть по порядку видимого спектру – синій колір холодніший, а червоний гарячіший;
- відображення дати та часу, коли було отримано зображення;
- відображення значень граничної температури;
- створення термограми обличчя.
- наявність сигналу тривоги, який включається, коли перехідна температура була перевищена в цільовому сегменті.

Ручні сканери, які часто показують у новинах, не відповідають всім вимогам ISO [41].

Організм людини є майже ідеальним джерелом випромінюваного тепла/енергії, але температура від голови до ніг може коливатися в межах 8 °C у здорової людини – голова зазвичай найгарячіша, а ноги – найхолодніші.

Діапазони у внутрішніх (базальних) температурах:

- температура може підвищуватись або знижуватися на (1 – 2) °C протягом дня;

- нормальна температура, що вимірюється орально (у роті), у здорової дорослої людини становить близько 37 °С;
- для людей старше 70 нормальне значення температури – 36 °С;
- температура вище 38 °С вказує на жар, який у медичних термінах називається гіпертермія;
- температури між 37,2 °С та 38 °С називаються субфебрильною температурою;
- температура між 38 °С та 41 °С називається гіпертермією;
- температура між 41 °С і 43 °С є серйозною;
- температура вище 43 °С зазвичай є смертельною.

Температура поверхні тіла зазвичай нижча від базальної в межах від 1 °С до 1,3 °С.

Цільова область (цільовий сегмент термографії) – це область слізного каналу – внутрішня частина очей.

Оскільки термографія вимірює $T_{\text{шкіри}}$, єдиними можливостями отримання точних даних є вимірювання температури у таких областях:

1. Вушний канал (барабанна перетинка) – одне з найкращих місць, але цей варіант не підходить для термографії.

2. Внутрішня частина ока – ідеальна область для вимірювання $T_{\text{шкіри}}$. Стабільна та зручна область для вимірювання складає всього (5 – 6) мм.

Для точності вимірювань, обличчя не повинно бути закрито волоссям, окулярами та іншими предметами.

При вимірюванні температури за допомогою термографа здорова людина буде показувати температуру в діапазоні від 35 °С до 36,5 °С.

Важливою умовою використання термографа при масовому контролі температури є відсутність перешкоди руху людського потоку і транспорту. При монтажі слід також враховувати рекомендації ISO [41]:

1. Камеру необхідно розташовувати таким чином, щоб вона була безпосередньо перед обличчям людей, отже необхідно враховувати різницю у рості.

2. Щоб отримати точне вимірювання, людина повинна знаходитись на відстані не більше 122 см (4 футів) від камери з матрицею 320×240 пікселів та не більше 304 см (10 футів) від камери з матрицею 640×480 пікселів.

3. Люди повинні мати можливість зупинитись на кілька секунд і подивитися в камеру.

4. Область позаду сканованої людини має бути вільною від артефактів, включаючи інших людей.

5. Місце проведення скринінгу для підвищення температури тіла має супроводжуватися спеціалістом. У разі виявлення сканером підвищеної температури фахівець повинен провести повторну перевірку вушним термометром. Подальше обстеження має проводитись відділено та кваліфікованим медичним працівником.

6. Наявність окремої карантинної зони.

На жаль, впровадження протоколів скринінгу відкладається доти, доки не виникне надзвичайна ситуація. Існують масові сумніви щодо інвестування в обладнання, яке вважається марним за відсутності пандемії. Це робить оптимальне планування дуже важким. Хоча скринінг в аеропортах, лікарнях та інших громадських установах пропонує безконтактне рішення в періоди можливої пандемії, було б набагато ефективніше використовувати термографи для регулярного скринінгу працівників установ при вході на робоче місце. Це буде значною економічною перевагою.

2.3 Класифікація факторів, що впливають на використання інфрачервоної термографії

Інфрачервона термографія – безпечний, неінвазивний і недорогий метод [42]. Оскільки інфрачервоні камери генерують теплові зображення електромагнітними хвилями, слід враховувати, що для створення зображень застосовні закони оптики [43]. Так само, оскільки джерелом інфрачервоного

випромінювання є теплова енергія, температура та теплообмін, необхідно згадати та описати закони термодинаміки [44].

Робота з ІЧТ вимагає врахування багатьох факторів, які можуть впливати як на оцінку, так і на інтерпретацію теплових зображень [45]. Спроба контролювати таку велику кількість факторів може здатися неможливою, але просте знайомство з цими факторами є важливим кроком у багатьох випадках. Тому метою роботи стало – визначити і запропонувати класифікацію факторів, що впливають на точність застосування ІЧТ у людини.

Ці фактори будуть поділені на три основні групи (рисунок 2.1):

- Фактори навколишнього середовища: чинники, пов'язані з місцем проведення оцінки.
- Індивідуальні фактори: ті, що пов'язані з оцінюваним суб'єктом та його особистими характеристиками, які можуть впливати на температуру шкіри. Ці чинники можна поділити на внутрішні та зовнішні.
- Технічні фактори: фактори, пов'язані з обладнанням, яке використовується під час оцінки ІЧТ.

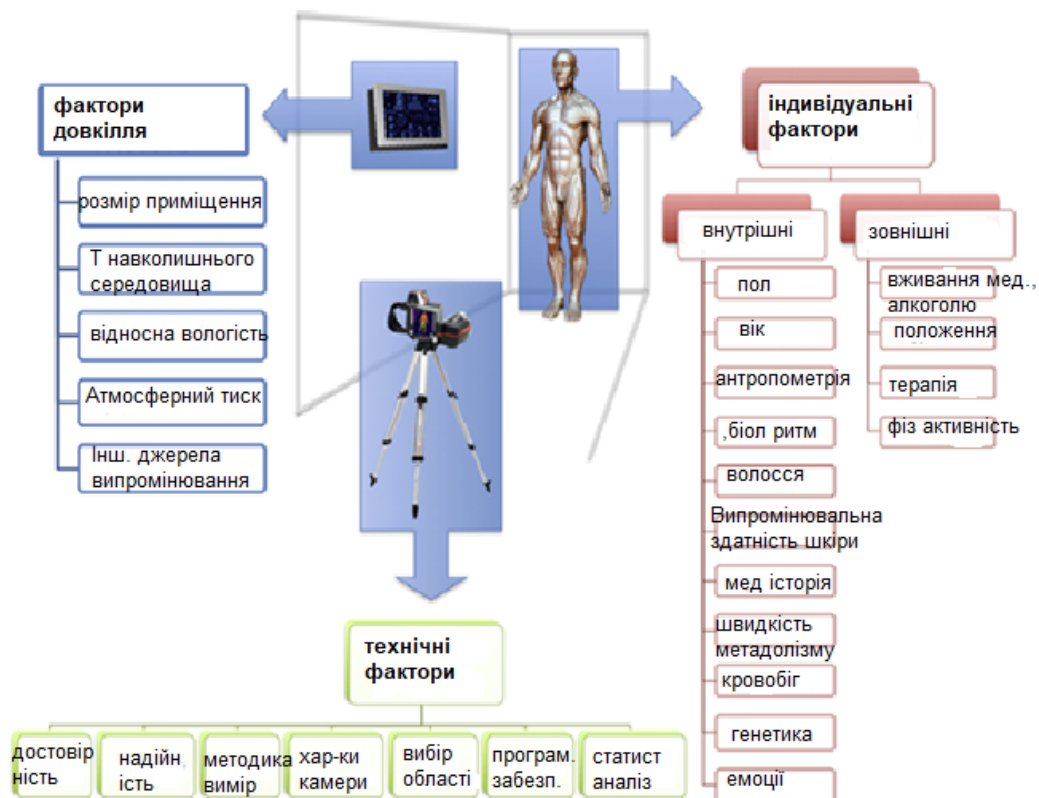


Рисунок 2.1 Подання класифікації факторів, пов'язаних з ІЧТ у людини

2.3.1 Фактори навколишнього середовища

Перша група факторів пов'язана з природними характеристиками середовища, в якому проводиться оцінка ІЧТ. Фактори навколишнього середовища дуже важливі і більш контрольовані.

Розмір приміщення. Кімната повинна бути достатньо великою для розміщення обладнання для оцінки та пацієнта, а також для підтримки однорідної температури у всій кімнаті. Мінімальний розмір кімнати, що рекомендується, становить 2 x 3 м, але бажана кімната більшого розміру [46]. Також не рекомендуються приміщення з високими стелями через складність підтримки однорідної температури у приміщенні, що може впливати на точність.

Температура навколишнього середовища. Температура навколишнього середовища дуже важлива для більшості застосувань ІЧТ людини [47, 48]. У більшості досліджень пропонується діапазон температур від 18 °С до 25 °С (таблиця 2.1), оскільки суб'єкт, ймовірно, буде тремтіти при більш низьких температурах і потіти при більш високих температурах [49].

Деякі автори описують зміни T тіла людини при різних температурах навколишнього середовища [50, 51, 52]. Зокрема, Рінг та Аммер [53] пояснили, що ідеальна температура навколишнього середовища залежить від мети обстеження. Для оцінки стану кінцівок рекомендується більш висока температура навколишнього середовища (від 22 °С до 24 °С). Це пов'язано із впливом симпатичної нервової системи та тенденцією кінцівок до зниження T шкіри людини при низьких температурах доквілля. Навпаки, запальні ураження легко локалізуються у прохолодних умовах (нижче 20 °С) [54]. Гараджола і Джані [55] описали 21 °С як ідеальну температуру навколишнього середовища, оскільки це температура, за якої значення ІЧ-випромінювання шкіри найвищі.

Проте є дослідження ІЧТ, в яких було описано сильну кореляцію між температурою шкіри та навколишнього середовища, що призвело до можливості нормалізації T шкіри за допомогою формули регресії незалежно від температури навколишнього середовища [67].

Таблиця 2.1 – Похибка у вимірюванні температури шкіри при використанні ІЧТ

Автор	Кількість досліджень	Область дослідження	Похибка або невизначеність
Barnes [56]	100	Груди	$> 1 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Feldman and Nickoloff [57]	100	Різні	$> 1 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Uematsu [58]	32	Коліно	$0,24 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Uematsu et al. [60]	90	Лоб, нога і стопа	від $0,18 (\pm 0,18) \text{ }^{\circ}\text{C}$ до $0,38 (\pm 0,31) \text{ }^{\circ}\text{C}$
Ring [42, 53]	150	Ноги	від $0,17 (\pm 0,16) \text{ }^{\circ}\text{C}$ до $0,28 (\pm 0,22) \text{ }^{\circ}\text{C}$
BenEliyahu [59]	70	Коліно	$0,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Zhu and Xin [61]	233	Різні	від $0,6 \text{ }^{\circ}\text{C}$ до $1,8 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Niu et al. [62]	57	Різні	від $0,2 \text{ }^{\circ}\text{C}$ до $0,5 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Hildebrandt and Raschner [63]	10	Коліно	$0,1 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Vardasca et al. [64]	39	Різні	$0,4 \pm 0,3 \text{ }^{\circ}\text{C}$
Bouzas Marins et al. [65]	100	Ноги	$< 0,2 \text{ }^{\circ}\text{C}$

Ці результати аналогічні тим, що дає математична модель, розроблена Денгом і Лю [68], і узгоджуються з результатами експерименту Паско та Фішера [51], в яких спостерігалось збільшення $T_{\text{шкіри}}$ пропорційно до збільшення температури навколишнього середовища [68].

Ще одним фактором, пов'язаним із температурою навколишнього середовища, є період акліматизації або врівноважування (таблиця 2.2). Час, необхідний для досягнення адекватної стабільності T шкіри, становить приблизно 15 хвилин [68]. Тим не менш, у літературі при використанні ІЧТ використовуються різні періоди врівноваження: від 10 хвилин [12], 15 хвилин [69], 20 хвилин [70, 71] до 30 хвилин [72] або навіть 60 хвилин. [73]. Через відсутність консенсусу Fisher et al. [50] провели дослідження, що показує, що 15-хвилинної акліматизації недостатньо. Незважаючи на ці дані, Рой та його

команда [74] рекомендують проводити акліматизацію протягом мінімального 8-хвилинного періоду.

Таблиця 2.2 – Експериментальні умови, використані кількома авторами (на основі [75]).

Автори	Експериментальні умови	
	Температура навколишнього середовища (°C)	Акліматизація (хв)
Chudecka and Lubkowska	25	20
Akimov and Son'kin	від 21 до 22	10
Kolosovas-Machuca and Gonzalez	22 ± 1	15
Bagavathiappan et al.	25	5
Merla et al.	від 23 до 24	20
Hildebrandt et al.	21,5 до 22,3	20
Bouzida et al.	24 ± 2	10
Savastano et al.	$23,1 \pm 0,2$	20
Zaproudina et al.	від 23 до 25	15
IACT	від 18 до 23	15
Ammer	24	15
Ring and Ammer	від 18 до 25	від 10 до 30
Gratt and Anbar	від 21 до 23	15
Uematsu et al.	від 23 до 26	20
Devereaux et al.	$20,5 \pm 0,5$	15
Nickoloff	20	10
Gershon-Cohen and Haberman	24	15
Branemark et al.	від 18 до 20	від 15 до 20

Недавнє дослідження Bouzas Marins та співробітників [76] безпосередньо проаналізувало оптимальний час акліматизації для оцінки ІЧТ у людей. Вони дійшли висновку, що оптимальний період варіюється у юнаків та дівчат, але мінімальний період акліматизації має становити 10 хвилин.

Відносна вологість. Раніше було описано вплив відносної вологості (ВВ) на шкіру [77]. Хоча резус фактор зазвичай згадується в дослідженнях ІЧТ у

людей, автори рідко приводили обґрунтування для контролю цього параметра. ІАСТ рекомендує контролювати вологість [68], а Amalu та ін. [78] вказали, що слід контролювати відносну вологість, щоб запобігти ознобу або пітливості; однак у жодному з цих досліджень не вказаний діапазон. У літературі більшість досліджень проводилося за відносної вологості від 40 % до 70 % [69, 71, 79].

Відносна вологість може впливати на оцінку ІЧТ двома способами: по-перше, частинки пари мають (мінімальну) здатність випускати інфрачервоне випромінювання [68]; по-друге, є пряме вплив відносної вологості на $T_{\text{шкіри}}$.

Атмака і Йігіт [80] досліджували вплив відносної вологості на температуру шкіри і продемонстрували, що відносна вологість не значно впливала на температуру шкіри, якщо температура навколишнього середовища підтримувалася в межах прийняттого діапазону теплового комфорту. Необхідно провести подальші дослідження ізольованого впливу вологості на $T_{\text{шкіри}}$ для визначення певного діапазону та опису специфічних реакцій шкіри на різні рівні відносної вологості.

Атмосферний тиск. Незважаючи на те, що він пов'язаний з температурою навколишнього середовища та відотною вологістю, у більшості джерел атмосферний тиск часто ігнорується. Гомес Кармона [66] досліджував кореляцію між цими трьома факторами та $T_{\text{шкіри}}$ (виміряною за допомогою ІЧТ), визначивши температуру навколишнього середовища як найбільш значущий фактор ($r = 0,96$) та вологість як менш значущий фактор ($r = 0,65$). Дивно, але автори спостерігали значний вплив атмосферного тиску на $T_{\text{шкіри}}$ ($r = 0,54$) на 730 проаналізованих ІЧТ-зображень. Необхідні подальші дослідження, щоб визначити ідеальний діапазон атмосферного тиску, за якого можна оцінювати людей за допомогою ІЧТ.

Джерела випромінювання. Як потенційні джерела випромінювання можна згадати: падаючу блискавку, наявність вікон (штори), потоки повітря, опалення, водопровідні труби, теплове відбиття стін. Забезпечення фону з матеріалів, що не відбивають також дуже важливо для уникнення похибки від додаткових джерел випромінювання.

2.3.2 Індивідуальні фактори

Кількість факторів, що впливають на людину, настільки велика, а самі фактори настільки складні, що спроба контролювати їх усі часи неможлива.

Пропонуємо поділ усередині цієї групи: 1) фактори, які називаються «внутрішніми» факторами, що охоплюють природу чи довгостроковий стан людини; 2) «зовнішні» фактори, тимчасові та зовнішні, які зазвичай пов'язані з особистими звичками чи повсякденною діяльністю суб'єктів.

При оцінці людини за допомогою ІЧТ рекомендуємо враховувати всі фактори, наведені нижче. Деякі з цих факторів очевидні, наприклад, стать, вологість шкіри або густота волосся. Проте є й менш очевидні чинники, період акліматизації може бути ідеальним моментом їхнього вивчення, заповнення анкети.

Пол може впливати на розподіл $T_{\text{шкіри}}$ [81]. У жінок були продемонстровані більш високі температури барабанної перетинки через зовнішній слуховий прохід, а також більш високі $T_{\text{шкіри}}$ у верхній частині тіла [82]. Швидкість метаболізму також відіграє важливу роль у поясненні гендерних відмінностей у $T_{\text{шкіри}}$.

Здається очевидним зв'язок температура та віку. Зниження температури з віком може бути пов'язано з більш низькою швидкістю обміну речовин і зниженою здатністю розсіювати тепло [83].

Антропометрія. Ріст. Є припущення, що втрата тепла пропорційного градієнта між шкірою і навколишнім середовищем і площею поверхні, доступної для теплообміну і, таким чином, високе відношення поверхні тіла до маси забезпечує найбільшу площу поверхні тепловіддачі по відношенню до обсягу теплопродукції. Однак ні одне дослідження не зв'язало зростання в сантиметрах з картиною $T_{\text{шкіри}}$.

Маса. Вага безпосередньо пов'язана із ростом та іншими параметрами, такими як індекс маси тіла (ІМТ). Найбільш значущим фактором, пов'язаним із вагою, може бути підшкірний жир. Теплоізоляційні властивості жирової тканини вважаються одним із найважливіших факторів, що впливають на індивідуальні

теплові характеристики. Відмінності у $T_{\text{шкіри}}$ у різних людей можуть бути пов'язані з відмінностями у товщині жиру. Продемонстровано зворотний зв'язок між жировими відкладеннями та $T_{\text{шкіри}}$, але тільки у певних областях тіла [84, 85].

Добовий ритм та його вплив на температуру тіла широко досліджені та описані [85]. Рінг також зробив свій внесок, підкресливши, що стабільніший час для оцінки $T_{\text{шкіри}}$ – до 12 години дня, а пік $T_{\text{шкіри}}$ припадає на 18 годин.

Щільність волосся. Ряд дослідників описали нижчі значення температури на ділянках тіла з волоссям. Дивно, але ніякі посібники, протоколи чи дослідження не аналізували відмінності в $T_{\text{шкіри}}$ між покритим волоссям та безволосими поверхнями. Тільки автори [86] згадали, що учасників дослідження попросили видалити волосся на тілі за 5 - 6 днів для найточніших теплових показань.

Медична історія. Шкіра людини є природним захистом тіла, свого роду біологічним щитом, який захищає нас від небезпек навколишнього середовища. В ідеальному світі наша шкіра повинна підтримувати постійний температурний режим з часом, з метою підтримки теплового балансу тіла. Однак, продовжуючи аналогію зі щитом, довічна дія багатьох зовнішніх факторів (наприклад, сонячного випромінювання або шрамів) залишає свої сліди на шкірі людини, порушуючи та змінюючи тепловий режим, що може вплинути на правильну інтерпретацію термографічного зображення.

Опубліковано безліч досліджень, присвячених термічним реакціям $T_{\text{шкіри}}$ на травми, захворювання чи рани. Підвищена температура шкіри може викликати запалення або будь-який інший процес, що призводить до посилення шкірного кровотоку: інфекції, травми, переломи кінцівок, артрит, гострі м'язові травми, хірургічні втручання, тромбоз глибоких вен, пошкодження нервів, опіки.

Швидкість обміну речовин. $T_{\text{шкіри}}$ є результатом теплового балансу, який створюється метаболізмом і втратою тепла за допомогою теплопровідності, вимушеної та природної конвекції, потовиділення та видиху. Отже, вплив метаболізму на $T_{\text{шкіри}}$ дуже важливий, але важко піддається вивченню.

Кровообіг шкіри. Шкірний кровотік описується як важливий фактор

теплообміну, поряд з іншими факторами, включаючи швидкість метаболізму та підшкірну жирову тканину. Отже, зв'язок між $T_{\text{шкіри}}$ та шкірним кровотоком прямий, і його слід вивчати як один з основних факторів, що впливають на ІЧТ.

Генетика. Еволюція людини відзначена генетичними адаптаціями до довкілля. У всьому світі описано тридцять одну кліматичну зону, і люди мають фізіологічні та морфологічні відмінності у відповідь на умови середовища.

Емоції – ще один дивовижний фактор, що впливає на $T_{\text{шкіри}}$. Хоча це звучить дивно, температура шкіри змінюється залежно від настрою.

У цьому ключі було проведено деякі дослідження, які виявили цікаву здатність ідентифікувати людські почуття. Дженкінс та співробітники [87] виміряли $T_{\text{шкіри}}$ чола і виявили сильну позитивну кореляцію між ІЧТ, показаннями електроенцефалограми та оцінками емоційного самозвіту. Янну та його команда [88] опублікували вражаючий огляд, що описує теплову реакцію в різних сферах інтересу при переживанні різних емоцій (таблиця 2.3).

Таблиця 2.3 – Теплові варіації шкіри в розглянутих зонах, що представляють інтерес, через емоції [88].

Зона	Емоції								
	стрес	страх	збентеження	переляк	сексуальне/ тривожне збудження	радість	біль	вина	невдоволення
ніс	↓	↓			↑	↓		↓	
щоки				↓					↑
над очна зона				↑		↑			
лоб	↓	↓			↑	↑	↓		↑
щелепа	↓	↓		↓			↓	↓	
шийна зона				↑					
пальці / долоня		↓					↓		
губи/рот			↑		↑				

Згідно із запропонованою класифікацією, зовнішніми факторами вважаються ті, які впливають на температуру шкіри людини протягом певного періоду часу, причому більшість із них є зовнішніми факторами. Враховуючи великий перелік зовнішніх факторів, вони поділяються за основними характеристиками: (а) фактори, які можуть бути пов'язані з прийомом препаратів внутрішньо і впливають на шкіру; (б) ті, що можна наносити безпосередньо на шкіру; (в) ті фактори, що пов'язані з терапією шкіри; або (г) фактори, що стосуються фізичної активності.

Медикаментозне лікування чи ліки. Часто рекомендується уникати використання ліків до термографічної оцінки, проте конкретного списку ліків, що впливають на шкіру, немає. Деякі ліки діють на гіпоталамус та інші мозкові центри, які беруть участь у контролі терморегуляторної системи організму.

Алкоголь. Вживання алкоголю пов'язано із збільшенням $T_{\text{шкіри}}$ через посилення шкірного кровотоку. Юїнг та ін. [89] першими проілюстрували цей факт за допомогою ІЧТ; це дослідження, в якому описано декілька факторів, що потенційно впливають, також показано, що вживання алкоголю призводить до «загального підвищення температури і більш дифузного теплового візерунка». Алкоголь розширює кровоносні судини, викликає почервоніння та підвищує температуру шкіри. На руках максимальне підвищення температури становило $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ через 15 хвилин після вживання алкоголю.

Тютюн. На відміну від більшості факторів, що впливають на шкіру, вплив куріння широко вивчався. Добре відома судинозвужувальна дія нікотину на шкіру і, отже, зниження температури. Результати показали зниження температури від $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $3,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ в кінцівках. Юїнг та ін. [89] описали зниження температури грудей на $3\text{ }^{\circ}\text{C}$ під час куріння.

Стимулятори. Тому знання ефектів стимулятора, який присутній у каві, чаю та безалкогольних напоях, важливе для оцінки термограми.

Фізична активність. У цю групу можна виділити фактори, пов'язані з фізичною активністю та вправами, які, ймовірно, є одними з основних джерел гомеостатичних порушень в організмі людини [90, 91].

2.3.3 Технічні фактори

Остання група чинників пов'язана з устаткуванням. Використання ІЧТ значною мірою пов'язане з технологічними поліпшеннями у попередні десятиліття. Тим не менш, більш висока роздільна здатність, нові функції (такі як 3D ІЧТ) та чудова точність не означають, що технічні фактори мають менший вплив на належний збір даних ІЧТ людини.

Бернхем та ін. [92] продемонстрували, що шкірні інфрачервоні термометри мають добру достовірність ($r = 0,92$), але тільки Sherman та ін. [93] опублікували дослідження з валідації «відеотермографії», тобто ІЧТ.

У попередні десятиліття в ІЧТ було внесено кілька технічних поліпшень, включаючи кількість кадрів за секунду, роздільну здатність та вагу обладнання. Точність безпосередньо пов'язана з достовірністю ІЧТ, оскільки вона відноситься до того, наскільки теплові показання камери ІЧТ близькі до справжньої температури. Навіть якщо точність підвищилася, вимірювання на основі ІЧТ можуть відрізнитись від фактичної температури більш ніж на $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ (або 1%) (навіть у кращих камерах). Це не велика помилка в оцінці будівлі або промислового об'єкта. Однак, враховуючи, наскільки важлива точність вимірювання $T_{\text{шкіри}}$, низька точність може бути одним із найслабших місць ІЧТ.

Фауст та ін. [94] підтвердили, що майбутнє медицини пов'язане з системами комп'ютерної діагностики, і ІЧТ зарекомендувала себе як дієвий діагностичний інструмент. Проте дослідження його достовірності проводилися лише конкретних ситуацій: пневмоторакс, переломи та ін. [94].

У кількісних дослідженнях визначення надійності спрямовані на доказ узгодженості аналітичних методів або інструментів, наприклад, при визначенні того, чи ручна аналітична методологія дає однакові результати незалежно від спостерігача, який робить зображення ІЧТ. Відтворюваність більшою мірою пов'язана з сталістю результатів у часі, отриманих за допомогою іншої, але схожої процедури, тобто досліджується чи узгоджуються вимірювання $T_{\text{шкіри}}$ в реальному часі, а також через 5 с, 24 години (рисунок 2.2). Повторюваність пов'язані з узгодженістю результатів, отриманих після повторення однієї й тієї процедури.

Однак ці концепції часто змішуються в літературі, і надійність є концепцією, що найчастіше використовується для опису узгодженості вимірювань $T_{\text{шкіри}}$. Існують різні статистичні методи для дослідження надійності та відтворюваності. Коефіцієнт кореляції є найбільш часто використовуваним коефіцієнтом для опису узгодженості. На додаток до цієї двосторонньої змішаної моделі коефіцієнт варіації (CV) є ще одним корисним коефіцієнтом для демонстрації розкиду даних, але в сучасній літературі він використовується рідше.

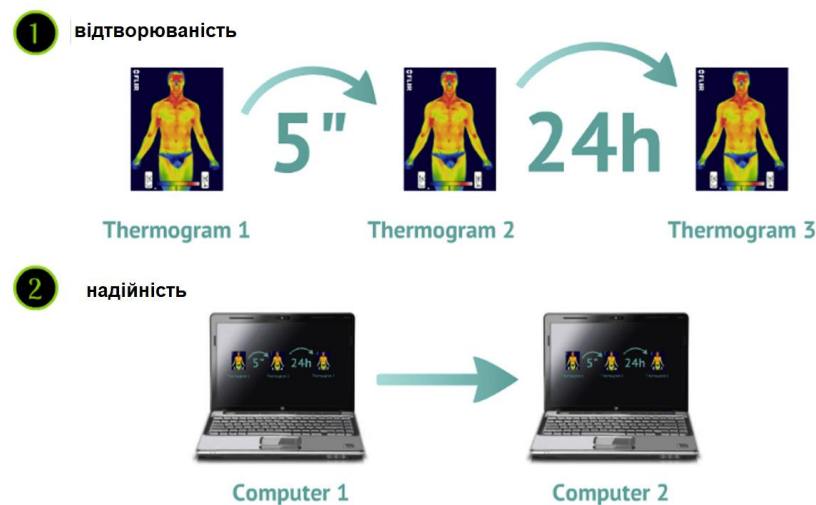


Рисунок 2.2 – Відображення різниці між надійністю та відтворюваністю при дослідженні

Надійність ІЧТ вивчалася у багатьох дослідженнях [95, 96]. У більшості цих досліджень коефіцієнт кореляції становив від 0,4 до 0,9 (таблиця 2.4). Fernandez-Cuevas [97] показав, що один із найкращих результатів (з коефіцієнтом кореляції 0,989), швидше за все, пояснюється використанням комп'ютерної інтерпретації. Хоча результати [97] не є ідеальними, але програмні рішення швидше та точніше аналізують ІЧТ-зображення, ніж ручні методи. Тому явно потрібні подальші дослідження щодо покращення програмного забезпечення.

Важливим способом покращення ІЧТ у людини та зведення до мінімуму потенційного впливу технічних факторів є використання стандартизованого протоколу [98]. Оскільки ІЧТ застосовується у медичному секторі, кілька організацій розробили та опублікували свої власні протоколи та посібники щодо забезпечення якості [99, 100].

Таблиця 2.4 – Коефіцієнт кореляції у деяких опублікованих дослідженнях про достовірність ІЧТ

Автор	технологія	зона	коефіцієнт кореляції
Plaughner et al. [104]	ІЧТ	спина	0,5 – 0,8
Oerlemans et al. [105]	ІЧТ термометр	руки	0,94
Ammer [106]	ІЧТ	рука	0,48 – 0,87
Huygen et al. [107]	ІЧТ	руки	0,78 – 0,86
Burnham et al. [108]	ІЧТ термометр	різні зони	0,97
Selfe et al. [109]	ІЧТ	коліно	0,82 – 0,97
Hart et al. [110]	ІЧТ сканер	хребет	> 0,75
Spalding et al. [111]	ІЧТ	зап'ястя	0,99
Gold et al. [112]	ІЧТ	руки	0,46 – 0,85
Hildebrandt and Raschner [113]	ІЧТ	коліно	0,75 – 0,85
McCoy et al. [114]	ІЧТ сканер	хребет	0,95 – 0,97
Pauling et al. [115]	ІЧТ	руки	0,83 – 0,96
Fernandez-Cuevas et al. [116]	ІЧТ	різні зони	0,989
Costa et al. [118]	ІЧТ	обличчя і шия	0,85 – 0,99
Fernandez-Cuevas [117]	ІЧТ	різні зони	0,68 – 0,99
Choi et al. [119]	ІЧТ	кінцівки	0,865
Rodrigues-Bigaton et al. [120]	ІЧТ	обличчя	0,84 – 0,87
Rossignoli et al. [121]	ІЧТ	різні зони	0,39 – 0,79

З великої кількості академій, асоціацій та товариств Європейська асоціація термолігів (ЄАТ) була однією з найактивніших у попередні роки у публікації досліджень, пов'язаних з ІЧТ. Важливо відзначити, що ЄАТ сприяла дослідженням групи з Університету Гламоргану, яка працювала над тим, щоб краще зрозуміти технічні фактори, що впливають на вимірювання ІЧТ, та

створити суворий протокол для зменшення помилок та підвищення точності та точності вимірювань температури [98 - 101]. Їхня робота узагальнена в Гламорганському протоколі [102].

Деякі автори вказують на важливість відстані між камерою та об'єктом [103]; однак у більшості досліджень використовуються різні відстані, які залежать від вимірюваної площі та оптичних характеристик камери.

Атмосфера передає власне випромінювання між тілом та камерою. Крім того, атмосфера пропускає більшу частину випромінювання від тіла, але також поглинає невелику частину вихідного випромінювання. Ця змінна коригується шляхом уведення відстані на ІЧ-камері (рисунок 2.3).

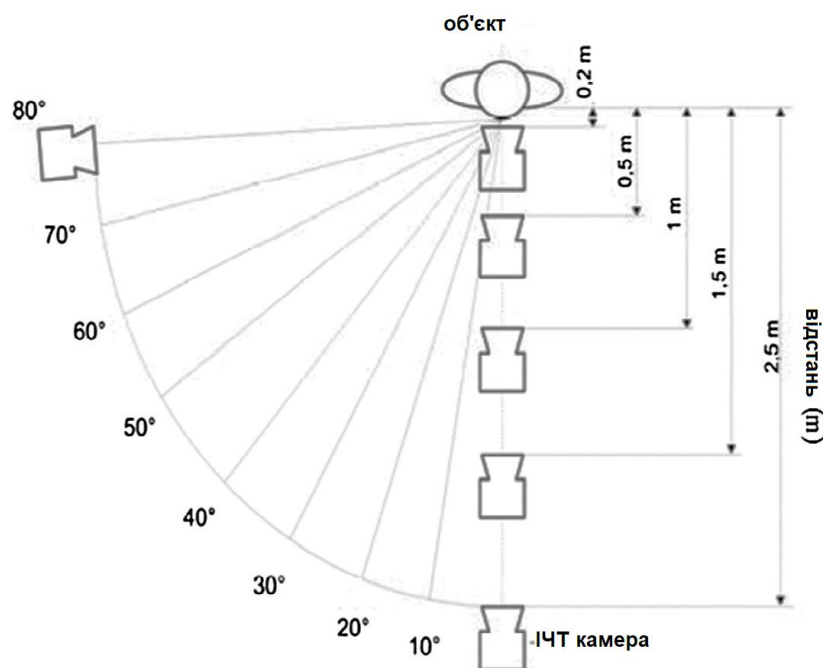


Рисунок 2.3 – Відображення різних відстаней і кутів для запису ІЧТ-зображень [122]

Аммер [123] виконав дослідження для опису впливу кількості пікселів (міра, пов'язана з розміром вимірюваної області та відстанню між камерою та об'єктом) на температуру, що реєструється тепловим датчиком. Автор дійшов висновку, що результати відрізнялися, коли розмір вимірюваної області відрізнявся на 100 % і більше при сильному впливі температури навколишнього

середовища.

Було висловлено припущення, що для отримання достовірних вимірювань відстань менша, ніж температура навколишнього середовища [122].

Фон. Використання однорідного та матового фону згадується в деяких дослідженнях [76], щоб допомогти уникнути відбиття від інших джерел світла або навіть випромінювання від об'єкта на задньому плані. Наскільки нам відомо, досліджень впливу різних типів фону та матеріалів на запис ІЧТ людини не проводилося.

Положення камери. Ще одним фактором, який може вплинути на зображення ІЧТ, є положення камери. Крім висоти, з якою використовується камера, основним фактором, який, ймовірно, вплине на запис ІЧТ, є кут, утворений полем зору камери на поверхні, що вимірюється. Дослідники [124] визначили, що помилки у вимірюванні температури поверхні малі для кутів спостереження до 90° . Декілька років тому Аммер [123] описав, що невеликі втрати починають відбуватися при кутах більше 30° і що втрата інформації стає критичною при кутах 60° і може призвести до неточних показань температури. Чен та ін. [125] пояснили у своєму дослідженні, що втрата інформації з-за кута зору заснована на законі Ламберта і може бути скоригована математично.

Однак видається, що перпендикулярний кут є найбільш бажаним варіантом для отримання більш точних показань, а кут більше 60° може призвести до критичної втрати інформації. З огляду на анатомічну структуру людського тіла нові методи, такі як тривимірне інфрачервоне випромінювання, можуть допомогти зменшити вплив кута огляду [126].

Особливості камери. Характеристики сучасних камер для ІЧТ непорівнянні з характеристиками попередніх поколінь.

Діапазон температури. ІЧТ-камери здатні визначати температури у певному діапазоні температур. Різноманітність областей застосування змусило виробників ІЧТ-камер збільшити діапазон температур від мінус 20°C до 3000°C . Наскільки нам відомо, жодне дослідження не визначало вплив використання різних температурних діапазонів для вимірювання одного і того ж об'єкта. Тим

не менш, через невеликий діапазон температур $T_{\text{шкіри}}$ людини (близько $9\text{ }^{\circ}\text{C}$) можна припустити, що більш широкий діапазон температур буде менш чутливим для вимірювання людини [127]. Тому ми припускаємо, що оптимізований температурний діапазон (приблизно $(20 - 50)\text{ }^{\circ}\text{C}$) дозволить максимально збільшити чутливість сенсора порівняно з ширшими діапазонами (наприклад, стандартними від мінус $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $120\text{ }^{\circ}\text{C}$ у камерах FLIR), що може спричинити втрату чутливості.

Роздільна здатність. Ще одна цікава особливість ІЧТ-камер пов'язана з їхньою роздільною здатністю. Враховуючи, що кожен піксель термограми представляє одне значення температури, більша кількість пікселів означає більше теплової інформації. В останні роки виробниками були розроблені камери з роздільною здатністю до 1280×1024 пікселів [101]. Ці камери можуть забезпечити вражаючі термограми, які в 12 разів кращі за мінімальну рекомендовану роздільну здатність (320×240).

Калібрування. Один з найважливіших моментів щодо продуктивності ІЧТ-камер при роботі з людьми, пов'язаний з калібруванням. Через їхню потенційну помилку вимірювання $\pm (1 - 2)\%$ та зниження продуктивності після року використання деякі автори згадали про важливість контролю останньої дати калібрування виробника камери [99]. Інші автори вважають за краще уникати цієї потенційної помилки, використовуючи в термограмі постійне та відоме джерело температури (чорне тіло). Отримують еталонну температуру, щоб відкалібрувати камеру або принаймні дізнатися різницю між результатом вимірювання камери і відомим джерелом температури.

Програмного забезпечення. Як показали деякі автори, існують різні методи, алгоритми та програмне забезпечення для отримання остаточних даних про температуру з теплового зображення [128 – 132].

Пласманн та ін. [99] описав серію калібрувальних тестів з використанням чотирьох різних тепловізійних камер. Вони отримали різні теплові результати вимірювання одного й того самого об'єкта. Це можна пояснити дрейфом калібрування, а також різними алгоритмами обробки зображень. Тому важливо

знати програмне забезпечення для вимірювань, що використовується, а також методи обробки зображень і формати теплових зображень, оскільки вони можуть вплинути на результати тепловізійних вимірювань.

Vardasca та співробітники [133] описали характеристики більшості програмного забезпечення для аналізу ІЧТ, представленого на ринку. Деякі з них використовують різні процедури для отримання теплових даних, і більшість з них, як і камери ІЧТ, не були призначені для використання спеціально з людьми. Виробникам, дослідникам та медичним працівникам слід докласти більше зусиль для визначення загального методу медичної тепловізійної візуалізації. На загальну думку, майбутнє програмне забезпечення та камери ІЧТ повинні бути розроблені спеціально для застосування на людях зі стандартними методами обробки, які спрощують використання ІЧТ незалежно від виробника або програмного забезпечення, що використовується. Крім того, це посилить довіру до ІЧТ та поширення його використання у додатках, які використовуються людьми.

Статистичний аналіз. Нарешті, ще один важливий фактор, який зазвичай ігнорується, ґрунтується на аналізі даних ІЧТ. Більшість авторів використовували усереднені температури для вираження своїх результатів. Це логічно, враховуючи, що ці значення є середньою температурою шкіри області дослідження. Тим не менш, середні значення можуть іноді мати помилки, якщо ділянки тіла відстежуються вручну. Коли області дослідження вибираються вручну, вони можуть містити певні пікселі фону або меж області, які можуть мати нижчі значення температури. Таким чином, середня температура буде нижчою від фактичного значення. У цих випадках рішенням може бути використання максимальних температур.

Інші автори, такі як Вайнер [132], використовували гістограми для представлення розподілу даних та виявлення можливих помилок. Ден і Лю [67] запропонували математичне моделювання ІЧТ, що ґрунтується на статистичних принципах. Більшість зусиль зі стандартизації [106, 99, 01] ґрунтуються на зменшенні впливу неправильного аналізу даних ІЧТ.

2.4 Висновки з розділу

Відповідно до Міжнародних медико-санітарних правил (International health regulations, 2005) про події в галузі охорони здоров'я, що мають міжнародне значення, кожна країна зобов'язана забезпечити профілактику та контроль епідемічних випадків для запобігання поширенню захворювання через міжнародні кордони.

Кількість факторів, що впливають на температуру шкіри $T_{\text{шкіри}}$ у людини, надзвичайно велика. Неможливість контролю всіх цих факторів можна вважати одним із найслабших місць інфрачервоної термографії (ІЧТ). Тому в цьому дослідженні пропонується всебічна класифікація всіх цих факторів за трьома основними групами: фактори довкілля, індивідуальні та технічні фактори.

Потенціал і зростання інтересу до нових застосувань ІЧТ на людях вимагають зусиль: по-перше, для подальшого вивчення та визначення невстановленого впливу більшості факторів на температуру шкіри; і, по-друге, покращити цю класифікацію новими посиленнями та факторами.

Майже неможливо контролювати всі фактори, але лише глибше їхнє знання може допомогти нам уникнути їхнього впливу або, принаймні, дізнатися, наскільки вони важливі, та забезпечити правильне використання ІЧТ.

3 ІНФРАЧЕРВОНА ТЕРМОГРАФІЯ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ПІДВИЩЕНОЇ ТЕМПЕРАТУРИ ТІЛА: КЛІНІЧНА ТОЧНІСТЬ, КАЛІБРУВАННЯ ТА ОЦІНКА. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

3.1 Особливості роботи безконтактних інфрачервоних пристроїв для температурного скринінгу

Для вимірювання температури тіла людини було використано безконтактний інфрачервоний тепловізор медичний Uni-t UTi165K (від мінус 30 °C до 45 °C) (додаток А).

Тепловізор UNI-T UTi165K для вимірювання температури тіла. Можна налаштувати тепловізор на оповіщення про високу температуру на межі 37,3 °C, при вимірюванні температури $\geq 37,3$ °C індикатор і екран просигналізує про високу температуру. З цією функцією можна ефективно і швидко відстежити людей з підвищеною температурою (додаток А).

Передача зображень в реальному часі. Одна з важливих функцій тепловізора – передача зображення в режимі реального часу, для перегляду термограмм на комп'ютері, на великому екрані. Тепловізор призначений для пошуку та первинної діагностики людей із захворюваннями, що виявляються підвищеною температурою тіла.

Основними конструктивними елементами тепловізора є оптична система, система реєстрації, болометрична матриця для вимірювання температури, силовий блок, корпус. Для моделей з розширеними функціональними можливостями цей список може доповнити додаткове обладнання (лампа підсвітки, лазер, тощо). Принцип роботи пірометрів може ґрунтуватись на піро- (ємнісних) чи сегнетоелектричних (поляризаційних), фєроелектричних або ж болометричних (резистивних) технологіях – під дією інфрачервоного випромінювання у приймачі повинна змінюватись кількість носіїв, які в свою чергу впливають на електричні властивості матеріалу, зміни в яких фіксує електронна система пірометра.

Сучасні ж прилади працюють на основі багатоелементних (матричних) твердотільних FPA – FocalPlateArea – приймачів. Є два типи болометричних матриць – з охолодженням і без нього. Неохолоджувані ІЧ-датчики працюють при температурі навколишнього середовища і не потребують громіздких систем охолодження. Можуть бути додатково стабілізовані до температури середовища для зменшення шумів. На рисунку 3.1 представлено схему напівпровідникового болометра без охолодження на основі двох термісторів.

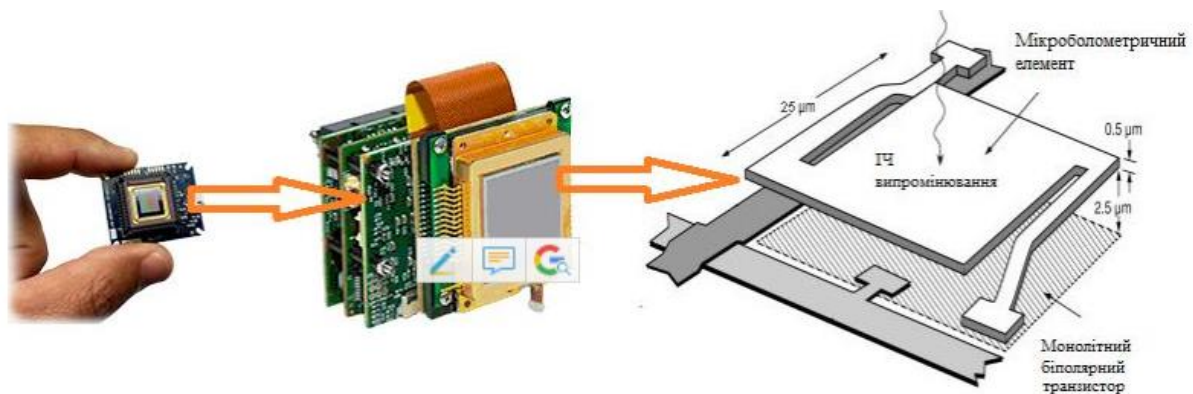


Рисунок 3.1 – Схематичне зображення роботи тепловізора

Коли ІЧ-випромінювання потрапляє на активний термістор, температура його змінюється, і відповідно змінюються електричні характеристики (у даному випадку опір), що фіксується електричною схемою і представляється графічно у вигляді зображення. Кількість елементів в матриці може сягати 640 x 480, а їх лінійні розміри порядку довжини хвилі ІЧ випромінювання (від 17 до 25 мкм).

Агентство передових оборонних дослідницьких проєктів (DARPA) анонсувало вихід нової низькочастотної ІЧ-камери з FPAматрицею 1280 x 720 пікселів. Однак для пересічного користувача це поки з області фантастики. На практиці буває достатньо матриці набагато меншої роздільної здатності, тим більше що це основна складова вартості тепловізора. Найбільш поширеним і дешевим є мікроболометр з кремнію, оксиду ванадію, сплавів металів.

Дуже зручними і практичним в застосуванні є тепловізори пістолетного типу. Хоча вони і належать до найдешевших моделей, однак простота в

експлуатації, надійність в роботі, а також досить демократична ціна сприяють зростанню популярності таких тепловізорів.

3.2 Методика вимірювання температури

Основні пристрої, що використовували: спиртовий термометр з встановленою клінічною точністю, веб-камеру (C920), ІЧТ (320 x 240 пікселів, A325sc, FLIR Systems Inc.), чорне тіло (SR-33, CI Systems Inc.) як зовнішнє еталонне джерело температури (ETRS) для компенсації температурного відхилення. Лабораторна точність системи ІЧТ задовольняла вимогам стандарту ІЕС 80601-2-59 [135] щодо стабільності, мінімальної розрізненості температур, і лабораторної точності радіометричної температури.

Дослідження тривало 6 місяців, охоплюючи літній та осінній сезони (червень - листопад 2022), що може пояснити широкий діапазон температури навколишнього середовища від 20 °С до 27 °С через неефективне кондиціонування повітря влітку. Щоб мінімізувати вплив температури зовнішнього повітря, кожен випробуваний був попередньо підготовлений, проходячи акліматизацію не менше 15 хвилин у приміщенні без протягів перед початком вимірювань. Для кожного випробуваного було виконано чотири цикли вимірювань протягом 15 хв. Під час кожного раунду температуру вимірювали безконтактним методом за допомогою ІЧТ та контактним спиртовим термометром.

ІЧТ використовували коефіцієнт випромінювання шкіри та температуру навколишнього середовища як вхідні параметри для автоматичного розрахунку температури шкіри. У публікаціях висловлюється припущення, що показовим є випромінювальна здатність слізних протоків та області шкіри між очима 0,975 [136] та 0,98 [137, 138] відповідно. Тому як вхідний параметр ІЧТ використовувалася випромінювальна здатність шкіри 0,98, що також рекомендується стандартом ІЕС 80601-2-59 [135]. Температура довкілля також вимірювалася міні метеостанцією перед кожним виміром як вхідний параметр ІЧТ. У роботі використовувалося значення коефіцієнта випромінювання ETRS 0,98, запропоноване виробником).

Ми ідентифікували ключові точки обличчя на зображеннях ІЧТ шляхом зіставлення точок на зображеннях у світлі з тепловими зображеннями з підходом реєстрації зображень, а також з ручним маркуванням. На основі виявлених ключових точок на обличчі було визначено різні області/точки на теплових картах (рисунок 3.3).

Для стислості ми обмежили наш аналіз чотирма основними температурами обличчя: T_l , T_{lmax} , T_{o1max} і T_{max} . Внутрішні кути рота вважаються оптимальними місцями безконтактного вимірювання температури [135]. Вони, як правило, є найтеплішими областями на обличчі і мають високу стабільність та сильну кореляцію із внутрішньою температурою тіла [138]. Однак, немає єдиної думки про те, як слід зчитувати цю температуру (наприклад, як визначити місце розташування, розмір області, кількість пікселів, усереднення в порівнянні з максимальним значенням і т. д.). Наше дослідження показало, що серед усіх температур, отриманих в області внутрішнього кута ока T_{o1max} (рисунок 3.2), має найкращу кореляцію з еталонною температурою вимірюваною спиртовим термометром T і найбільшу чутливість (Se) та значення специфічності (Sp) для скринінгу гарячки. Тому ми вибрали T_{o1max} для подальшого дослідження.

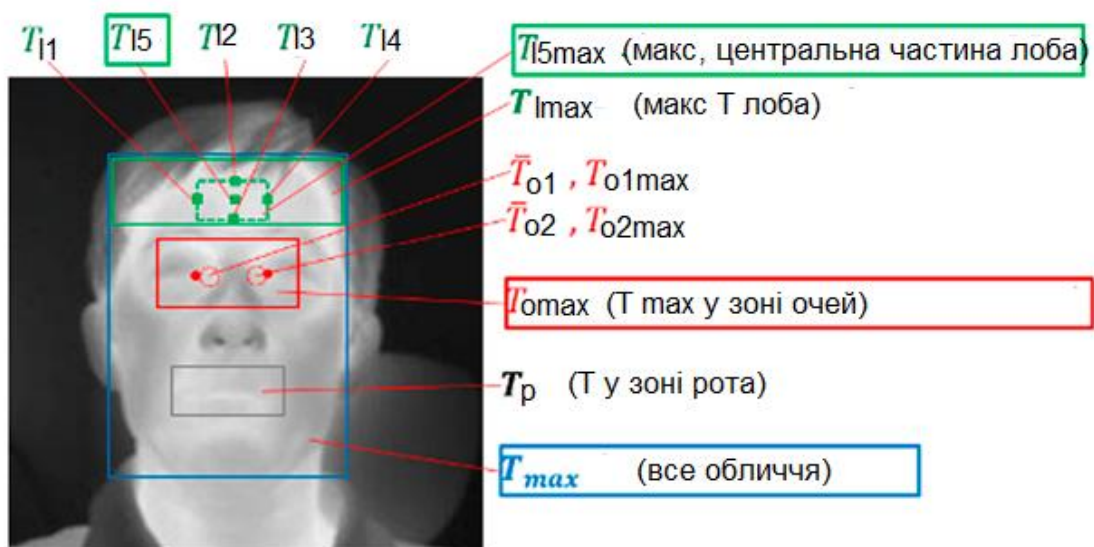


Рисунок 3.2 – Окреслені ділянки обличчя та критичні точки на тепловій карті

Експеримент також продемонстрував, що максимальну температуру всієї особи T_{\max} легко обчислити, і її ефективність можна порівняти з $T_{\text{оmax}}$, особливо якщо врахувати, що у 59,5 % пацієнтів ці температури мають однакову локалізацію теплових максимумів на зображеннях.

Температуру, виміряну контактним спиртовим термометром, використовували як зразок (Т). В ідеалі температура навколишнього середовища має бути від 20 °С до 24 °С, а відносна вологість від 10 % до 50 % згідно з ISO/TR 13154 [41]. Однак у нашому дослідженні температура навколишнього середовища знаходилась у межах від 20 °С до 27 °С, а відносна вологість – у межах від 10 % до 62 % (рисунок 3.3). Незважаючи на те, що ці умови виходять за межі діапазонів, що рекомендуються, вони більш реалістично імітують реальні параметри скринінгу лихоманки.

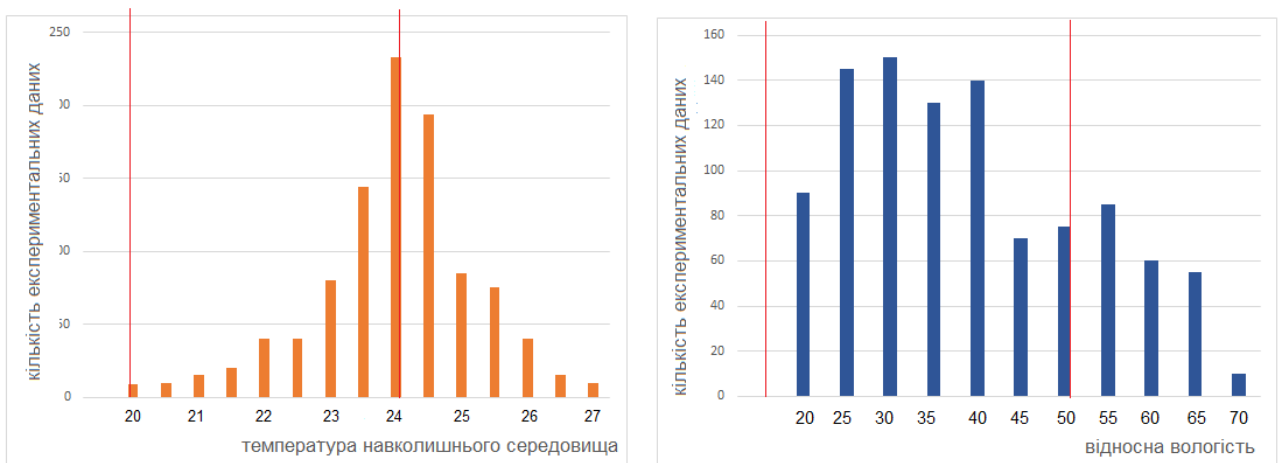


Рисунок 3.3 – Гістограма температури навколишнього середовища та відносної вологості під час клінічного дослідження. (Діапазон між двома вертикальними лініями вказує на ідеальну температуру/вологість навколишнього середовища відповідно до стандарту ISO/TR 13154)

Нами проаналізовано дані 1010 пацієнтів, температуру яких виміряли за допомогою ІЧТ. Дані були розділені на дві групи — групу 1 з температурою навколишнього середовища від 20 °С до 24 °С і групу 2 від 24 °С до 29 °С (таблиця 3.1). Діапазони температури відрізняються, оскільки клінічне

дослідження продовжувалося тривалий час у двох різних місцях (маленька кімната та коридор), що привело до великих коливань температури навколишнього середовища.

Таблиця 3.1 – Розподіл досліджень щодо температури навколишнього середовища

Група	Температура навколишнього середовища	Відносна вологість	Кількість досліджень
група 1	20 - 24	(18 – 72) % 56 % дані досліджень в діапазоні (25 – 40) %	544
група 2	24 - 29	(20 – 74) % 60 % дані досліджень в діапазоні (25 – 45) %	476

Так як ISO/TR 13154 [41] рекомендує діапазон температури навколишнього середовища від 20 °С до 24 °С. Результати показують, що обидві групи мають схожі показники з точкою зору коефіцієнтів кореляції (таблиця 3.2) В цьому дослідженні ми оцінюємо клінічну точність ІЧТ за допомогою більшої кількості показників.

Таблиця 3.2 – Коефіцієнти кореляції Пірсона (значення r) між температурою обличчя і температурою, що виміряно спиртовим термометром

група	лоб							очі					рот	обличчя
	T_{15}	T_{11}	T_{12}	T_{13}	T_{14}	T_{15max}	T_{1max}	T_{o1}	T_{o2}	T_{o1max}	T_{o2max}	T_{omax}	T_{rmax}	T_{max}
група 1	0,46	0,41	0,49	0,47	0,43	0,55	0,63	0,60	0,58	0,65	0,73	0,75	0,60	0,78
група 2	0,50	0,37	0,52	0,46	0,43	0,56	0,60	0,62	0,61	0,66	0,77	0,79	0,69	0,81

Коефіцієнт кореляції показує тісноту лінійного взаємозв'язку і змінюється в діапазоні від мінус 1 до 1. Мінус один означає повний лінійний зворотній взаємозв'язок. Один – повний лінійний позитивний взаємозв'язок. 0 – відсутність лінійної кореляції. На практиці завжди отримуються проміжні значення.

3.3 Методи регресії визначення температури

Багато ІЧТ перетворюють виміряну температуру шкіри ($T_{\text{шкіри}}$) на розрахункову відповідну температуру на еталонній ділянці тіла [136]. Дані, отримані для кожного суб'єкта, включають тепловізійні зображення та еталонну температуру, виміряну спиртовим термометром ($T_{\text{спирт}}$). Теплові зображення використовувалися для виділення $T_{\text{шкіри}}$ у різних досліджуваних областях (T_1 , $T_{1\text{max}}$, $T_{0\text{max}}$ та T_{max}). Перетворення з $T_{\text{шкіри}}$ на T вимагало використання калібрувальної кривої, тому пацієнти були випадковим чином поділені на навчальну та тестову вибірки. Навчальна вибірка використовувалася для встановлення зв'язку між різними $T_{\text{шкіри}}$ та $T_{\text{спирт}}$. У групі для тестування (що залишилися 40 %) були перетворені отримані значення T на основі калібрувальної кривої, а потім порівняні із $T_{\text{спирт}}$ для оцінки клінічної точності.

Взаємозв'язок між $T_{\text{шкіри}}$ та $T_{\text{спирт}}$ можна визначити за допомогою різних методів регресії. $T_{\text{шкіри}}$ та $T_{\text{спирт}}$, мабуть, пов'язані між собою лінійною залежністю. Також розглядаються квадратичні чи поліноміальні регресії вищого порядку. Оскільки значення $T_{\text{спирт}}$ може містити значну помилку, регресія Демінга також може бути використана [139].

Оскільки розподіл значень $T_{\text{спирт}}$ нерівномірний у температурному діапазоні зі значно меншим обсягом даних при низьких і високих температурах, було розглянуто регресійні підходи. Лінійна регресія – це метод, який регулює вплив окремих точок даних на основі наперед визначеного критерію [139]. Загальні методи часто ґрунтуються на дисперсії або коефіцієнті варіації (Кв). Наприклад, постійна Кв дає кожній точці вагу, обернено пропорційну квадрату значень на осі x [139]. Ми використовували метод лінійної регресії, при цьому вага була обернено пропорційна щільності ядра незалежної змінної, тобто більша вага застосовувалася до діапазону температур з меншою кількістю точок даних.

Коефіцієнт варіації – відносна величина, що служить для характеристики розсіяння (мінливості) ознаки. Являє собою відношення середнього квадратичного відхилення S до середнього арифметичного, виражається у відсотках.

Клінічну точність ІЧТ можна оцінити двома способами. Один із способів – перевірити, чи може ІЧТ точно виміряти температуру тіла у визначеному температурному діапазоні, що називається точністю вимірювання температури. Другий спосіб — подивитися, чи може ІЧТ відсівати суб'єктів з підвищеною температурою, що називається діагностичною ефективністю.

3.4 Методи регресії для калібрування

Дані дослідження використовувалися для визначення взаємозв'язку між різними $T_{\text{шкіри}}$ (T_1 , $T_{1\text{max}}$, $T_{0\text{max}}$ або T_{max}) та T (спиртовий термометр) за допомогою різних методів регресії.

На рисунок 3.4 показані криві регресії на основі отриманих даних. Ми використовували різні $T_{\text{шкіри}}$ як незалежні змінні (x) і T (спирт термометр) як залежні змінні (y) у всіх методах регресії.

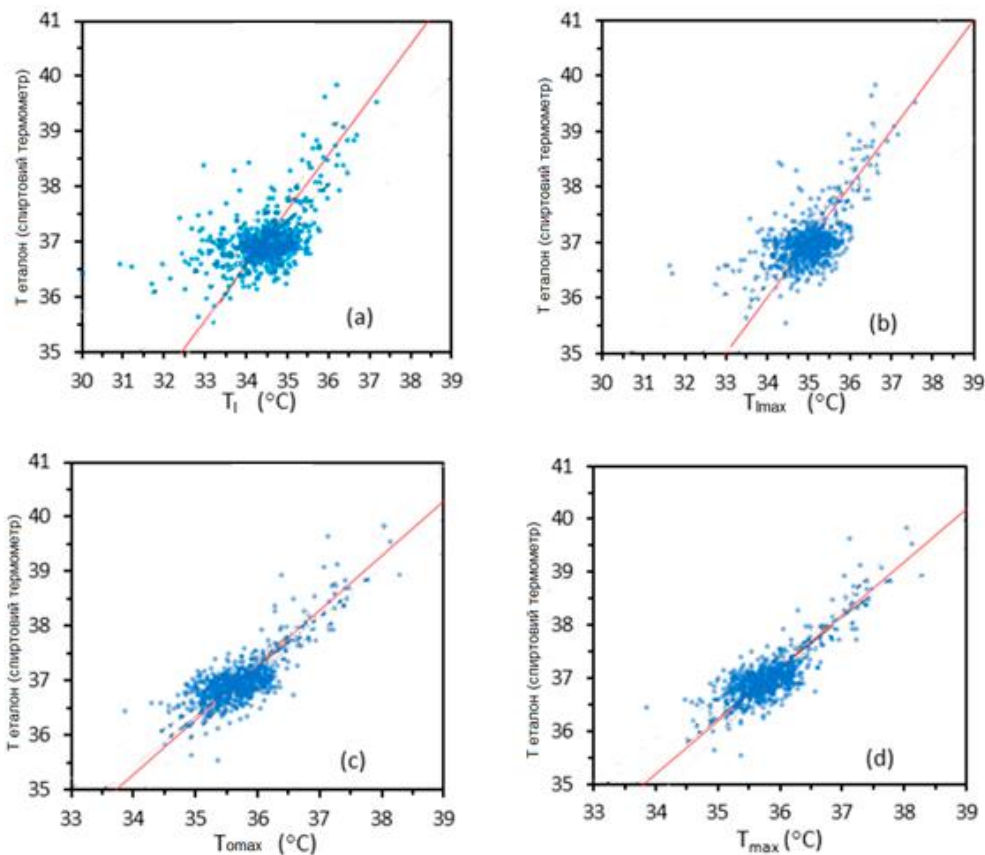


Рисунок 3.4 – Різні методи регресії вимірювання $T_{\text{шкіри}}$ в якості незалежних змінних і T (спирт термометр) в якості залежної змінної для ІЧТ

На рисунок 3.5 показані криві щільності ядер $T_{\text{спирт}}$, T_1 , $T_{1\text{max}}$, $T_{0\text{max}}$ та T_{max} . Коефіцієнти кореляції Пірсона між $T_{\text{спирт}}$ і $T_1/T_{1\text{max}}/T_{0\text{max}}/T_{\text{max}}$ для ІЧТ становлять 0,53, 0,60, 0,79 та 0,82 відповідно.

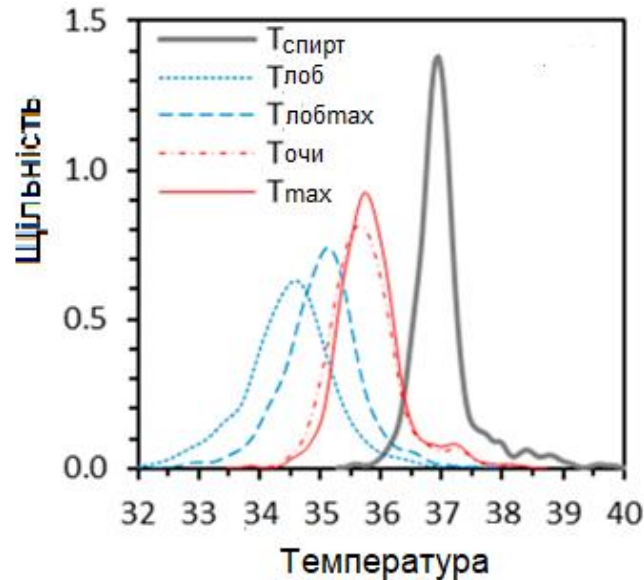


Рисунок 3.5 – Криві ядерної щільності для оцінки функцій щільності ймовірності $T_{\text{спирт}}$, T_1 , $T_{1\text{max}}$, $T_{0\text{max}}$ та T_{max}

3.5 Точність вимірювання температури – кількісний аналіз

Дані тестування використовували для оцінки точності вимірювання температури. Калібрувальні криві, засновані на різних методах регресії, застосовувалися для умовного визначення T за різними значеннями $T_{\text{шкіри}}$ (T_1 , $T_{1\text{max}}$, $T_{0\text{max}}$ та T_{max}). Шляхом порівняння кінцевого T з $T_{\text{спирт}}$ можна оцінити точність вимірювання температури.

Щоб розрахувати клінічну абсолютну похибку (Δ), клінічне відхилення SD (σ) та середньоквадратичне відхилення (S), ми розділили дані тестування на три інтервали на основі $T_{\text{спирт}}$: $T_{\text{спирт}} < 37^\circ\text{C}$, $37^\circ\text{C} < T_{\text{спирт}} < 38,5^\circ\text{C}$ та $T_{\text{спирт}} > 38,5^\circ\text{C}$. Оскільки діагностичний поріг для скринінгу лихоманки зазвичай становить від $37,5^\circ\text{C}$ до 38°C , особливо важливим є інтервал від $37,0^\circ\text{C}$ до $38,5^\circ\text{C}$. Результати для Δ , σ та S були розраховані для всього набору тестів та кожного з трьох інтервалів. Ми отримали теплові зображення кожного суб'єкта за чотири раунди.

Під час кожного циклу візуалізації ІЧТ отримував три послідовні кадри (час збору даних $\sim 0,1$ с), які усереднювалися для зменшення шуму та формування єдиного теплового зображення. Весь аналіз у цій роботі був заснований на усереднених теплових зображеннях першого циклу вимірювань, за винятком аналізу клінічної відтворюваності (sr). Для розрахунку sr для кожного випробуваного визначали стандартне відхилення трьох $T_{\text{спирт}}$ температур на основі усереднених теплових зображень кожного з перших трьох циклів вимірювань, а потім поєднували на основі стандарту ISO 80601-2-56 [136].

У таблиці 3.3 показані ключові показники (Δ , σ та S) для $T_{\text{омак}}$ і $T_{\text{мак}}$. У цих результатах мінімальні значення (Δ , σ та S) для всіх суб'єктів з $T < 37$ °C одержані методом сегментованої лінійної регресії. Найменші значення Δ в діапазоні 37 °C $< T_{\text{спирт}} < 38,5$ °C знаходяться у межах $\pm 0,1$ °C. Відповідні значення Δ і S у цьому діапазоні становлять менше $0,4$ °C. Середнє значення sr становить $0,14$ °C, при мінімальному та максимальному значеннях $0,07$ °C і $0,23$ °C.

Таблиця 3.3 – Клінічна точність вимірювань T на основі $T_{\text{омак}}$ і $T_{\text{мак}}$

Інтервали температур		T отримані на основі $T_{\text{омак}}$	T отримані на основі $T_{\text{мак}}$
Всі $T_{\text{спирт}}$	Δ	мінус 0,03	мінус 0,03
	σ	0,37	0,29
	S	0,41	0,31
$T_{\text{спирт}} < 37$ °C	Δ	0,17	0,08
	σ	0,29	0,21
	S	0,30	0,23
37 °C $< T_{\text{спирт}} < 38,5$ °C	Δ	мінус 0,11	мінус 0,20
	σ	0,32	0,28
	S	0,38	0,35
$T_{\text{спирт}} > 38,5$ °C	Δ	мінус 0,32	мінус 0,19
	σ	0,26	0,36
	S	0,47	0,36

3.6 Точність вимірювання температури – графічний аналіз

Результати, що характеризують відхилення в точності вимірювання температури ІЧТ відображаються графічно, щоб прояснити відхилення в діапазоні температур, що охоплюється, і наявність виняткових значень. Діаграми розсіювання та різниці забезпечують корисні інструменти для аналізу.

Діаграма розсіювання забезпечує пряму якісну ілюстрацію клінічної точності та лежачої в основі мінливості взаємозв'язку між T з $T_{\text{спирт}}$. На графіках ми використовували $T_{\text{спирт}}$ у якості осі x і T , розрахований за різними значеннями $T_{\text{шкіри}}$, у якості осі y . На рисунок 3.6 показано графік розсіювання T , розрахованого по $T_{\text{мах}}$ на основі методу лінійної регресії порівняно з $T_{\text{спирт}}$.

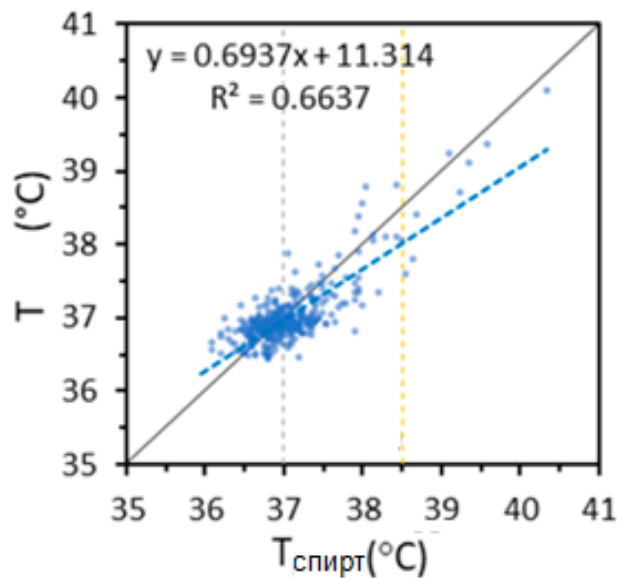


Рисунок 3.6 – Діаграма розкиду T , що врахована з $T_{\text{мах}}$ на основі метода регресії порівняно з $T_{\text{спирт}}$ для (пунктирні лінії: лінії тренду T проти $T_{\text{спирт}}$ \ суцільні лінії: ідеальні лінії тренду $T_x = T_{\text{спирт}}$)

Результати на рисунок 3.6 показують дві вертикальні лінії при $T_{\text{спирт}} = 37$ °C і $38,5$ °C поділяють дані на три температурні інтервали для порівняння з таблицею 3.3. Дані вище ідеальної лінії тренду викликають позитивне значення Δ , і навпаки. Нахил лінії тренду та точка перетину, мінливість точок даних

(варіабельність), коефіцієнт детермінації слід враховувати у сумі під час читання точкової діаграми. Безпосереднє якісне уявлення про клінічну точність за допомогою графіка розсіювання має підтримуватись кількісними значеннями інших показників, таких як Δ , σ , S и Se/Sp .

Графік різниці безпосередньо показує розподіл усіх даних, які використовуються для вирахування Δ і σ . Його також можна використовувати для виявлення пропорційного вмісту. Вертикальна ось графіка являє собою різницю між T і $T_{\text{спирт}}$. Горизонтальна ось представляє собою середні значення T і $T_{\text{спирт}}$. Близько 95 % значень різності попадають в діапазон $\Delta \pm 2\sigma$, якщо значення розподілено нормально [136]. Графік для T , розрахований по T_{max} на основі методу лінійної регресії показано на рисунку 3.8. Наприклад, T і $T_{\text{спирт}}$ показують сильну кореляцію на рисунок 3.6, однак значення T мають тенденцію бути вище, ніж $T_{\text{спирт}}$ при більш низьких температурах, і нижче, ніж $T_{\text{спирт}}$ при більш високих температурах. Відповідна тенденція пропорційного розміщення видна на рисунок 3.7.

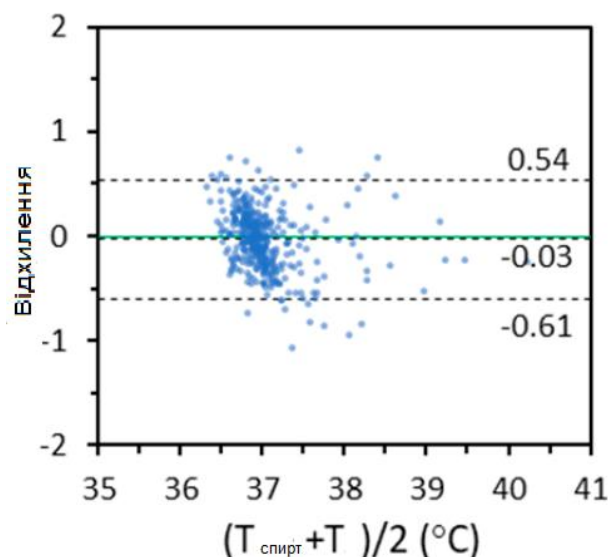


Рисунок 3.7 – Різниця температур між T і $T_{\text{спирт}}$ на основі T_{max} порівняно з їх середнім у всьому діапазоні температур (Суцільні лінії: лінії нульової різниці. Пунктирні лінії: лінії різниці ($\Delta + 2\sigma$), Δ і ($\Delta - 2\sigma$) відповідно)

3.7 Діагностична продуктивність

У таблиці 3.4 показані значення чутливості Se та специфічності Sp і $dSeSp$ для T на основі $T_{\text{оmax}}$ і T_{max} [89].

$$dSeSp = \sqrt{(1 - Se)^2 + (1 - Sp)^2} \quad (3.1)$$

Ці аналізи включали розрахунок чутливості (частота істинно позитивних результатів, $Se = TP/P$, де TP і P представляють справді позитивні показники та стан позитивного відповідно) і специфічності (частота істинно негативних результатів, $Sp = TN/N$, де TN і N представляють справді негативні та умова негативна відповідно).

Порівнюючи з таблицями 3.3 і 3.4, ми бачимо сильний зв'язок між значеннями $\Delta/\sigma/S$ у діапазоні $37\text{ }^\circ\text{C} < T_{\text{спирт}} < 38,5\text{ }^\circ\text{C}$ і Se/Sp – мінімальні значення $\Delta/\sigma/S$ корелюють один із одним і значенням $dSeSp$. З іншого боку, показники вимірювання температури у всіх температурах не пов'язані з діапазоном значень $dSeSp$. Отже, якщо ІЧТ призначена для скринінгу лихорадки, клінічна точність в діапазоні від $37\text{ }^\circ\text{C}$ до $38,5\text{ }^\circ\text{C}$ важніше, чим в інших діапазонах.

Таблиця 3.4 – Діагностична точність на основі T , визначена з $T_{\text{оmax}}$ і T_{max} :
 Se/Sp і $dSeSp$

Показник	T на підставі $T_{\text{оmax}}$	T на підставі T_{max}
Se	0,73	0,74
Sp	0,98	0,94
$dSeSp$	0,28	0,18

Для подальшого аналізу цього питання ми визначили оптимальну граничну температуру ($T_{\text{ор.cut}}$) як T_{cut} , яка мінімізує $dSeSp$ (довжини сегментів зеленої лінії на рисунок 3.9) [89]. Ми також визначаємо прогнозовану

оптимальну граничну температуру ($T_{p.op.cut}$) як T_{cut} , визначену на основі T_{thresh} і Δ у діапазоні температур від 37,0 °C до 38,5 °C.

$$T_{p.op.cut} = T_{thresh} + \Delta \quad (3.2)$$

Значення Se/Sp для T_{cut} дорівнюють $T_{op.cut}$, $T_{p.op.cut}$ і T_{thresh} позначені на графіку. З рисунка 3.8 значення $T_{op.cut}$ і $T_{p.op.cut}$ дуже близькі. Результати вказують на те, що ефективність скринінгу лихоманки ІЧТ можна оптимізувати, регулюючи значення T_{cut} на основі Δ у діапазоні $37\text{ °C} < T_{спирт} < 38,5\text{ °C}$.

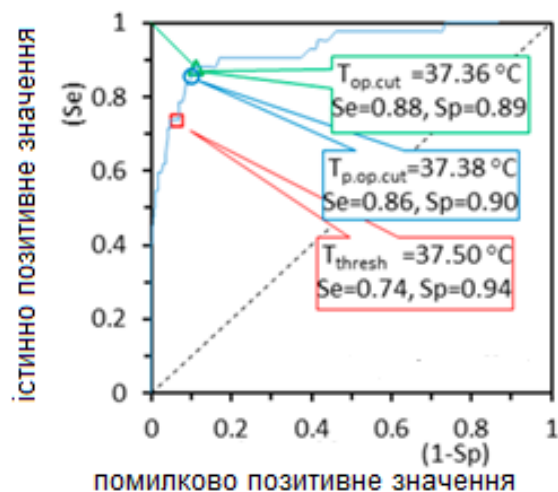


Рисунок 3.8 – Криві на основі T , врахованого з T_{max} . Маркери трикутника, кола та квадрата на кривих показують значення Se/Sp , коли T_{cut} дорівнює $T_{op.cut}$, $T_{p.op.cut}$ і T_{thresh} відповідно

Завдяки обширному клінічному дослідженню понад 1000 суб'єктів ми оцінили клінічну точність ІЧТ у контрольованих умовах для вимірювання температури. Клінічна точність ІЧТ була кількісно оцінена за допомогою різних показників, включаючи Δ , σ , S , $Se/Sp/dSeSp$. Розділивши дані на навчальні та тестові набори, ми вивчили вплив підходів і методів калібрування для встановлення діагностичної граничної температури. Загалом ці висновки дають унікальну та цінну інформацію про оптимізацію та оцінку пристроїв на основі ІЧТ для оцінки температури та виявлення лихоманки.

3.8 Показники та вимоги до оцінки клінічної точності

У таблицях 3.3 – 3.4 показано різні показники клінічної точності, включаючи Δ , σ , S та $Se/Sp/dSeSp$. Хоча Δ і σ рекомендуються в міжнародних стандартах термометрів, вони необов'язково представляють оптимальні показники для всіх застосувань. Одним із обмежень Δ як метрики ефективності є те, що це середнє значення, яке відображає лише систематичне зміщення, і що великі позитивні та негативні локальні зміщення можуть компенсуватися, таким чином створюючи невелике значення Δ , ніби локальні зміщення були малими. Тому Δ і σ завжди слід оцінювати разом. Метрика S – це середньоквадратична різниця між виміряними значеннями (T) і контрольними значеннями ($T_{спирт}$). Будучи єдиним показником точності, який поєднує вплив Δ і σ , він допомагає гарантувати, що позитивні та негативні значення локального зміщення не компенсуються, створюючи помилкове враження високої продуктивності, як це може статися з Δ . Однак, S не вказує, чи є помилки переважно позитивними чи негативними, і не розрізняє систематичні та випадкові помилки.

Значення Δ , σ і S для різних температурних діапазонів можуть мати різне значення. Якщо ІЧТ розроблено для скринінгу лихоманки, тоді значення цих показників у діапазоні еталонної температури від 37 °C до 38,5 °C важливіші, ніж ті, що базуються на повному температурному діапазоні, оскільки вони найбільш безпосередньо впливають на діагностичну здатність. Для такого пристрою значення Se/Sp для звичайних значень T_{thresh} (наприклад, 37,5 °C або 38 °C) можуть бути сильнішими показниками продуктивності, ніж Δ і σ .

Незначний консенсус був досягнутий щодо встановлення мінімальних вимог до продуктивності ІЧТ. Наразі нам відома лише одна консенсусна вимога щодо лабораторної точності ІЧТ. Стандарт IEC 80601-2-59 [136] вимагає, щоб лабораторна похибка ІЧТ була нижче 0,5 °C у діапазоні $T_{шкіри}$ від 34 °C до 39 °C. Вимоги до продуктивності в стандартах термометрів також можуть бути адаптовані для використання з ІЧТ: ISO 80601-2-56 для клінічних термометрів [136], ASTM E1965 для інфрачервоні термометри [69]. Максимально допустимі похибки, визначені в цих стандартах, наведені у

додатку Б.

Жоден із вищезазначених стандартів не містить вимог щодо клінічної точності ІЧТ чи термометрів. Стандарт ISO 80601-2-56 надає клінічний приклад, коли $\Delta \pm \sigma$ становить $(0,07 \pm 0,22)$ °С. У тексті зазначено, що значення Δ є прийнятним, а значення σ деякі можуть вважати клінічно прийнятним, хоча воно є відносно високим.

Стандарт ASTM E1965-98 також надає приклад результатів оцінки клінічної точності інфрачервоного термометра зі значеннями $(\Delta \pm \sigma)$ в інтервалі (мінус $0,25 \pm 0,35$) °С, (мінус $0,16 \pm 0,18$) °С і $(0,11 \pm 0,21)$ °С для віку групи немовлят, дітей і дорослих відповідно [69]. Стандарт вказує на те, що тестований термометр може бути недостатньо точним для використання на немовлятах, оскільки помилки у вимірюванні температури можуть бути клінічно значущими. Тим не менш, ці приклади не визначають вимог до клінічної точності.

Видається логічним, що доступність та прозорість інформації про результати робіт з оцінки відповідності медичних виробів, в тому числі з функцією вимірювання, має забезпечуватися внесенням таких виробів до відповідного реєстру. Проте через втрату чинності Постанови № 1497, відповідно до якої визначався механізм формування Державного реєстру медичної техніки та виробів медичного призначення, з 01.07.2015 р. актуалізація зазначеного реєстру не проводилася. Також проблематичним є пошук інформації щодо тих медичних виробів, які вводяться в обіг на території країни за процедурами, відмінними від викладених у ТР щодо медичних виробів.

На жаль у Реєстр медтехніки та виробів медичного призначення жодного безконтактного термографа або медичного тепловізора. Присутній тільки «Термограф контактний цифровий ТКЦ-1 ТУ У 33.1-05420497-001:2007» Донецького фізико-технічного інституту.

Виходячи з нашого дослідження, ІЧТ може забезпечити хорошу ефективність скринінгу лихоманки ($dSeSp < 0,2$), якщо $S < 0,2$ °С, а його точність вимірювання температури задовольняє ці вимоги в діапазоні температур від 37,0 °С до 38,5 °С як еталоном – $0,1$ °С $< \Delta < 0,1$ °С, $\sigma < 0,4$ °С, $S < 0,4$ °С. Для

наших ІЧТ ці вимоги задовольняються для даних T на основі $T_{\text{омак}}$ і $T_{\text{мак}}$, отриманих за допомогою методу лінійної регресії.

Методи побудови різниці. Раніше ми використали середнє значення T і $T_{\text{спирт}}$ як горизонтальну вісь різницевого графіка на основі підходу Бланда-Альтмана. Теоретично горизонтальна вісь графіка визначається на основі найкращої оцінки справжніх значень. Хоча ми вважаємо, що $T_{\text{спирт}}$ є більш точним, ніж T , $T_{\text{спирт}}$ також представляє похибку, оскільки SD двох вимірювань становить $\sim 0,1$ °C. Крім того, в літературі немає єдиної думки щодо оптимального підходу для аналізу термографічних даних. Бланд і Альтман стверджували, що різниця з еталонними вимірюваннями покаже взаємозв'язок між ними, коли його не існує [141]. Тому вони рекомендували використовувати середнє значення на горизонтальній осі. Проте дослідники все ще часто використовують лише контрольні значення як горизонтальну вісь [142, 143], вважаючи, що контрольні значення є найкращою оцінкою справжніх значень. Ми перебудували графіки різниць на рисунок 3.7 із $T_{\text{спирт}}$ як горизонтальною віссю, як показано на рисунку 3.9. З рисунку ми бачимо, що тренди на рисунку 3.7 відрізняються від трендів на рисунку 3.7. Негативну кореляцію можна побачити на рисунку 3.9, як передбачили Бленд і Альтман [141]. Однак суттєва перевага одного підходу над іншим явно не очевидна.

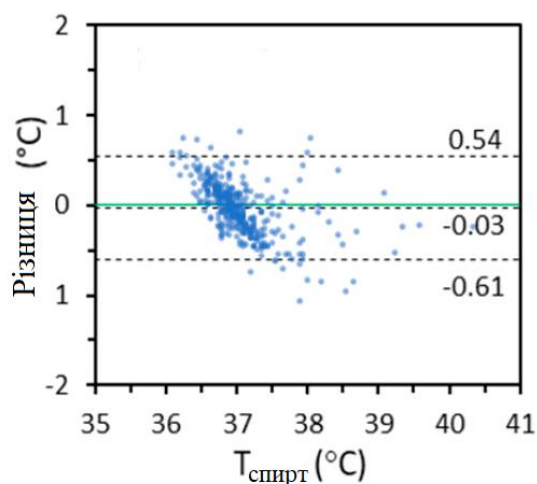


Рисунок 3.9 – Різниця температур між $T_{\text{мак}}$ на основі T і $T_{\text{спирт}}$ проти $T_{\text{спирт}}$ у всьому діапазоні температур (Суцільні лінії: лінії нульової різниці. Штрихові лінії: лінії різниці $\Delta + 2\sigma$, $\Delta - 2\sigma$ відповідно)

Хоча наше клінічне дослідження дало важливу інформацію, варто відзначити деякі ключові проблеми, з якими ми зіткнулися, і обмеження наших висновків. Наприклад, розподіл отриманих еталонних температур явно нерівномірний. У багатьох суб'єктів температура становила $(37,0 \pm 0,5)$ °C, а кількість суб'єктів з підвищеною температурою була обмежена. У той час як розподіл температури серед типової популяції, ймовірно, буде дещо Гаусовим, оптимальний набір даних забезпечить більш рівномірний розподіл температур у діапазоні від нормального до фебрильного. Однак було складно залучити суб'єктів із лихоманкою, що є загальною проблемою для клінічних скринінгових досліджень лихоманки. Але у результаті отримали більшу кількість наборів даних від пацієнтів із лихоманкою, ніж у більшості клінічних досліджень.

Можливо, найважливішим недоліком наших результатів є обмежений віковий діапазон досліджуваної популяції. Загалом 95 % досліджуваних були віком понад 35 років. Дослідження щодо впливу віку на точність ІЧТ обмежені, однак одна робота показала, що найкраща кореляція температур ІЧТ з внутрішньою температурою спостерігається у дітей (віком від 3 років до 18 років) [144]. Хоча наше дослідження зовсім не включало суб'єктів молодше 18 років, частина була у діапазоні від 18 років до 30 років. Таким чином, результати в цьому дослідженні можуть не відображати точність для всіх вікових груп. Клінічне дослідження для валідації (доказу, перевірки) системи має охоплювати всі вікові групи залежно від застосування пристрою. Але, цілком імовірно, що дане дослідження може представляти найкращий результат.

Суб'єктний циркадний ритм також може вплинути на ефективність скринінгу гарячки. Наприклад, різні дослідження показали, що основна температура тіла вранці може бути на $(0,3 - 0,9)$ °C нижчою, ніж у другій половині дня. Ми не враховували циркадний ритм у нашому аналізі, однак додаткове вивчення цієї змінної та потреби в методах пом'якшення її впливу при скринінгу інфекційних захворювань виправдані. У майбутньому слід надати додатковий ретроспективний аналіз наших даних, щоб оцінити цей потенційний втручаючий фактор.

Щоб мінімізувати вплив зовнішньої температури, перед початком вимірювань було реалізовано 15-хвилинний період акліматизації. Однак на температуру можуть впливати і інші фактори, наприклад вживання ліків, алкоголю, куріння, заняття спортом. Щоб пом'якшити цю потенційну плутанину, ми не враховували набори даних, для яких різниця між двома показниками температури за допомогою спиртового термометру була більшою за 0,5 °C, а також ті, де було зареєстровано лише одне показання температури. Ці виключення склали 56 суб'єктів. Такі перевірки якості даних корисні для забезпечення валідності (достовірності) клінічних даних ІЧТ.

3.9 Висновки із розділу

Детально розглянуто будову приладу, умови експлуатації, характеристики. За даними технічних характеристик безконтактного інфрачервоного термографа моделі Uni-t UTi165K точність становить $\pm 0,5$ °C.

Загалом наше великомасштабне клінічне дослідження зібрало унікальну та дуже цінну кількісну інформацію щодо ефективності ІЧТ для скринінгу лихоманки та допомогло визначити потенційні найкращі практики для калібрування та оцінки клінічної точності ІЧТ. Алгоритми, які використовуються для визначення температури на основі температури шкіри, мають вирішальне значення для точного клінічного вимірювання. Простий підхід зміщення може бути ефективним у багатьох ситуаціях, але коли набори даних калібрування включають високу частку нормальних температур, тоді методи, які враховують цей нерівномірний розподіл, мають ключові переваги. Хоча метрики, рекомендовані в стандартах, дають корисну інформацію про ефективність ІЧТ, впровадження додаткових підходів, таких як S для оцінки точності вимірювання температури та Se/Sp для клінічної діагностичної точності, може бути корисним. Крім того, точність вимірювання температури в межах температурного інтервалу поблизу діагностичного порогу лихоманки може бути важливішою для оцінки ІЧТ скринінгу лихоманки, ніж точність у повному діапазоні температур.

4 АПАРАТНА РЕАЛІЗАЦІЯ

4.1 Автоматична система моніторингу здоров'я

Система моніторингу стану здоров'я дозволяє автоматизувати цикл проведення передзмінних медичних оглядів, а саме:

- забезпечити високу прохідність працівників, за допомогою діагностичного шлюзу;
- фіксувати та зберігати дані лікарських оглядів, консультацій, результатів лабораторних досліджень, медичної картки;
- виписувати різні види напрямків;
- проводити моніторинг стану працівника у часі.

Огляди медичних працівників особливо важливі в умовах пандемії.

Діагностичний шлюз вирішує серйозне завдання проведення передзмінних медичних оглядів за рахунок автоматизації процесів:

- проводити ідентифікацію обстежуваного співробітника;
- вимірювати температуру, артеріальний тиск, пульс;
- вимірювати вміст парів алкоголю у повітрі, що видихається;
- контролювати процес вимірювання за допомогою відеокамери;
- зберігати результати в базі даних віддаленого сервера;
- друкувати допуски та журнали;
- вести електронні медичні картки.

Етапність проходження діагностичного шлюзу представлено у додатку В.

Конфігурація, що пропонується у складі автоматичного рішення, містить шаблони документів, що дозволяють заповнювати протоколи оглядів в автоматичному режимі на підставі даних, що надходять з діагностичного обладнання. З внесених у систему відомостей формується необхідна звітність. Використання веб-орієнтованого програмного рішення дозволяє скоротити витрати, пов'язані з його експлуатацією та використанням, а також дозволяє

реалізувати як стаціонарні, так і пересувні пости. У додатку В представлено діаграму розгортання діагностичної системи.

Діагностичний шлюз складається з наступних компонентів:

– комп'ютер із автоматичним завантаженням програмного забезпечення для шлюзу, з використанням системи для побудови клієнтських програм Windows Presentation Foundation (WPF);

– Arduino через USB-кабель зв'язується з комп'ютером для надсилання даних із датчиків (це апаратно-програмні засоби побудови та прототипування простих систем, моделей та експериментів у галузі електроніки, автоматики, автоматизації процесів та робототехніки);

– відеокамера, яка підключена до комп'ютера через кабель USB і призначена для створення знімків пацієнтів;

– тонометр для вимірювання тиску підключається через COM;

– пристрій електронного цифрового підпису (ЕЦП) та RFID використовуються для ідентифікації користувача в системі;

– алкотестер для визначення парів алкоголю в повітрі.

Більш детальний опис системи моніторингу стану здоров'я, включаючи комплектацію та технічні характеристики, наведено в додатку В.

Кожен діагностичний шлюз може бути віддалено налаштований на певні шаблони проходження обстеження. У процесі проходження обстеження з використанням діагностичного шлюзу стає доступним функціонал вимірювання температури. Алгоритм вимірювання температури полягає в наступному:

– користувач (пацієнт) сідає в крісло і повертає голову в бік датчиків, розташованих на блоці зліва;

– нахиляє голову ближче до датчиків, приблизно на (10 – 20) см від панелі;

– як тільки на встановленій відстані з'явиться об'єкт дослідження, буде подано звуковий сигнал, який повідомляє про те, що починається процес вимірювання температури. У процесі вимірювання не слід рухати головою доки сигнал не припиниться;

– протягом декількох секунд на екран діагностичного шлюзу виводиться

отриманий результат і відбувається перехід до наступного етапу діагностики.

Для покращення можливостей системи можна відзначити такі недоліки:

- датчик отримує дані з однієї точки;
- отримані датчиком дані в одного і того ж пацієнта можуть відрізнятися;
- отримані датчиком дані можуть відхилитися від температури 36,6 °С;
- для початку процедури діагностики слід помістити об'єкт дослідження на необхідну відстань.

Для вирішення виявлених проблем було визначено такі завдання:

- розглянути альтернативні датчики та вибрати оптимальний;
- доопрацювати процес вимірювання температури таким чином, щоб одержувані дані були точнішими;
- локалізувати область дослідження;
- кінцевий результат вимірювання має бути медично обґрунтований.

4.2 Вибір термодатчиків та обґрунтування вибору модуля

Існує безліч різних датчиків температури, які допоможуть з вирішенням задачі з отримання температури. Пірометри – безконтактні датчики, що реєструють випромінювання, що походить від нагрітих тіл. За обсягом даних пірометри умовно можна розділити на: поодинокі – дані з нагрітого тіла фіксуються з однієї точки; ПЧ-масив – масив температур, що отримується з деякої області нагрітого тіла (рисунок 4.1).

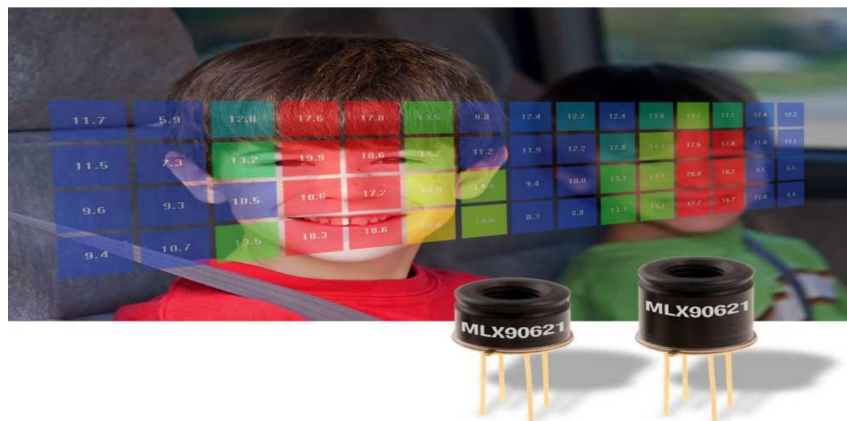


Рисунок 4.1 – Приклад інфрачервоного масиву, який отримується за допомогою температурного датчика MLX90621

Інфрачервоні камери дозволяють отримувати термознімки – фотографії, в яких кожному пікселю відповідає колір із встановленою для нього температурою. Термознімки умовно можна представляти як ІЧ-масив великої величини. Розглянемо конкретні приклади датчиків температури з можливістю отримання ІЧ-масивів та інфрачервоні камери.

Характеристики всіх розглянутих термодатчиків описано у додатку Г.

Для вибору найкращого варіанта, в таблиці 4.1 представлена зведена інформація щодо модулів, що розглядаються.

Таблиця 4.1 – Порівняльні характеристики датчиків

Параметр	MLX90620	FLIR LEPTON	НТРА 16x4	НТРА 82x62
Отримані дані	ІЧ випромінювання	термознімок	ІЧ випромінювання	ІЧ випромінювання
Роздільна здатність	16x4	80x60	16x4	82x62
Інтерфейс	І ² С сумісний цифровий інтерфейс	Двопровідний І ² С - подібний інтерфейс послідовного управління	І ² С сумісний цифровий інтерфейс	І ² С сумісний цифровий інтерфейс
Параметр	MLX90620	FLIR LEPTON	НТРА 16x4	НТРА 82x62
Напруга живлення	2,6 В	3,1 В	3,0 В	3,0 В
Споживання струму	Менш ніж 9 мА	-	Менш ніж 6 мА	Менш ніж 6 мА
Корпус	Промисловий стандарт із чотирма контактами ТО-39	-	Промисловий стандарт із чотирма контактами ТО-39	Промисловий стандарт із чотирма контактами ТО-39
Інтервал температур	від мінус 40 °С до 85 °С	від мінус 40 °С до 85 °С	від мінус 40 °С до 85 °С	від мінус 40 °С до 85 °С
Температурна чутливість Noise Equivalent Temperature Difference (NETD)	0,25 К rms @ 4 Гц	0,050 °С;	0,050 °С;	0,115 К rms @ 9 Гц
Відповідність нормам	RoHS	RoHS	-	-
Частота кадрів	-	9 Гц	-	9 Гц
Параметри калібрування	храняться в EEPROM	-	храняться в EEPROM	-
Ціна, грн	2300	10 000	3 000	20 000

Серед даних, що розглядаються, найбільш перспективним здається ІЧ-камера FLIR Lepton через автоматичну температурну корекцію і невелику похибку у вимірюванні ($< 1\text{ }^{\circ}\text{C}$), а також даний модуль є камерою, що дозволить надалі розширити функціональні здатності діагностичного шлюзу. Однак на ринку в Україні він не дуже широко представлений. Серед варіантів температурних датчиків вибір зупинився на MLX90620 і його варіаціях. Температурний датчик MLX90620 за своїми характеристиками схожий на датчик НТРА 16х4, проте датчики MLX90620 більш поширені і трохи дешевші за конкурентів.

4.3 Встановлення датчиків

Вибраний датчик MLX90620 має I2C сумісний цифровий інтерфейс і може бути використаний спільно з Arduino Uno. Схема підключення датчика MLX90620 схожа на підключення поширеного датчика MLX90614, що входить до складу багатьох пірометрів (рисунок 4.2).

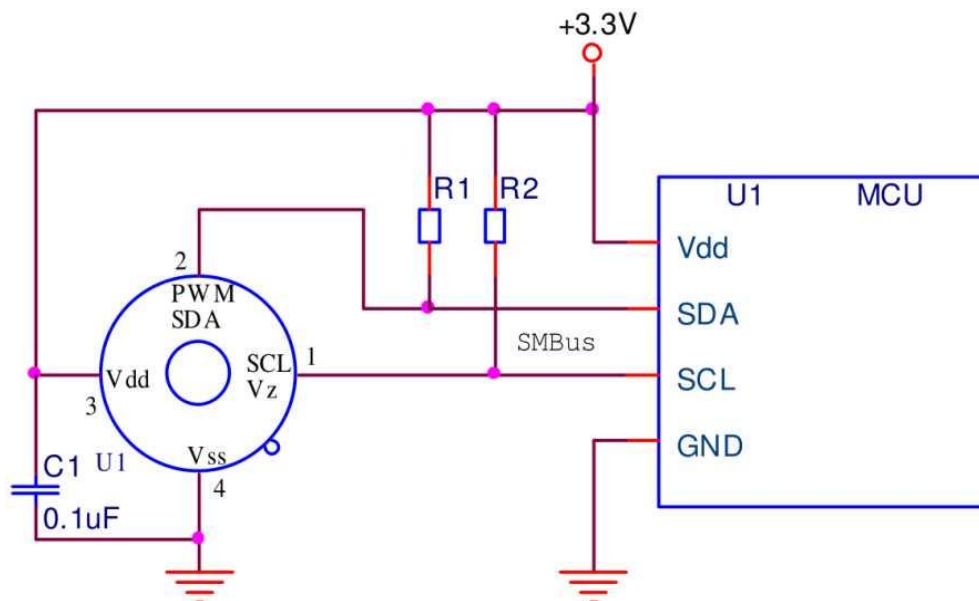


Рисунок 4.2 – Загальна схема підключення пірометра на прикладі MLX90620

Згідно з документацією, живити прилад рекомендується напругою 3.3 В, яка використовується в медичному устаткуванні та підключається до роз'єму

Vdd. Оскільки використовується інтерфейс I2C для підключення, потрібно використовувати тільки дві лінії SDA і SCL. Заземлення підключається лінією Vss.

Розглянемо докладніше інтерфейс I2C, яким відбувається підключення. Шина I2C широко використовується в побутовій електроніці, передачі даних та промисловій електроніці. Розроблена фірмою Philips проста двонаправлена 2-провідна шина для ефективного управління та взаємодії різних блоків телевізорів, вона стала застосовуватися для зв'язку між собою однокристальних мікроконтролерів, РКІ-індикаторів, портів вводу-виводу, мікросхем пам'яті (особливо енергонезалежної), аналого-цифрових та цифро-аналогових перетворювачах, ланцюгах цифрового налаштування, DTMF кодерів і декодерів, годинника реального часу і т.д. [153].

У даному інтерфейсі дані передаються по дроту даних SDA та тактів SCL. Класична адресація включає 7-бітовий адресний простір із 16 зарезервованими адресами. Це означає, що розробникам доступно до 112 вільних адрес для підключення периферії на одну шину. Також важливо, що стандарт допускає припинення тактування для роботи з повільними пристроями [153].

Через різноманітність різних технологій (CMOS, NMOS, біполярні прилади) які можуть бути використані з шиною I2C, рівні логічного "0" та "1" не встановлені та залежать від величини напруги живлення VDD. Для передачі одного біта даних використовується один імпульс сигналу синхронізації, при цьому рівень лінії SDA повинен бути незмінним протягом високого рівня лінії SCL, і може змінюватися тільки при низькому рівні на SCL (додаток Д, рисунок Д.1) [153].

Існують два спеціальні стани шини I2C - START і STOP, які служать для індикації початку і кінця передачі і відповідно переходу шини в неактивний стан. Слід зазначити, що доти, доки встановлено стан START, сигнали на лініях SDA і SCL можуть бути довільними (додаток Д, рисунок Д.2). Це дозволяє, зокрема, використовувати одну лінію SDA та кілька ліній SCL [153].

Стан START – перехід від "1" к "0" на лінії SDA при "1" на лінії SCL. Стан STOP – перехід від "0" к "1" на лінії SDA при "1" на лінії SCL. Ці два стани завжди генеруються майстром. Детектування станів START і STOP у

спеціалізованих елементах зазвичай виконується апаратно. При повністю програмній реалізації шини I2C в мікроконтролерах без апаратної I2C-частини необхідно як мінімум 2 рази перевіряти стан лінії SDA.

Усі передачі виробляються 8-розрядними байтами. Число байтів, які можуть бути передані за одну передачу, не обмежено. Кожен байт повинен супроводжуватись бітом підтвердження (ACK). Дані передаються з старшого біта (MSB). Якщо приймач не може отримувати інший повний байт даних, він не видає сигнал ACK, який використовується передавачем для синхронізації або сигналізації про несправності приймача або його відсутності (додаток Д, рисунок Д.3) [153].

У додатку Д (рисунок Д.4) показаний процес отримання температури з датчика на прикладі MLX 90620.

4.4 Локалізація сфери дослідження

Як уже було сказано область з максимальною температурою на обличчі людини, це лобова частина, на якій найпростіше отримувати температуру. Для вирішення проблеми локалізації дослідження достатньо визначити таке: встановити, що перед камерою справді людина (обличчя); визначити розташування очей; розглядати точки, які розташовуються вище лінії очей.

Також слід зазначити, що при аналізі обличчя буде дещо зміщено праворуч, оскільки камери та датчика знаходиться на відстані близько чотирьох сантиметрів один від одного. Загальний процес обробки зображення обличчя при розпізнаванні більшості алгоритмів представлений рисунком 4.3.

На першому етапі проводиться детектування та локалізація особи на зображенні або кадрі відеопотоку. На етапі розпізнавання проводиться вирівнювання зображення обличчя, геометричне та яскраве. Потім відбувається обчислення ознак та безпосереднє розпізнавання – порівняння обчислених ознак із закладеними в базу даних зразками. Основною відмінністю всіх існуючих алгоритмів є обчислення ознак та порівняння їх сукупностей між собою.

Для вирішення задачі локалізації області дослідження скористаємось бібліотекою машинного зору EmguCV. Emgu CV – кросплатформна обгортка для .NET бібліотеки обробки зображень OpenCV (основної бібліотеки). Вона використовується для вирішення різноманітних завдань, пов'язаних з 2D графікою, розпізнаванням обличчя та предметів на фото, розпізнавання обличчя та предметів на відео та ін. EmguCV підтримує такі мови програмування як C#, Visual C++, Visual Basic.NET та ряд інших. Ця бібліотека може бути скомпільована для Visual Studio, Xamarin Studio та Unity, а також працювати у Windows, Linux, Mac OS X, iOS, Android та Windows Phone.

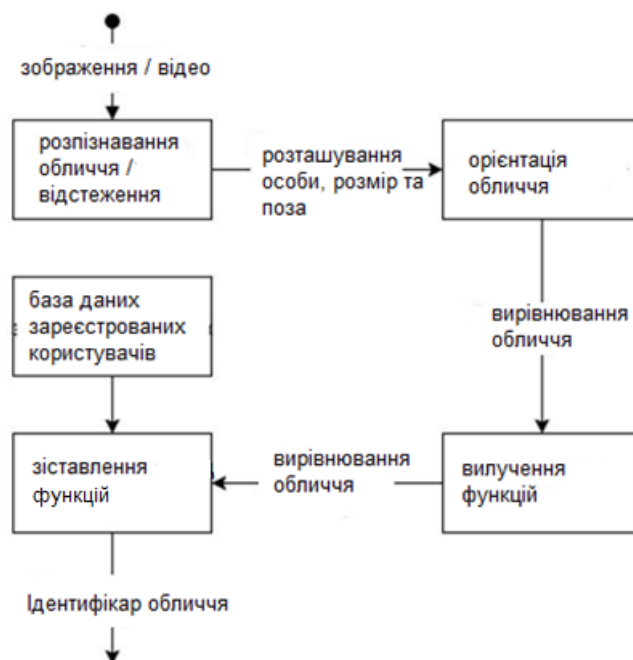


Рисунок 4.3 – Загальний процес обробки зображення обличчя під час розпізнавання

Emgu CV має два шари оболонки:

- основний рівень (шар 1) містить функції, структуру та перерахування, які безпосередньо відображають ті, що вказані в OpenCV;
- другий рівень (шар 2) містить класи, які поєднуються у перевагах зі світу NET [154].

Огляд архітектури бібліотеки Emgu CV представлений у додатку Е.

У ході об'єднання рекомендується розглянути такі варіанти щодо доопрацювання прототипу як:

- відображення області маски, куди користувачеві потрібно розмістити голову;
- додати до програми голосові підказки для користувача;
- розглянути альтернативні файли для Каскаду Хаара, які відповідають за розпізнавання об'єктів на зображенні;
- спробувати виключити датчик відстані з алгоритму та використовувати лише камеру для визначення відстані.

4.5 Рекомендації щодо використання діагностичного шлюзу для вимірювання температури

Всі роботи з заміни термодатчиків для локалізації досліджень з використанням бібліотек комп'ютерного зору, а також отримання нових знань з термометрії вимагають написання додаткових уточнень щодо роботи з діагностичним шлюзом. Складемо загальний список усіх рекомендацій щодо роботи зі шлюзом для вимірювання температури:

- дослідження слід проводити в приміщенні, де підтримується постійна температура ($22,5 \pm 1$) °C та вологість (60 ± 5) % повітря;
- приміщення має бути добре освітлене, для кращої роботи камери, а, отже, розпізнавання об'єктів;
- пацієнт має бути адаптований до температури середовища, для цього за 10 – 15 хв до дослідження слід звільнити його від верхнього одягу;
- у спекотний період перед діагностикою, не рекомендується вживати рідини, оскільки це може вплинути на терморегуляцію та вимірювання;
- під час проходження обстеження волосся з чола прибрати;
- якщо пацієнт не згоден з результатом вимірювання температури, слід звернутися до чергового лікаря і виміряти температуру спиртовим термометром.

Дані рекомендації можуть бути включені до інструкцій та пам'яток щодо використання системи моніторингу стану здоров'я.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5.1 Оцінка умов праці

Дослідження виконувались у міській клінічній багатопрофільній лікарні №17 та оброблялися у кабінети із обладнаним робочим місцем, що складається з ПК з монітором типу LCD з низьким рівнем випромінювання. Робочий кабінет, розташований на другому поверсі будівлі. Кабінет є кімнатою довжиною – 6 м, шириною – 5 м і висотою – 3 м. Природне освітлення кабінету здійснюється за допомогою двох вікон розмірами 2 м х 1 м кожне. Двері – пластмасові, білі. Висота дверей – 2 м, ширина – 1 м. Стіни кімнати пофарбовані водоемульсійною фарбою. Колір стін – бежевий, з малюнками. Стеля підвісна відкритого касетного типу з вбудованими світильниками. Підлога покрита лінолеумом світло-коричневого кольору. Площа кабінету становить 30 м², об'єм – 90 м³.

Законодавча база організації робочого місця стосується вимог безпеки до обладнання та технологічних процесів та враховує ергономічні аспекти у дизайні робочих місць. У якості прикладу можна навести такі нормативні документи:

- ДСТУ ISO 9241-1-2003 Ергономічні вимоги до роботи з відеотерміналами в офісі. Частина 1. Загальні положення;
- ДСТУ 7234:2011 Дизайн та ергономіка. Обладнання виробниче. Загальні вимоги дизайну та ергономіки;
- ДСТУ 7299:2013 Дизайн та ергономіка. Робоче місце оператора. Взаємне розташування елементів робочого місця. Загальні вимоги ергономіки;
- ДСТУ 7950:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце при виконанні робіт стоячи. Загальні ергономічні вимоги;
- ДСТУ 7951:2015 Дизайн і ергономіка. Крісло оператора. Загальні ергономічні вимоги;
- ДСТУ 8604:2015 Дизайн і ергономіка. Робоче місце для виконання робіт у положенні сидячи. Загальні ергономічні вимоги;

– ДСТУ EN 547-3:2018 Безпечність машин. Розміри тіла людини.
Частина 3. Антропометричні дані.

Виконання даного дослідження може сприяти появі такого небезпечного фактора, як ураження електричним струмом. Електричні установки, до яких належать обладнання ЕОМ, є потенційною небезпекою для людини.

У робочих кабінетах виконуються такі захисні заходи, як захисне заземлення, занулення, захисне відключення, електрична ізоляція струмопровідних частин, мала напруга. Захисні заходи повинні забезпечувати напругу дотику не вище 42 В – у приміщенні без підвищеної небезпеки та з підвищеною небезпекою. Робоче місце належить до приміщень без підвищеної небезпеки, згідно з ПУЕ. Живлення обладнання здійснюється від мережі напругою 220 В при частоті 50 Гц. Опір ізоляції має бути не менше 0,5 МОм.

Раціональне висвітлення приміщень та робочих місць – одна з найважливіших умов створення сприятливих та безпечних умов праці. При організації виробничого освітлення необхідно забезпечити рівномірний розподіл яскравості на робочій поверхні та навколишніх предметах, що відповідає нормативним рівням по ДБН В.2.5-28.

Схема розташування світильників представлена рисунком 5.1.

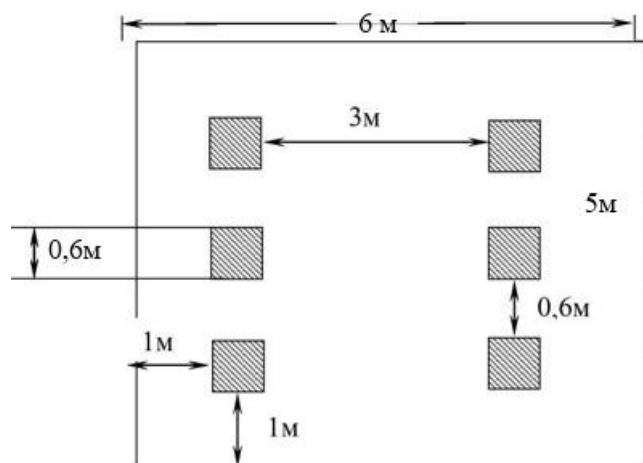


Рисунок 5.1 – Схема освітлення

У приміщенні встановлені світильники типу ARS/R 418, укомплектовані 4 лампами люмінесцентними потужністю 20 Вт. Геометричні розміри світильників

595×595×36 мм, $X = 1,4$. Враховуючи, що у кожному світильнику встановлено по 4 лампи, кількість ламп становитиме $N = 24$. Норма освітленості робочих поверхонь у приміщеннях для роботи з дисплеями та відеотерміналами приймається $E_n = 400$ лк.

Фактична освітленість визначається за такою формулою:

$$E_{\phi} = (N \cdot n \cdot \Phi_{\text{ст}} \cdot \eta) / (S \cdot K_3 \cdot Z) \quad (5.1)$$

де S – площа освітлюваного приміщення, м^2 ;

K_3 – коефіцієнт запасу, що враховує забруднення світильника ($K = 1,5$);

$\Phi_{\text{ст}}$ – світловий потік люмінесцентних ламп, лм;

Z – коефіцієнт нерівномірності освітлення, відношення $E_{\text{ср}}/E_{\text{тіп}}$ ($Z = 1,1$);

N – кількість світильників;

n – число ламп у світильнику;

η – коефіцієнт використання світлового потоку, % ($\eta = 0,49$).

Світловий потік люмінесцентних ламп типу ЛБ потужністю 20 Вт становить 1640 лк. Фактична освітленість:

$$S_0 = \frac{24 \cdot 1640 \cdot 0,49}{30 \cdot 1,5 \cdot 1,1} = 390 \text{ лк}$$

Відхилення від норми ΔE розраховуються за формулою:

$$\Delta E = ((390 - 400) / 400) \cdot 100 = 2,5 \%$$

Запропоноване освітлення відповідає встановленим нормам.

У приміщеннях під час роботи на ПЕОМ джерелами шуму, підвищеного рівня є принтер, системний блок, пристрої кондиціонування та вентиляції. Рівень шуму в приміщенні на робочих місцях користувачів ПЕОМ не повинен перевищувати значень, встановлених санітарними нормами ДСН 3.3.6.037.

При виконання основної роботи на ПЕОМ рівень шуму на робочому місці не перевищує 50 дБА.

Мікроклімат виробничих приміщень – клімат внутрішнього середовища

цих приміщень, який визначається поєднаннями температури, вологості та швидкості руху повітря, що діють на організм людини, а також інтенсивності теплового випромінювання від нагрітих поверхонь [69]. З метою створення нормальних умов праці існують вимоги до мікроклімату, що визначено у ДСН 3.3.6.042 для категорії робіт «1 а». Допустимі значення температури повітря в приміщенні становлять від 19 °С до 25 °С, відносної вологості – (40 – 60) %, швидкості руху повітря на рівні особи – 0,1 м/с.

В Україні розроблено «Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. Документ відповідає Директиві 90/270/ЄЕС [155].

Підвищений рівень електромагнітного (ЕМ) випромінювання обумовлений великою кількістю комп'ютерної техніки у приміщенні. ЕМ випромінювання дуже низькою частоти, створювані ПЕОМ та іншою оргтехнікою, негативно впливають на здоров'я людини. Найбільший вплив створює дисплей ПЕОМ. Тимчасові допустимі рівні електромагнітних полів, створюваних ПК, зазначені в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Тимчасові допустимі рівні ЕМП, створюваних ПЕОМ на робочих місцях

Найменування параметрів		Допустимі рівні
Напруженість електричного поля	у діапазоні частот 5 Гц - 2 кГц	25 В/м
	у діапазоні частот 2 кГц - 400 кГц	2,5 В/м
Щільність магнітного потoku	у діапазоні частот 5 Гц - 2 кГц	250 нТл
	у діапазоні частот 2 кГц - 400 кГц	25 нТл

Для забезпечення електробезпеки при експлуатації ПЕОМ необхідно дотримуватися таких вимог:

- у приміщенні, де одночасно експлуатуються більше п'яти ПЕОМ, на видному та доступному місці встановлюється аварійний резервний вимикач, який може повністю відключити живлення приміщення, крім освітлення;
- лінія електромережі для живлення ПЕОМ виконується як окрема групова трипровідна мережа шляхом прокладання фазового, нульового робочого

та нульового захисного провідників. Нульовий захисний провідник використовується для заземлення електроприймачів. Не дозволяється використовувати нульовий робочий провідник як нульовий захисний провідник;

- ПЕОМ повинні підключатися до електромережі за допомогою справних штепсельних з'єднань та електророзеток заводського виготовлення;
- не допускається підключати ПЕОМ до звичайної двопровідної електромережі, у тому числі – з використанням перехідних пристроїв;
- електромережі штепсельних з'єднань та електророзеток для живлення ПЕОМ потрібно виконувати за магістральною схемою, по 3 – 6 з'єднань або електророзеток в одному колі.

Планування приміщення має враховувати мінімальну відстань між столами з ПЕОМ та дисплеями, яка становить два метри. Для захисту людини від електромагнітних випромінювань слід скоротити час роботи з дисплеями до чотирьох годин на день і дотримуватися певної відстані від очей до монітора. Яка є (60 – 70) см, але не менше 50 см. Це допоможе зберегти людину від електромагнітних випромінювань.

5.2 Безпека при користуванні термографа

Перед початком роботи з термографом слід ретельно вивчити інструкцію з експлуатації, дотримуватися правил техніки безпеки та рекомендації виробника.

Не можна використовувати термографи не за призначенням:

- це може призвести до його пошкодження та буде джерелом серйозної небезпеки користувача;
- у приміщеннях зі спеціальними умовами, наприклад, у пожежо- та вибухонебезпечній повітряного середовища;
- пошкоджений та повністю або частково несправний.

Ремонт може бути виконаний лише у авторизованому сервісному центрі.

Не використовують з незачиненою кришкою відсіку батареї (акумуляторів) та не можна застосовувати інший мережний адаптер.

У разі тривалого зберігання слід вийняти з відсіку батарейки (акумулятори), щоб уникнути пошкодження термографа від розлиття електроліту з розряджених батарей.

Термограф призначений для виконання вимірювань температури та реєстрації інфрачервоного зображення. Він був сконструйований таким чином, щоб забезпечити користувачеві максимальну продуктивність та безпеку при роботі, проте потрібне дотримання наступних умов та рекомендацій (додатково до заходів обережності, що застосовуються на робочому місці або в робочій зоні):

- тримати камеру під час роботи у стійкому положенні;
- не використовувати тепловізор за межами діапазону робочих температур;
- дотримуватися температурного режиму під час зберігання;
- не спрямовувати об'єктив камери у бік джерел з високим рівнем теплового випромінювання, таких як сонце, лазерний промінь, зварювальна дуга;
- берегти термограф від пилу та вологи. У разі використання пристрою поблизу води уникати влучення бризок;
- зберігати та транспортувати пристрій у захисному футлярі;
- не закривати отвори для вентиляції у корпусі камери;
- не вмикати термограф протягом 15 секунд після попереднього вимкнення;
- не кидати камеру та не трясіть її, щоб уникнути пошкоджень;
- самовільно не можна відкривати корпус;
- при необхідності переміщення приладу з теплого місця в холодне або навпаки, наприклад, з приміщення на вулицю, слід вимкнути живлення та почекати на новому місці роботи 20 хвилин, після чого можна починати нормальну експлуатацію та точно вимірювати температуру. Раптова та швидка зміна температури може призвести до похибки її вимірювання чи навіть пошкодити інфрачервоний датчик.

5.3 Безпека у надзвичайних ситуаціях

Надзвичайні ситуації, які можуть виникнути під час роботи на підприємстві, класифікуються на: техногенні, природні, екологічні, біологічні, соціально-політичні. Розглянемо пожежу як найбільш ймовірну надзвичайну ситуацію техногенного характеру на виробництві. Робоче приміщення з вибухопожежної та пожежної небезпеки належить до категорії "Д" "Негорючі речовини та матеріали в холодному стані". Причини виникнення пожежі в приміщеннях з ПЕОМ та заходи щодо їх усунення:

- несправності електропроводки, розеток та вимикачів, які можуть призвести до короткого замикання. Необхідно вчасно виявляти та усувати несправності, проводити плановий огляд, усувати усі несправності;

- використання пошкоджених (несправних) електроприладів. Необхідно виключити пожежу своєчасно ремонтувати електроприлади, якісно виправляти поломки, не використовувати несправні електроприлади;

- використання в приміщенні електронагрівальних приладів з відкритими нагрівальними елементами. У приміщенні технічного відділу знаходяться паперові документи, книги, тому використання відкритих обігрівальних приладів у приміщенні відділу не допускається;

- загоряння будівлі внаслідок зовнішніх впливів. У літній період під час грози можливе попадання блискавки, внаслідок чого можлива пожежа. Щоб уникнути цього на даху будівлі встановлено блискавковідведення;

- неакуратне поводження з вогнем та недотримання заходів пожежної безпеки. Для усунення спалаху внаслідок куріння, у приміщенні категорично заборонено куріння, воно дозволене лише у строго відведеному для цього місці. З метою запобігання пожежі із співробітниками проводиться протипожежний інструктаж, на якому працівники ознайомлюються з правилами протипожежної безпеки, а також навчаються використанню первинних засобів пожежогасіння. Приміщення відділу обладнане порошковими вогнегасниками.

Профілактичні методи боротьби з пожежами у приміщенні передбачають:

- організаційні: навчання та розробка планів евакуації, утримання

приміщень у належному стані та інше;

– технічні: сучасні автоматичні засоби сигналізації, методи та пристрої обмеження розповсюдження вогню, автоматичні стаціонарні системи гасіння пожеж, вогнегасники.

Приміщення оснащено пороговою пожежною сигналізацією та знаками пожежної безпеки. Загальні вимоги до знаків пожежної безпеки регламентовані нормами пожежної безпеки.

На рисунок 5.2 показано план евакуації поверху із розміщеними засобами пожежогасіння.

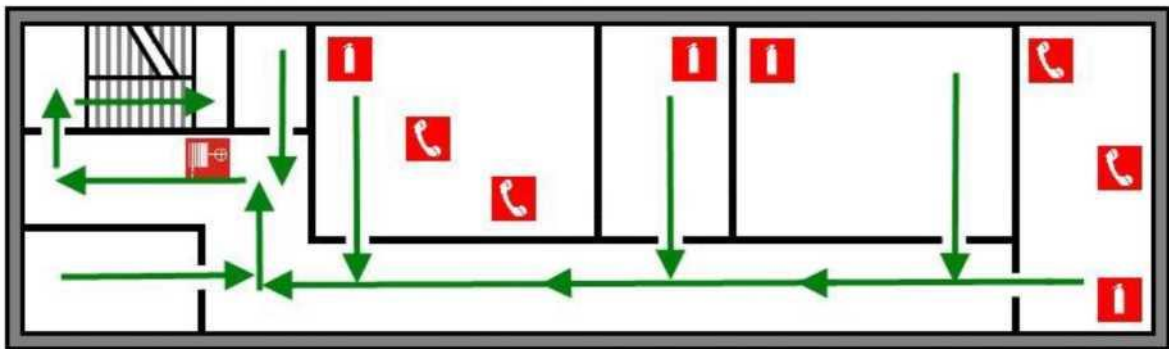


Рисунок 5.2 – План евакуації із приміщення

5.4 Висновок з розділу

Виконано аналіз небезпечних та шкідливих виробничих чинників. Наведено основні нормативно-правові документи, якими регулюється безпека на розглянутому робочому місці. Оскільки освітлення є одним із найголовніших факторів виробничого середовища, виконано проектування виробничого освітлення методом світлового потоку. Вибрано світильники та розрахована освітленість на вказаному робочому місці, яка відрізняється від норми на 2,5 %, що значно менше 10 %, що є допустимим.

Найбільш вірогідною надзвичайною ситуацією є пожежа. Розроблено план евакуації на випадок пожежі та проаналізовано можливі причини виникнення надзвичайних ситуацій.

ВИСНОВКИ

У результаті проведеного дослідження можна сформулювати наступні висновки:

1. Визначено сучасні можливості методи інфрачервоної термографії для безконтактного масового вимірювання температури. Дистанційні методи збору та обробки сприяють інтеграції та аналізу великої кількості даних. Пандемія, викликана новим коронавірусом SARS-CoV-2, наголосила на особливій важливості вимірювання температури тіла як одного з основних діагностичних маркерів інфекції. Очерчено головні сфери застосування інфрачервоної термографії. Для забезпечення високої якості теплового контролю слід оцінити достовірність результатів перевірки, що забезпечується існуючими методиками

2. Виявлено, сгруповано та проаналізовано фактори, що впливають на використання інфрачервоної термографії. Кількість факторів, що впливають на температуру шкіри $T_{\text{шкіри}}$ у людини, надзвичайно велика. Неможливість контролю всіх цих факторів можна вважати одним із найслабших місць інфрачервоної термографії (ІЧТ). Тому в цьому дослідженні пропонується всебічна класифікація всіх цих факторів за трьома основними групами: фактори довкілля, індивідуальні та технічні фактори.

Потенціал і зростання інтересу до нових застосувань ІЧТ на людях вимагають зусиль: по-перше, для подальшого вивчення та визначення невстановленого впливу більшості факторів на температуру шкіри; і, по-друге, покращити цю класифікацію новими посиленнями та факторами.

3. Проведено експериментальні дослідження безконтактного вимірювання температури методом ІЧТ. Зібрано дані із 1010 пацієнтів. Проаналізовано точність вимірювання.

За даними технічних характеристик безконтактного інфрачервоного термографа моделі Uni-t UTi165K точність становить $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$.

Загалом наше великомасштабне клінічне дослідження зібрало унікальну та

дуже цінну кількісну інформацію щодо ефективності ІЧТ для скринінгу лихоманки та допомогло визначити потенційні найкращі практики для калібрування та оцінки клінічної точності ІЧТ. Алгоритми для визначення температури мають вирішальне значення для клінічного вимірювання. Хоча метрики, рекомендовані в стандартах, дають корисну інформацію про ефективність ІЧТ, впровадження додаткових підходів, таких як S для оцінки точності вимірювання температури та Se/Sp для клінічної діагностичної точності, може бути корисним. Крім того, точність вимірювання температури в межах температурного інтервалу поблизу діагностичного порогу лихоманки може бути важливішою для оцінки ІЧТ скринінгу лихоманки, ніж точність у повному діапазоні температур.

Можливості ІЧТ можуть дозволити виявити лихоманку нижчого ступеня та/або ранню стадію. ІЧТ може бути кращим вибором для скринінгу на лихоманку в зонах з інтенсивним рухом людей або місцях з підвищеним ризиком, де більша вартість може бути виправдана більшою ефективністю. Крім того, оператор ІЧТ не зобов'язаний перебувати у фізичній близькості до суб'єкта (наприклад, відстань між суб'єктом та ІЧТ становила від 0,6 м до 0,8 м у цьому дослідженні). Дійсно, вони можуть навіть перебувати в іншій зоні чи кімнаті, або можна застосувати повністю автоматизований підхід, таким чином зменшуючи ризик зараження. Ще однією перевагою ІЧТ є їхня здатність надавати дані про температуру з ряду місць на обличчі. Просторові варіації температури обличчя також можуть бути пов'язані з певними захворюваннями (запальні стани шкіри, стан загоєння ран).

4. Порівняно термодатчики та розробити рекомендації щодо використання діагностичного шлюзу для вимірювання температури.

Всі роботи з заміни термодатчиків та впровадження додаткового коду для локалізації досліджень з використанням бібліотек комп'ютерного зору, а також отримання нових знань з термометрії вимагають написання додаткових уточнень щодо роботи з діагностичним шлюзом.

Список усіх рекомендацій щодо роботи зі шлюзом для вимірювання температури вміщує:

- дослідження слід проводити в приміщенні, де підтримується постійна температура ($22,5 \pm 1$) °C та вологість (60 ± 5) % повітря;
- приміщення має бути добре освітлене, для кращої роботи камери, а, отже, розпізнавання об'єктів;
- пацієнт має бути адаптований до температури навколишнього середовища, для цього за (10 – 15) хв до дослідження слід звільнити його від верхнього одягу;
- у спекотний період, перед діагностикою, не рекомендується вживати рідини, оскільки це може вплинути на терморегуляцію та результат вимірювання температури;
- під час проходження обстеження волосся з чола прибрати, зачесавши його набік і, за необхідності, притримати рукою;
- якщо пацієнт не згоден з результатами роботи системи, з результатом вимірювання температури, слід звернутися до чергового лікаря і виміряти температуру з використанням ртутного термометра.

Дані рекомендації можуть бути включені до інструкцій та пам'яток щодо використання системи моніторингу стану здоров'я.

5. Виконано аналіз небезпечних та шкідливих виробничих чинників. Наведено основні нормативно-правові документи, якими регулюється безпека на розглянутому робочому місці. Оскільки освітлення є одним із найголовніших факторів виробничого середовища, виконано проектування виробничого освітлення методом світлового потоку. Найбільш вірогідною надзвичайною ситуацією є пожежа. Розроблено план евакуації на випадок пожежі та проаналізовано можливі причини виникнення надзвичайних ситуацій.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Кальченко Д. Ю. Безпека праці в умовах пандемії covid // *Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах*: Матер. Всеукр. науково-практ. Інтернет конференції здобувачів вищої освіти і молодих учених, 5 - 6 листопада 2020 р. / ХНАДУ. Харків, 2020. С. 224–225.
2. Кальченко Д.Ю. Підвищення безпеки виробництва за допомогою цифрових технологій. *Безпека людини у сучасних умовах*: XII Міжнар. науково-метод. конф. 3 - 4 грудня 2020 р. / ХПІ. Харків, 2020. С. 264–266.
3. Крайнюк О.В., Буц Ю.В., Барбашин В.В., Лоцман П.І., Кальченко Д.Ю. Підвищення достовірності дистанційних методів вимірювання температури поверхні тіла людини. *Городское хозяйство городов*, 2021. 4 (164). С. 197 - 202. <https://khg.kname.edu.ua/index.php/khg/article/view/5840>. DOI10.33042/2522-1809-2021-4-164-197-202
4. Кальченко Д. Ю., Крайнюк О. В. Розробка методики підвищення достовірності дистанційних методів вимірювання температури поверхні тіла людини. *Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах: Матеріали Всеукраїнської науково-практичної Інтернеткон ференції здобувачів вищої освіти і молодих учених*. 2 - 3 листопада 2021 р. / ХНАДУ. Харків, 2021. С. 19 - 23.
5. Кальченко Д. Ю., Крайнюк О. В., Пец А. С., Буц Ю. В. Забезпечення техногенної безпеки при переробці пластикових відходів. *Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах: Матеріали Всеукраїнської науково-практичної Інтернет конференції здобувачів вищої освіти і молодих учених*. 2 - 3 листопада 2021 р. / ХНАДУ. Харків, 2021. С. 220 - 221.
6. Крайнюк О.В., Кальченко Д.Ю. Буц Ю.В., Пец А. С. Забезпечення екологічної безпеки при вирішенні проблеми переробки пластикових відходів. *Міжнародна науково-практична інтернет-конференція «Екологічно сталий*

розвиток урбосистем: виклики і рішення» 2-3 листоп. 2021 р. / ХНУМГ ім. О. М. Бекетова. Харків, 2021. С. 110 - 112.

7. Кальченко Д. Ю., Кондратенко І. О. До питання забезпечення точності методу інфрачервоної термографії при дистанційних вимірюваннях температури тіла людини. *Метрологічні аспекти прийняття рішень в умовах роботи на техногенно небезпечних об'єктах*: Матер. Всеукр. науково-практ. Інтернет-конф. здобувачів вищої освіти і молодих учених, 4 листопада 2022 р. / ХНАДУ. Харків, 2022. С. 78 - 80.– <http://surl.li/dtlym>

8. Кальченко Д.Ю., Крайнюк О.В. Переробка пластикових відходів із забезпеченням техногенної безпеки. *Наука про цивільний захист як шлях становлення молодих вчених*: Матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції курсантів, студентів, ад'юнктів (аспірантів). / Черкаський інститут пожежної безпеки імені Героїв Чорнобиля НУЦЗ України. Черкаси, 2022. С. 129 - 130.

9. Крайнюк О. В., Кальченко Д. Ю. Підвищення достовірності дистанційного вимірювання температури. *Дванадцята міжнародна науково-технічна конференція «Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління» Тези доповідей, 27 - 28 квітня 2022 р:* / Баку – Харків- Жилина, 2022. Т.1. С. 179. URL: <https://nure.ua/konferencii-ta-workshops/mizhnarodna-naukovo-tehnichna-konferencija-suchasni-naprjami-rozvitku-informacijno-komunikacijnih-tehnologij-ta-zasobiv-upravlinnja/xii-mntk-suchasni-naprjami-rozvitku-informacijno-komunikacijnih-tehnologij-ta-zasobiv-upravlinnja>

10. Крайнюк О. В., Кальченко Д.Ю. Забезпечення безпеки при умовах пандемії. *Проблеми цивільного захисту населення та безпеки життєдіяльності: сучасні реалії України*: Матеріали VIII Всеукраїнської заочної науково - практичної конференції / НПУ імені М.П. Драгоманова. Київ, 2022. С. 65 - 66.

11. Вавилов В. П. Инфракрасная термография и тепловой контроль / В. П. Вавилов. М. : Спектр, 2009. 544 с.

12. ДСТУ 3170-95 Пірометри. Загальні технічні вимоги.

13. Akimov E., Son'kin V. Skin temperature and lactate threshold during muscle work in athletes. *Hum. Physiol.* 2011. 37. P. 621 - 628.

14. Михеев С. В. Основы инфракрасной техники. СПб. : Университет ИТМО. 2017. 127 с.
15. Minkina W. Infrarad Thermography. Errors and Uncertainties / W. Minkina, S. Dudzik. N.Y. : John Wiley & Sons, 2009. 223 p.
16. Bichinho G.L., Gariba M.A., Sanches I.J. et al. A computer tool for the fusion and visualization of thermal and magnetic resonance images. *J. Digit. Imaging*. 2009. 22(5). P. 527 - 534.
17. Merla A., Romani G.L. Functional infrared imaging in medicine: a quantitative diagnostic approach. *Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2006. 1. P. 224 - 227.
18. Ring E.F. The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine. *J. Med. Eng. Technol.* 2006. 30(4). P.192 - 198.
19. Perpetuini D., Filippini C., Cardone D., Merla, A. An overview of thermal infrared imaging-based screenings during pandemic emergencies. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021. 18(6). P. 3286.
20. Ахметзянов Ф.Ш., Шаймарданов И.В., Пашеев А. В., Саэтгараев А. К., Муфтахутдинова Г.Ш., Садыков К. К., Егоров В.И. Профилактика и лечение непреднамеренной периоперационной гипотермии. *Казанский медицинский журнал*. 2018. 99(1). С. 70 - 78.
21. Childs C. Body temperature and clinical thermometry. *Handbook of clinical neurology*. 2018. 157. P. 467 - 482. doi: 10.1016/B978-0-444-64074-1.00029-X.
22. Pecoraro V., Petri D., Costantino G., Squizzato A., Moja L., Virgili G., Lucenteforte E. The diagnostic accuracy of digital, infrared and mercury-in-glass thermometers in measuring body temperature: a systematic review and network meta-analysis. *Internal and emergency medicine*. 2021. 16(4). P. 1071 - 1083. doi: 10.1007/s11739-020- 02556-0.
23. Mondal H., Mondal S. Basic technology and proper usage of home health monitoring devices. *Malaysian family physician* 2021. 16(1). P. 8 - 14. doi: 10.51866/rv1097.
24. Canadian Agency for Drugs and Technology in Health. Non-contact

thermometers for detecting fever: a review of clinical effectiveness. *Canadian Agency for Drugs and Technology in Health*. 2015. 72 p.

25. Fletcher T., Whittam A., Simpson R., Machin G. Comparison of non-contact infrared skin thermometers. *Journal of medical engineering & technology* 2018: 42(2). P. 65 - 71. doi:10.1080/03091902.2017.1409818.

26. Pratap Singh R., Javaid M., Haleem A., Vaishya R., Ali S. Internet of Medical Things (IoMT) for orthopaedic in COVID-19 pandemic: Roles, challenges, and applications. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. 2020. 11(4). P. 713 - 717. doi: 10.1016/j.jcot.2020.05.011.

27. Моисеева, Н. П. Поверка радиационных термометров. URL: http://temperatures.ru/pages/poverka_radiacionnyh_termometrov.

28. CCT-WG5 on Radiation Thermometry, Uncertainty Budgets for Calibration of Radiation Thermometers below the Silver Point / J. Fischer, P. Saunders, M. Sadli. BIPM, Sevres, France, 2008. URL: http://www.bipm.org/wg/CCT/CCT-WG5/Allowed/Miscellaneous/Low_T_Uncertainty_Paper_Version_1.71.pdf.

29. Liebmann, F. Infrared Calibration Development at Fluke Corporation Hart Scientific Division / F. Liebmann. - Mode of access: http://www.academia.edu/10252708/Infrared_calibration_development_at_Fluke_Corporation_Hart_Scientific_Division.

30. ДСТУ 3194:2005 Метрологія. Державна повірочна схема для засобів вимірювання температури. Безконтактні засоби вимірювання температури.

31. Захаренко В. А., Пономарев Д. Б., Шкаев А. Г. Исследование погрешности пирометра с встроенным калибратором. *Метрология, стандартизация, управление качеством*: матер. докл. конф. Омск: ОмГТУ. 2017. С. 19 - 21.

32. Захаренко В. А., Никоненко В. А.. Метрологическое обеспечение в пирометрии. *Главный метролог*. 2002. 5. С. 31 - 32.

33. Захаренко В. А. Учет температуры окружающей среды при градуировке пирометров / В. А. Захаренко, Д. Б. Пономарев. *Динамика систем, механизмов и машин*: матер/ докл. VI Междунар. конф. Омск. 2007. С. 302 - 305.

34. Ионов Б. П., Ионов А. Б. Проблемы и перспективы бесконтактных

температурных измерений *Стандартизация, метрология и управление качеством*: матер. науч.-техн. конф. Омск: ОмГТУ. 2015. С. 15 - 18.

35. Пономарев Д. Б. Пирометры компенсационного типа / Д. Б. Пономарев, В. А. Захаренко, Ю. Н. Кликушин. *Метрология*. 2014. 4. С. 25 - 31.

36. Minkina W. Infrarad Thermography. Errors and Uncertainties / W. Minkina, S. Dudzik. *N.Y. : John Wiley & Sons*. 2009. 223 p.

37. ДСТУ ISO 9000:2015 (ISO 9000:2015, ГОТ) Системи управління якістю Основні положення та словник термінів. Київ ДП «УкрНДНЦ». 2016. 49 с.

38. ДСТУ ISO 9001:2015 (ISO 9001:2015, IDT) Системи управління якістю вимоги Київ ДП «УкрНДНЦ». 2016. 30 с.

39. ДСТУ ISO/IEC Guide 98-3:2018 Невизначеність вимірювань. Частина 3. Настанова щодо подання невизначеності у вимірюванні (GUM:1995).

40. ДСТУ 3400-2000 Метрологія. Державні випробування засобів вимірювальної техніки. Основні положення, організація, порядок проведення і розгляду результатів.

41. ISO/TR 13154:2017 Medical electrical equipment – Deployment, implementation and operational guidelines for identifying febrile humans using a screening thermograph. <https://www.iso.org/ru/standard/69347.html>.

42. Ring E.F.J. Pioneering progress in infrared imaging in medicine. *Quant. InfraRed Thermogr. J.* 2014. P. 1 - 9.

43. Tan J.-H., E.Y.K. Ng. U. Rajendra Acharya, C. Chee, Infrared thermography on ocular surface temperature: a review. *Infrared Phys. Technol.* 2009. 52. P. 97-108.

44. Taylor N.A., M.J. Tipton, G.P. Kenny, Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures. *J. Therm. Biol.* 2014. 46. P. 72 - 101.

45. Zaproudina N., V. Varmavuo, O. Airaksinen Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals. *Physiol. Meas.* 2008. 29. P. 515 - 524.

46. Ammer K., E.F.J. Ring, Diakides N.A., Bronzino J.D. Standard procedures for Infrared Imaging in Medicine. *Medical Infrared Imaging*, Taylor & Francis, United States. 2007. P. 22.1 - 22.14.

47. Ammer K., E.F. Ring, Influence of the field of view on temperature

readings from thermal images. *Thermol. Int.* 2005. 15. P. 99 - 103.

48. Ivanitsky G.R., E.P. Khizhnyak, A.A. Deev Thermal imaging in medicine: a comparative study of infrared systems operating in wavelength ranges of 3 - 5 and 8 - 12 micron as applied to diagnosis. *Dokl. Biochem. Biophys.* 2006. 407. P. 59 - 63.

49. Chiang M.F., P.W. Lin, L.F. Lin, H.Y. Chiou, C.W. Chien, S.F. Chu, W.T. Chiu, Mass screening of suspected febrile patients with remote-sensing infrared thermography: alarm temperature and optimal distance. *J. Formos. Med. Assoc.* 2008. 107. P. 937 - 944.

50. Fisher G., E.B. Foster, D.D. Pascoe, Equilibration period following exposure to hot or cold conditions when using infrared thermography. *Thermol. Int.* 2008. 18. P. 95 - 100.

51. Pascoe D.D., G. Fisher, Comparison of measuring sites for the assessment of body temperature. *Thermol. Int.* 2009. 19. P. 35 - 42.

52. Liu W., Z. Lian, Q. Deng, Y. Liu Evaluation of calculation methods of mean skin temperature for use in thermal comfort study. *Build. Environ.* 2011. 46. P. 478 - 488.

53. Ring E., K. Ammer, The technique of infra red imaging in medicine. *Thermol. Int.* 2007. 10. P. 7 - 14.

54. Bagavathiappan S., T. Saravanan, J. Philip, T. Jayakumar, B. Raj, R. Karunanithi, T.M. Panicker, M.P. Korath, K. Jagadeesan, Infrared thermal imaging for detection of peripheral vascular disorders. *J. Med. Phys. Assoc. Med. Physicists India.* 2009. 34. P. 43 - 47.

55. Garagiola U., E. Giani. Use of telethermography in the management of sports injuries. *Sports Med.* 1990. 10. P. 267 - 272.

56. Barnes R.B. Thermography of the human body. *Science.* 1983. 140. P. 870 - 877.

57. Feldman F., Nickoloff E.L. Normal thermographic standards for the cervical spine and upper extremities. *Skeletal Radiol.* 1994.12. P. 235 - 249.

58. Uematsu S. Symmetric of skin temperature comparing one side of the body to the other. *Thermology.* 1995. 1. P. 4 - 7.

59. BenEliyahu D.J., Infrared thermography in the diagnosis and management of sports injuries: a clinical study and literature review. *Chiropractic Sports Med.* 1990.

4. P. 46 - 53.

60. Uematsu S., Edwin D.H., Jankel W.R., Kozikowski J., Trattner M. Quantification of thermal asymmetry. Part 1: Normal values and reproducibility. *J. Neurosurg.* 1998. 9. P. 552 - 555.

61. Zhu W.P., Xin X.R. Study on the distribution pattern of skin temperature in normal Chinese and detection of the depth of early burn wound by infrared thermography. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 1999. 888. P. 300 - 313.

62. Niu H.H., Lui P.W., Hu J.S., Ting C.K., Yin Y.C., Lo Y.L., Liu L., Lee T.Y. Thermal symmetry of skin temperature: normative data of normal subjects in Taiwan. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi (Taipei)*. 2001. 64. P. 459 - 468.

63. Vardasca R., Ring E.F.J., Plassmann P., Jones C.D. Thermal symmetry of the upper and lower extremities in healthy subjects. *Thermol. Int.* 2012. 22. P. 53 - 60.

64. Wade C.E., Veghte J.H. Thermographic evaluation of the relative heat loss by area in man after swimming. *Aviat. Space Environ. Med.* 1997. 48. P. 16 - 18.

65. Bouzas Marins J.C., Andrade Fernandes A.d., Gomes Moreira D., Souza Silva F., C. Magno A. Costa, Pimenta E.M., Sillero-Quintana M. Thermographic profile of soccer players' lower limbs. *Rev. Andaluza Med. Deporte.* 2014. 7. P. 1 - 6.

66. Gomez Carmona P.M., Influencia de la información termografica infrarroja en el protocolo de prevention de lesiones de un equipo de futbol profesional espanol, Sports Department, Faculty of Sciences for Physical Activity and Sport (INeF). *Universidad Politecnica de Madrid, Madrid.* 2012. 43 p.

67. Deng Z.S., Liu J. Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. *Comput. Biol. Med.* 2004. 34. P. 495 - 521.

68. IACT, Thermology guidelines, standards and protocols in clinical thermography imaging. *International Academy of Clinical Thermology IACT.* 2002. P. 1 - 9.

69. Zaproudina N., Ming Z., Hanninen O.O. Plantar infrared thermography measurements and low back pain intensity. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2006. 29. P. 219 - 223.

70. Abate M., Di Carlo L., Di Donato L., Romani G.L., Merla A. Comparison of cutaneous termic response to a standardised warm up in trained and untrained

individuals. *J. Sports Med. Phys. Fitness*. 2013. 53. P. 209 - 215.

71. Chudecka M., Lubkowska A. Thermal maps of young women and men. *Infrared Phys. Technol.* 2015. 69. P. 81 - 87.

72. Roy R., Boucher J.P., Comtois A.S. Validity of infrared thermal measurements of segmental paraspinal skin surface temperature. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2006. 29. P. 150 - 155.

73. Livingston S.D., Nolan R.W., Frim J., Reed L.D. A thermographic study of the effect of body composition and ambient temperature on the accuracy of mean skin temperature calculations. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 1997. 56. P. 120 - 125.

74. Roy R.A., Boucher J.P., Comtois A.S. Digitized infrared segmental thermometry: time requirements for stable recordings. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2006. 29. P. 461 - 468.

75. Lahiri B.B., Bagavathiappan S., Jayakumar T. Medical applications of infrared thermography: a review. *Infrared Phys. Technol.* 2012. 55. P. 221 - 235.

76. Bouzas Marins J.C., Gomes Moreira D., Pinonosa Cano S., Sillero-Quintana M., Dias Soares D., A. de Andrade Fernandes, F. Sousa da Silva, Amaral Costa C.M., dos Santos Amorim P.R. Time required to stabilize thermographic images at rest. *Infrared Phys. Technol.* 2014. 65. P. 30 - 35.

77. Reinikainen L.M., Jaakkola J.J. Significance of humidity and temperature on skin and upper airway symptoms. *Indoor Air*. 2003. 13. P. 344 - 352.

78. Amalu W.C., Hobbins W.B., Head J.F., Elliott R.L. Infrared imaging of the breast: a review, in: N.A. Diakides, J.D. Bronzino (Eds.). *Medical Infrared Imaging*, Taylor & Francis, United States. 2007. P. 19 - 22.

79. Merla A., Mattei P.A., L. Donato Di, Romani G.L. Thermal imaging of cutaneous temperature modifications in runners during graded exercise. *Ann. Biomed. Eng.* 2010. 38. P. 158 - 163.

80. Atmaca I., Yigit A. Predicting the effect of relative humidity on skin temperature and skin wettedness. *J. Therm. Biol.* 2006. 31. P. 442 - 452.

81. Hardy J.D., Du Bois E.F. Differences between men and women in their response to heat and cold. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 1990. 26. P. 389 - 398.

82. Hashiguchi N., Feng Y., Y. Tochiyama Gender differences in thermal

comfort and mental performance at different vertical air temperatures. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2010. 109. P. 41 - 48.

83. Petrofsky J.S., Lohman E. 3rd, Suh H.J., Garcia J., Anders A., Sutterfield C. The effect of aging on conductive heat exchange in the skin at two environmental temperatures. *Med. Sci. Monit.: Int. Med. J. Exp. Clin. Res.* 2006. 12. P. CR400 - CR408.

84. Waterhouse J., Drust B., Weinert D., Edwards B., Gregson W., Atkinson G., Kao S.Y., Aizawa S., Reilly T., The circadian rhythm of core temperature: origin and some implications for exercise performance. *Chronobiol. Int.* 2005. 22. P. 207 - 225.

85. Kelly G.S. Body temperature variability (Part 1): a review of the history of body temperature and its variability due to site selection, biological rhythms, fitness, and aging. *Altern. Med. Rev.* 2006. 11. P. 278 - 293.

86. Merla A., Mattei P.A., L. Donato Di, Romani G.L. Thermal imaging of cutaneous temperature modifications in runners during graded exercise. *Ann. Biomed. Eng.* 2010. 38. P. 158 - 163.

87. Jenkins S., Brown R., Rutterford N. Comparing thermographic, EEG, and subjective measures of affective experience during simulated product interactions. *Int. J. Des.* 2009. 3. P. 53 - 65.

88. Ioannou S., Gallese V., Merla A. Thermal infrared imaging in psychophysiology: potentialities and limits. *Psychophysiology.* 2014. 51. P. 951 - 963.

89. Ewing K.L., Davison T.W., Ferguson J.L. Effects of activity, alcohol, smoking, and the menstrual cycle on liquid crystal breast thermography. *Ohio J. Sci.* 1993. 73. P. 55 - 58.

90. Ferreira J.J., Mendonca L.C., Nunes L.A., Andrade A.C. Filho, Rebelatto J.R., Salvini T.F. Exercise-associated thermographic changes in young and elderly subjects. *Ann. Biomed. Eng.* 2008. 36. P. 1420 - 1427.

91. Kenny G.P., Reardon F.D., Zaleski W., Reardon M.L., Haman F., Ducharme M.B. Muscle temperature transients before, during, and after exercise measured using an intramuscular multisensor probe. *J. Appl. Physiol.: Respirat., Environ. Exer. Physiol.* 2003. 94. P. 2350 - 2357.

92. Burnham R.S., McKinley R.S., Vincent D.D. Three types of skin-surface

thermometers: a comparison of reliability, validity, and responsiveness. *Am. J. Phys. Med. Rehabil. Assoc. Acad. Physiat.* 2006. 85. P. 553 - 558.

93. Sherman R.A., Woerman A.L., Karstetter K.W. Comparative effectiveness of videothermography, contact thermography, and infrared beam thermography for scanning relative skin temperature. *J. Rehabil. Res. Dev.* 1996. 33. P. 377 - 386.

94. Faust O., Rajendra Acharya U., Ng E.Y.K., Hong T.J., Yu W. Application of infrared thermography in computer aided diagnosis. *Infrared Phys. Technol.* 2014. 66. P. 160 - 175.

95. Pauling J.D., Shipley J.A., Raper S., Watson M.L., Ward S.G., Harris N.D., McHugh N.J. Comparison of infrared thermography and laser speckle contrast imaging for the dynamic assessment of digital microvascular function. *Microvasc. Res.* 2011. 83. P. 162 - 167.

96. Littlejohn R.A.N. Thermographic Assessment of the Forearm during Data Entry Tasks: A Reliability Study. *Industrial and Systems Engineering. Virginia Tech.* 2008. 58 p.

97. Fernandez-Cuevas I., Marins J.C., Gomez Carmona P.M., Garcia-Concepcion M.A., Arnaiz Lastras J., Sillero Quintana M., Reliability and reproducibility of skin temperature of overweight subjects by an infrared thermography software designed for human beings. *Thermol. Int.* 2012. 22. P. 130 - 137.

98. Ammer K., Influence of imaging and object conditions on temperature readings from Medical Infrared Images. *Pol. J. Environ. Stud.* 2006. 5. P. 117 - 119.

99. Plassmann P., E.F. Ring, C.D. Jones, Quality assurance of thermal imaging systems in medicine. *Thermol. Int.* 2006. 16. P. 10 - 15.

100. Ring E.F.J., Ammer K., Jung A., Murawski P., Wiecek B., Zuber J., Zwolenik S., Plassmann P., Jones C., Jones B.F. Standardization of infrared imaging, in: Conference on the Proceedings of IEEE Engineering. *Medicine and Biology Society.* 2004. 2. P. 1183 - 1185.

101. Ring E.F.J., Ammer K., Wiecek B., Plassmann P., Jones C.D., Jung A., Murawski P. Quality assurance for thermal imaging systems in medicine. *Thermol. Int.* 2007. 17. P. 103 - 106.

102. Ammer K. The Glamorgan Protocol for recording and evaluation of thermal images of the human body. *Thermol. Int.* 2008. 18. P. 125 - 129.
103. Tkacova M., Hudak R., Foffova P., Zivcak J. An importance of camera - subject distance and angle in musculoskeletal application of medical thermography. *Acta Electrotech. Inf.* 2010. 10. P. 57 - 60.
104. Plaughter G., Lopes M.A., Melch P.E., Cremata E.E. The inter- and intraexaminer reliability of a paraspinal skin temperature differential instrument. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 1991. 14. P. 361 - 367.
105. Oerlemans H.M., Perez R.S., Oostendorp R.A., Goris R.J. Objective and subjective assessments of temperature differences between the hands in reflex sympathetic dystrophy. *Clinical Rehab.* 1999. 13. P. 430 - 438.
106. Ammer K. Need for standardisation of measurements in Thermal Imaging, in: B. Wiecek (Ed.), *Thermography and Lasers in Medicine. Akademickie Centrum Graficzno-Marketigowe Lodar S.A, Lodz. Poland.* 2003. P. 13 - 17.
107. Huygen F.J., Niehof S., Klein J., Zijlstra F.J., Computer-assisted skin videothermography is a highly sensitive quality tool in the diagnosis and monitoring of complex regional pain syndrome type I. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2004. 91. P. 516 - 524.
108. Burnham R.S., McKinley R.S., Vincent D.D. Three types of skin-surface thermometers: a comparison of reliability, validity, and responsiveness. *Am. J. Phys. Med. Rehabil. Assoc. Acad. Physiat.* 2006. 85. P. 553 - 558.
109. Selfe J., Hardaker N., D. Thewlis, Karki A. An accurate and reliable method of thermal data analysis in thermal imaging of the anterior knee for use in cryotherapy research. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2006. 87. P. 1630 - 1635.
110. Hart J., Omolo B., Boone W.R., Brown C., Ashton A. Reliability of three methods of computer-aided thermal pattern analysis. *J. Can. Chiropr. Assoc.* 2007. 51. P. 175 - 185.
111. Spalding S.J., Kwok C.K., Boudreau R., Enama J., Lunich J., Huber D., L. Denes, R. Hirsch, Three-dimensional and thermal surface imaging produces reliable measures of joint shape and temperature: a potential tool for quantifying arthritis. *Arthritis Res. Ther.* 2008. 10. P. R10.
112. Gold J.E., M. Cherniack, Hanlon A., Dennerlein J.T., Dropkin J. Skin

temperature in the dorsal hand of office workers and severity of upper extremity musculoskeletal disorders. *Int. Arch. Occup. Environ. Health*. 2009. 82. P. 1281 - 1292.

113. Hildebrandt C., Raschner C. An intra-examiner reliability study of knee temperature patterns with medical infrared thermal imaging. *Thermol. Int.* 2009. 19. P. 73 - 76.

114. McCoy M., Campbell I., Stone P., Fedorchuk C., Wijayawardana S., Easley K. Intra-Examiner and Inter-Examiner Reproducibility of Paraspinal Thermography. *PLoS ONE*. 2011. 6. P. e16535.

115. Pauling J.D., Shipley J.A., Raper S., Watson M.L., Ward S.G., Harris N.D., McHugh N.J. , Comparison of infrared thermography and laser speckle contrast imaging for the dynamic assessment of digital microvascular function. *Microvasc. Res.* 2011. 83. P. 162 - 167.

116. Fernandez-Cuevas I., Effect of Endurance, Speed and Strength Training on Skin Temperature Measured by Infrared Thermography, Sports Department, Faculty of Sciences for Physical Activity and Sport (INEF). *Universidad Politecnica de Madrid*, Spain, 2012. 44 p.

117. Fernandez-Cuevas I., Marins J.C., Gomez Carmona P.M., Garcia-Concepcion M.A., Arnaiz Lastras J., Sillero Quintana M. Reliability and reproducibility of skin temperature of overweight subjects by an infrared thermography software designed for human beings. *Thermol. Int.* 2012. 22. P. 130 - 137.

118. Costa A.C.S., Dibai Filho A.V., Packer A.C., Rodrigues-Bigaton D. Intra and inter-rater reliability of infrared image analysis of masticatory and upper trapezius muscles in women with and without temporomandibular disorder. *Brazil. J. Phys. Therapy*. 2013. 17. P. 24 - 31.

119. Choi E., Lee P.-B., F.S. Nahm Interexaminer reliability of infrared thermography for the diagnosis of complex regional pain syndrome. *Skin Res. Technol.* 2013. 19. P. 189 - 193.

120. Rodrigues-Bigaton D., Dibai Filho A.V., A.C.d.S. Costa, A.C. Packer, E.M. de Castro, Accuracy and reliability of infrared thermography in the diagnosis of arthralgia in women with temporomandibular disorder. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2013. 36. P. 253 - 258.

121. Rossignoli I., Benito P.J., Herrero A.J. Reliability of infrared thermography in skin temperature evaluation of wheelchair users. *Spinal Cord*. 2014. P. 1 - 6.
122. Tkacova M., Foffova P., Zivcak J. The methodics of medical thermography in the diagnostics of the human body musculoskeletal system. *8th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMII)*. IEEE. 2010. P. 275 - 277.
123. Ammer K. Temperature readings from thermal images are less dependent on the number of pixels of the measurement area than on variation of room temperature. *Thermol. Int.* 2005. 15. P. 131 - 133.
124. Clark J.A. Effects of surface emissivity and viewing angle on errors in thermography // *Acta Thermograph.* 1996. 1. P. 138 - 141.
125. Chen Z., Jiang G., Zheng F., Liu H., Zhu B. A Correction method of medical thermography's distortion. *Conference on the Proceedings of IEEE Engineering, Medicine and Biology Society*. 2005 (2). P. 1677 - 1679.
126. Cheng V.S., Bai J., Chen Y. A high-resolution three-dimensional far-infrared thermal and true-color imaging system for medical applications. *Med. Eng. Phys.* 2009. 31. P. 1173 - 1181.
127. Zhu W.P., Xin X.R. Study on the distribution pattern of skin temperature in normal Chinese and detection of the depth of early burn wound by infrared thermography. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 1999. 888. P. 300 - 313.
128. Fournet D., Redortier B., Havenith G. A method for whole-body skin temperature mapping in humans. *Thermol. Int.* 2012. 22. P. 157 - 159.
129. Duarte A., Carrao L., Espanha M., Viana T., Freitas D., Bartolo P., Faria P., Almeida H.A. Segmentation algorithms for thermal images. *Proc. Technol.* 2014. 16. P. 1560 - 1569.
130. Mao A., Chen J., Luo J., 3D visualization of the body skin temperature with mapping functions. *J. Inf. Comput. Sci.* 2012. 9. P. 2363 - 2370.
131. Bajwa U., Vardasca R., Ring E.F.J., Plassmann P. Comparison of boundary detection techniques to improve image analysis in medical thermography. *Imag. Sci.J.* 2010. 58. P. 12 - 19.
132. Vardasca R., Gabriel J., Jones C.D., Plassmann P., Ring E.F.J. A template

based method for normalizing thermal images of the human body. *12th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography*, Bourdeaux. France. 2014. P. 63 - 89.

133. Vardasca R., Plassmann P., Gabriel J., Ring E.F.J. Towards a medical imaging standard capture and analysis software. *12th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography*, Bordeaux. France. 2014. P. 162 - 168.

134. Vainer B.G. FPA-based infrared thermography as applied to the study of cutaneous perspiration and stimulated vascular response in humans. *Phys. Med. Biol.* 2005. 50. P. 63.

135. IEC 80601-2-59:2017 Medical Electrical Equipment-Part 2-59: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Screening Thermographs for Human Febrile Temperature Screening; International Electrotechnical Commission, International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland. 2017. [Медицинское электрооборудование. Частные требования к базовой безопасности и основным характеристикам термографов для скрининга фебрильной температуры человека].— <https://www.iso.org/standard/69346.html>

136. Purslow C. Clinical Implications for Thermography in the Eye World: A short History of Clinical Ocular Thermography. In *Image Modeling of the Human Eye*; Acharya, U.R., Ng, Y.K.E.; *Artech House*: New York, NY, USA. 2008. P. 301 - 315.

137. Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phys. Med. Biol.* 1973. 18. P. 686.

138. Mercer J.B.; Ring E.F.J. Fever screening and infrared thermal imaging: Concerns and guidelines. *Thermol. Int.* 2009. 19. P. 67 - 69.

139. Clinical and Laboratory Standards Institute. EP09c: Measurement Procedure Comparison and Bias Estimation Using Patient Samples; Clinical and Laboratory Standards Institute: Wayne, PA, USA. 2018 24 p.

140. ISO. ISO 80601-2-56: Medical Electrical Equipment-Part 2-56: Particular Requirements for Basic Safety and Essential Performance of Clinical Thermometers for Body Temperature Measurement; International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2017.

141. Bland J.M.; Altman, D.G. Comparing methods of measurement: Why

- plotting difference against standard method is misleading. *Lancet* 1995. 346. P. 1085 - 1087.
142. Giavarina D. Understanding bland altman analysis. *Biochem. Med. Biochem. Med.* 2015. 25. P. 141 - 151.
143. Krouwer J.S. Why Bland-Altman plots should use X, not $(Y + X)/2$ when X is a reference method. *Stat. Med.* 2008. 27. P. 778 - 780.
144. Cheung B.; Chan, L.; Lauder, I.; Kumana, C. Detection of body temperature with infrared thermography: Accuracy in detection of fever. *Hong Kong Med. J.* 2012. 18 (3). P. 31 - 34.
145. MLX90620 Datasheet. Future Electronics.– <https://www.futureelectronics.com/p/development-tools--analog-power/evb90620-melexis-103043>.
146. FLIR LEPTON® Long Wave Infrared (LWIR) Datasheet. Технічні характеристики. ПЕРГАМ. – URL: <https://www.pergam.ru/files/products/publikatsiya1.pdf>.
147. Bregy Esteban Malpartida Ramos FLIRLEPTON® Long Wave Infrared https://www.academia.edu/24188526/FLIR_LEPTON_Long_Wave_Infrared_LWIR_Datasheet.
148. HTPA 16x4 Datasheet.– URL: http://www.heimannsensor.com/Datasheet/HTPA_16x4L3_6eA_R08.pdf.
149. HTPA 82x62 Datasheet. URL: http://www.heimannsensor.com/Datasheet-HTPA%2082x62_R1.pdf.
150. Тепловизор на HTPA-16x4 + UNO-R3+ TFTLCD_SPFD5408 // Arduino.– <https://arduino.ru/forum/proekty/teplovizor-na-htpa-16x4-uno-r3-tftlcdspfd5408>.
151. Preliminary Datasheet Thermopile Array With Lens Optics Type HTPA 16x4 L5.5 https://www.ssc-inc.jp/heimannsensor/pdf/HTPA_16x4_r03.pdf.
152. HTPA 82x62 IR Array Module for Thermal Imaging https://www.ssc-inc.jp/heimannsensor/pdf/Factsheet-HTPA_82x62_R1.pdf
153. Шина I2C. URL: http://alt.or1.narod.ru/Articles/I2C_RP.pdf.
154. Main Page EmguCv.- URL: http://www.emgu.com/wiki/index.php/Main_Page.
155. Директива 90/270/ЄЕС Про мінімальні вимоги безпеки та здоров'я при роботі з екранними пристроями. http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=66214.

ДОДАТКИ

Додаток А

БЕЗКОНТАКТНИЙ ІЧ-ТЕПЛОВІЗОР МЕДИЧНИЙ UNI-T UTi165K



Рисунок А.1 – Зовнішній вигляд безконтактного інфрачервоного тепловізора медичного Uni-t UTi165K

Таблиця А.1 – Технічні характеристики Uni-t UTi165K

Основні	
Виробник	UNIT
Тип	Тепловізор
Принцип дії	Інфрачервоний
Одиниця вимірювання	°C / °F
Мінімальний діапазон вимірювань	мінус 30
Максимальний діапазон вимірювань	30
Час відгуку	0,5 сек
Монітор	
Монітор	LCD
Розмір монітора	2 8 дюйм
Збереження значення на дисплеї	Так
Підсвічування дисплея	Так

Переваги:

- 2,8 "TFT-екран;
- Інфрачервона роздільна здатність: 160x120;

- частота кадрів: 9 Гц;
- діапазон вимірювання температури: від 30 °С до 45 °С;
- точність: $\pm 0,5$ °С (на відстані 1 м);
- збереження фото на SD-карту;
- програмне забезпечення для ПК;
- вимірювання температури в центральній точці;
- передача зображень на ПК в реальному часі;
- роздільна здатність видимого зображення: 640x480;
- USB-інтерфейс Type-C для зарядки літієвих батарей;
- 1/4 "отвір для кріплення штатива;
- ціна 20 000 грн.

ПОХИБКИ, ЩО ВСТАНОВЛЕНО СТАНДАРТАМИ

Таблиця Б.1 – Максимально допустимі похибки, визначені в різних стандартах

Стандартні вимоги	Необхідний мінімум. Діапазон відображення	Максимально допустимі похибки в конкретних діапазонах температур	Тип точності (лабораторія/клінічний)	Прим.
IEC 80601-2-59 [136]	(32,0 – 43,0) °C	± 0,5 °C, (34,0 – 39,0) °C.	Лабораторія	Помилки з усіх тестових пристроїв є комбіновані
ISO 80601-2-56 [140]	клінічні термометри (34,0 – 43,0) °C	± 0,3 °C, в межах номінального діапазону потужності; ± 0,4 °C, в межах номінального розширеного діапазону потужності.	Лабораторія	Цей стандарт переглядається для вдосконалення.
ASTM E1112-00 (США)	електронні термометри (35,5 – 41,0) °C	± 0,3 °C, < 35,8 °C; ± 0,2 °C, (35,8 – 37,0) °C; ± 0,1 °C, (37,0 – 39,0) °C; ± 0,2 °C, (39,0 – 41,0) °C; ± 0,3 °C, > 41,0 °C.	Не встановлено	
ASTM E1965-98 (США)	ІЧТ (22,0 – 40,0) °C	Для ІЧ-термометрів: ± 0,3 °C, в діапазоні відображення	Лабораторія	
ДСТУ EN 12470-5 / EN 12470-5	ІЧТ Медичні термометри. Частина 5. Робочі характеристики інфрачервоних термометрів для вуха (з максимальною межею вимірювання пристрою)	± 0,5 °C, (34,0 – 39,0) °C	Лабораторія	Стосується тільки вушних термометрів

ДІАГНОСТИЧНА СИСТЕМА



Рисунок В.1 – Етапи проходження діагностичного шлюзу

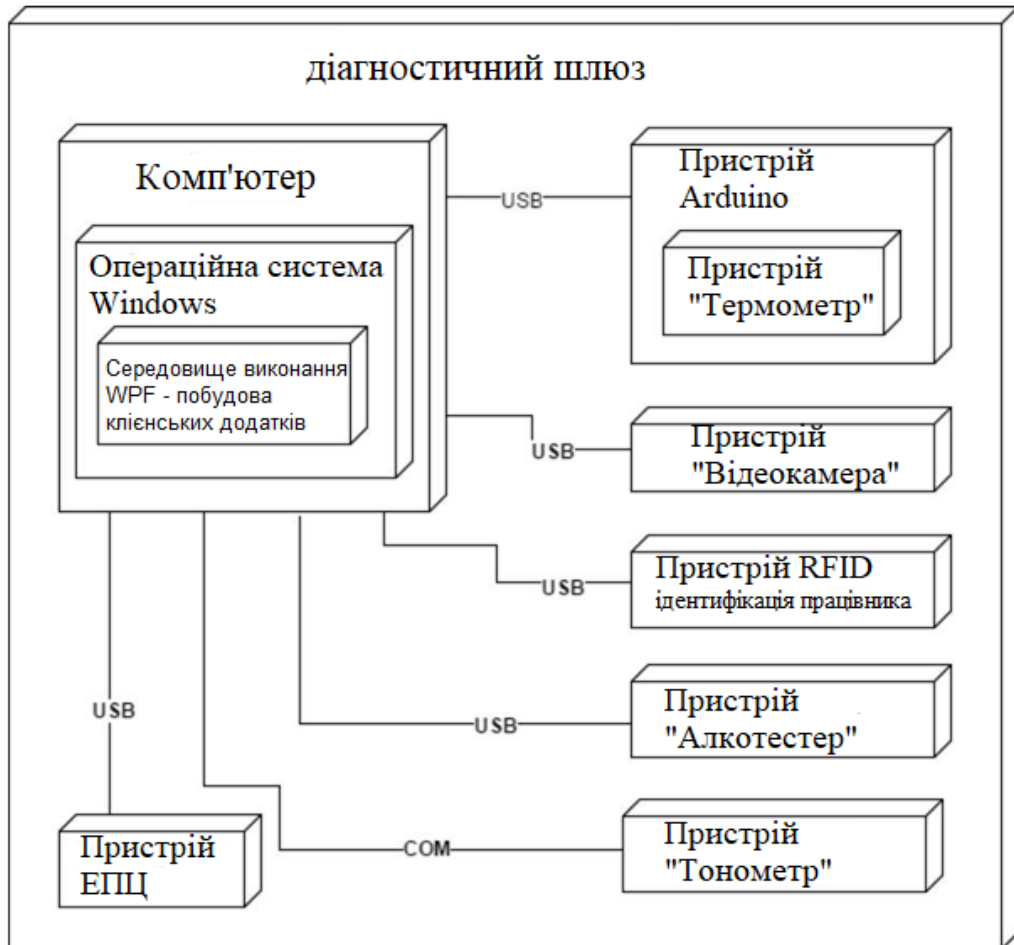


Рисунок В.1 – Діаграма розгортання діагностичної системи

ПОРІВНЯННЯ ТЕРМОДАТЧИКІВ

Д.1 Датчик SMLX90620

Датчик інфрачервоного випромінювання MLX90621ESF від компанії Melexis є масивом 16x4 із сенсорів чутливих до теплового інфрачервоного випромінювання. MLX90620 це повністю калібрований 16x4 пікселів ІЧ-масив у стандартному промисловому свинцевому корпусі з чотирма контактами TO-39. Він містить 2 мікросхеми в одному корпусі: Mlx90670 (ІЧ-масив від сформованого сигналу електроніки) та 24AA02 (256x8 EEPROM) чипа.

MLX90620 містить 64 ІЧ пікселя з низьким рівнем шуму, стабілізовані через підсилювач та швидкий ADC інтегратор. PTAT (Proportional To Absolute Temperature) Датчик вбудований для вимірювання температури навколишнього середовища навколо чипа. Виходи обох ІЧ та PTAT датчиків зберігаються у внутрішній пам'яті та доступні через I2C [145].

Характеристики та переваги:

- тип датчика: інфрачервоний, цифровий, датчик вимірювання температури;
- малий розмір, низька вартість, 16x4 пікселів ІЧ масив;
- виробник – MELEXIS;
- легко інтегрується;
- промисловий стандарт із чотирма контактами (корпус TO-39);
- відкалібровані на заводі інфрачервоного вимірювання температури;
- параметри калібрування зберігаються в EEPROM;
- I2C сумісний цифровий інтерфейс;
- програмована частота кадрів від 0,5 Гц до 512 Гц;
- напруга живлення 2,6 В;
- споживання струму менше 9 мА;
- запуск початку вимірювання тригера для синхронізації із зовнішнім блоком управління;

- напруга живлення: від 4,5 В до 5,5 В;
- діапазон вимірювання температури: від мінус 40 °С до 85 °С;
- роздільна здатність вимірювання температури: 0,5 °С
- ціна від 1870 грн до 2300 грн.

Галузь застосування:

- висока точність температури при будь-яких безконтактних вимірюваннях;
- термочутливий елемент для визначення температури повітря житлових, комерційних та промислових будівель та споруд;
- мікрохвильові печі;
- побутова техніка з регулятором температури;
- Thermal Comfort в автомобільних системах керування кондиціонування повітря;
- класифікація пасажирів;
- промисловий контроль температури частин, що рухаються;
- визначення теплових витоків у будинках;
- теплові сканери;
- пункти безпеки;
- виявлення вторгнень/рух;
- виявлення присутності/локалізація осіб.

EVB90620 – це оцінна плата для температурного масиву MLX90620. Це простий інтерфейс між інфрачервоним тепловізійним масивом MLX90620 та ПК.

Оціночна плата та її програмне забезпечення дозволяють користувачеві виконувати вимірювання температури за допомогою ПК. За допомогою оцінної плати користувач також може переналаштувати інфрачервоний термометр MLX90620 для різних додатків, змінивши частоту кадрів та переключившись між безперервним та тригерним режимами.

Особливості та переваги: USB-інтерфейс до комп'ютера. Сумісність з HID, драйвери не потрібні. Дозволяє легко реконфігурувати MLX90620 та тепловізійну візуалізацію.

Д. 2 Датчик FLIR LEPTON® Long Wave Infrared (LWIR)

Lepton® є комплексним довгохвильовим інфрачервоним (LWIR) модулем камери, призначеним для легкої взаємодії з рідними інтерфейсами мобільних пристроїв та іншої побутової електроніки. Він захоплює інфрачервоне випромінювання на вході з номінальною довжиною хвилі відгуку (в діапазоні від 8 до 14 мк) і виводить рівномірне теплове зображення [146].

У 2014 році компанія FLIR, світовий лідер у розробці тепловізійної техніки, випустила мініатюрний датчик LWIR-сенсор (рисунок 4.4), який вмiє реєструвати інфрачервоні хвилі в діапазоні (8 – 14) мкм. Саме цей діапазон припадає максимум випромінювання тіл із температурою від мінус 50 °С до 50 °С. Датчик мініатюрний забезпечує теплову роздільну здатність 80 x 60 пікселів з частотою оновлення в 9 Гц. Інтерфейс отримання даних – Video over SPI, а управління – I2C.

FLIR Lepton є найкомпактнішим довгохвильовим інфрачервоним датчиком (LWIR) оригінального виробництва з доступних на ринку складових частин (рисунок Д.1). При розмірах корпусу камери не більше десяти копійкової монети він зовні схожий із звичайними модулями камер для смартфонів та планшетів, але дозволяє отримувати інфрачервоні зображення роздільною здатністю 80x60 пікселів. Завдяки розробці такого новаторського датчика функції тепловізійних систем можуть з'явитися у мобільних телефонів і кишенькових пристроїв нового покоління.

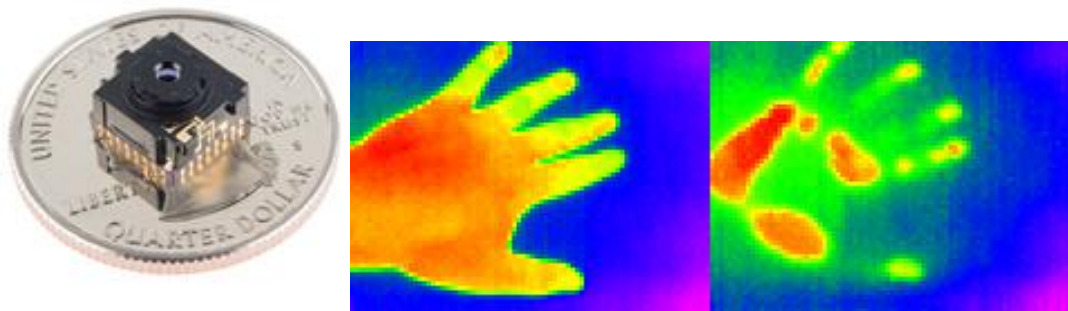


Рисунок Д.1 – Датчик LWIR та знімок руки та теплового сліду на столі, отримані за допомогою даного сенсору

Характеристики та переваги [146, 147]:

- розміри:
8,5 мм x 11,7 мм x 5,6 мм (без роз'єму),
10,6 мм x 11,7 мм x 5,9 мм (включаючи роз'єм);
- спектральний діапазон: Longwave інфрачервоні, довжина хвилі (8 – 14) мкм;
- роздільну здатність 80 (h) x 60 (v) активних пікселів;
- температурна чутливість < 0,050 °С;
- оптимальний діапазон робочих температур: від мінус 10 °С до 65 °С;
- інтегровані цифрові функції теплової обробки зображень, у тому числі автоматичної температурної компенсації навколишнього середовища, шумові фільтри, корекція нерівномірності, з можливістю керування;
- сенсорна технологія: неохолодний VOx мікроболометр;
- додатковий теплостійкий вихід для підтримки радіометричної обробки;
- експорт відповідає частота кадрів (< 9 Гц);
- MIPI и SPI інтерфейси відео;
- двопровідний I2C-подібний інтерфейс послідовного управління;
- використовує стандартний сумісний з мобільним телефоном джерелом живлення: 2,8 В до датчика, 1,2 В для цифрового ядра, та гнучкий ІО від 2,5 В до 3,1 В;
- швидкий час отримання зображення (< 0,5 сек);
- низький рівень робочої потужності, номінально 150 мВт (< 160 мВт у всьому температурному діапазоні);
- режим очікування з низьким енергоспоживанням;
- RoHS сумісний;
- 32- контактний інтерфейсний роз'єм для стандартного Molex або аналогічного роз'єму бокового контакту;
- ціна понад 10000 грн.

Галузь застосування:

- мобільні телефони;
- розпізнавання жестів;
- будівельна автоматизація;
- ремонт будинків та економія енергії – виявлення місць витоків повітря та тепловтрат у стінах будівлі, областей з неякісною ізоляцією, протікання.
- автоматизація будівель та виявлення присутності – камери Lepton® можуть використовуватися як датчики для керування дверима або автоматичне включення систем вентиляції, опалення та кондиціонування повітря.
- тепlobачення;
- система нічного бачення;
- охоронні системи – бачити людей, що причаїлися в темряві поряд із будинком чи комерційною будівлею.
- транспорт – бачити живих істот усередині автомобілів: більше ніхто не залишить у розпеченій машині дитину чи тварину.
- мікро та нано-платформи для безпілотних повітряних та наземних апаратів - на базі камери Lepton® можна створювати ще більш компактні платформи для безпілотників.

Д. 3 Датчик НТРА 16x4

НТРА 16x4 (16x4 пікселів) це повністю відкалібровані IR масив у стандартному промисловому свинцевому корпусі з чотирма контактами TO-39. Він містить 2 мікросхеми в одному корпусі: НТРА 16x4 (ІЧ-масив та електроніку) та 24AA02 (256x8 EEPROM) чипа.

НТРА 16x4 містить 64 IR пікселів з низьким рівнем шуму, стабілізовані через підсилувач та швидкий ADC інтегратор.

Датчик вбудований для вимірювання температури навколишнього середовища навколо чипа. Виходи обох ІЧ та РТАТ датчиків зберігаються у внутрішній пам'яті та доступні через I2C [148 - 150].

Характеристики та переваги [151]:

- малий розмір, низька вартість, 16x4 пікселів ІЧ масив;
- легко інтегрується;
- промисловий стандарт із чотирма контактами ТО-39;
- відкалібрований на заводі. Відносна похибка не перевищує 1,5 %;
- параметри калібрування зберігаються в EEPROM;
- роздільна здатність вимірювання температури: 0,5 °С;
- I2C сумісний цифровий інтерфейс;
- програмована частота кадрів від 0,5 Гц до 512 Гц;
- напруга живлення 3 В;
- споживання струму менше 6 мА;
- запуск початку вимірювання тригера для синхронізації із зовнішнім блоком управління;
- різні варіанти пакетів для додатків та багатосторонніх вимірювань;
- діапазон вимірювання температури від мінус 40 °С до 85 °С;
- ціна близько 3000 грн.

Галузь застосування:

- висока точність температури при безконтактних вимірюваннях;
- термочутливий елемент для визначення температури повітря житлових, комерційних та промислових будівель та споруд;
- побутова техніка з регулятором температури;
- класифікація пасажирів;
- промисловий контроль температури частин, що рухаються;
- визначення теплових витоків у будинках;
- теплові сканери;
- безпека;
- виявлення вторгнень/рух;
- виявлення присутності/локалізація осіб.

Д.4 Датчик НТРА 82х62

Для легкого отримання тепловізійних зображень, виявлення гарячих точок, виявлення обличч та інших термографічних пристроїв даний відкалібрований модуль є ідеальним рішенням [152].

Heimann Sensor і має найвищу роздільну здатність з роздільною здатністю 5084 пікселя (рисунок Д.2). Поле зору модуля залежить від оптики і може змінюватись на вимогу. Зв'язок може бути вибраний або як UDP, або як SPI. Тип інтерфейсу можна вибрати відповідно до потреб. Модуль UDP готовий до підключення через кабель CAT5 до мережі та може бути керований за допомогою індивідуального програмного забезпечення чи датчика Heimann НТРА ArraySoft. Якщо необхідно підключити більше одного модуля мікроконтролера, SPI-інтерфейс є хорошим вибором. Для версії SPI є SDK, який також передає отримані дані SPI в графічний інтерфейс через Ethernet [152].

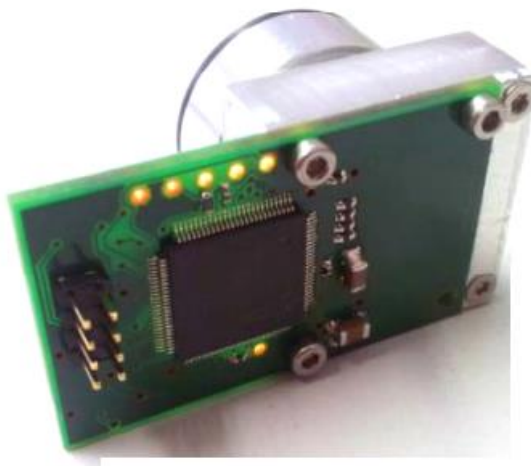


Рисунок Д.2 – Температурний датчик НТРА 82х62

Характеристики [152]:

- 82х62 піксель;
- крок 100 мкм;
- частота кадрів 9 Гц;
- NETD 115 мК @ 9 Гц;

- спектральний діапазон: від 3 мкм до 14 мкм або від 8 мкм до 14 мкм;
- зв'язок через SPI або RJ45/Ethernet/UDP;
- калібрування, готовність до складання;
- L11: 40x31 град;
- L22,5: 20x15 град;
- модуль SPI: 25x45 мм²;
- модуль UDP: TBD;
- ціна близько 20 000 грн.

Галузь застосування:

- виявлення людини;
- безпека та захист;
- попередження про епідемічні захворювання;
- моніторинг довкілля;
- безпека будівлі;
- виявлення пожежі;
- виявлення гарячих точок;
- збереження енергії;
- будівельна термографія;
- управління енергією;
- камери спостереження;
- управління виробничим процесом;
- контроль кондиціонування повітря;
- медичне обслуговування;
- виявлення лихоманки;
- рання діагностика захворювань.

РОБОТА ТЕРМОДАТЧИКІВ

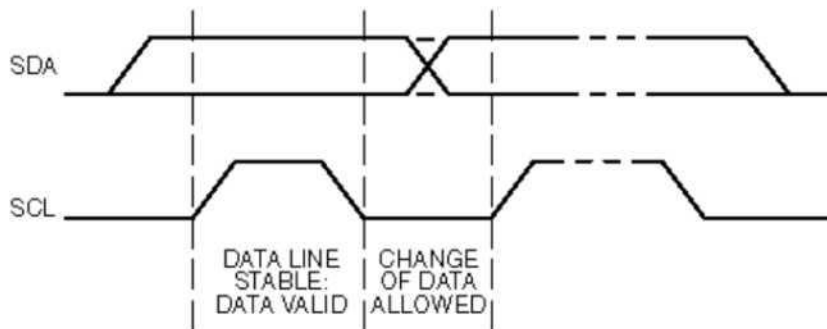


Рисунок Д.1 – Передача біта

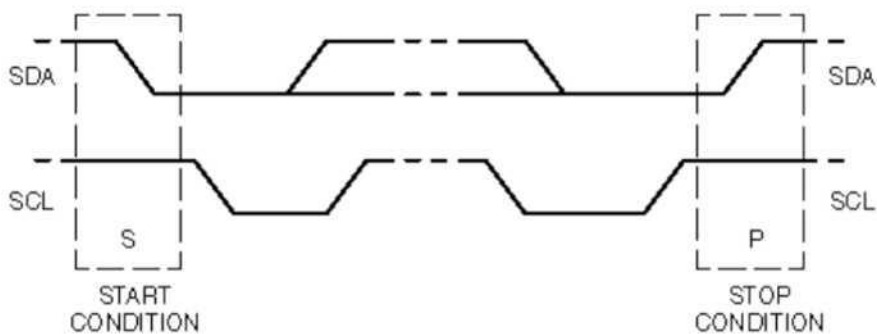


Рисунок Д.2 – START і STOP стани

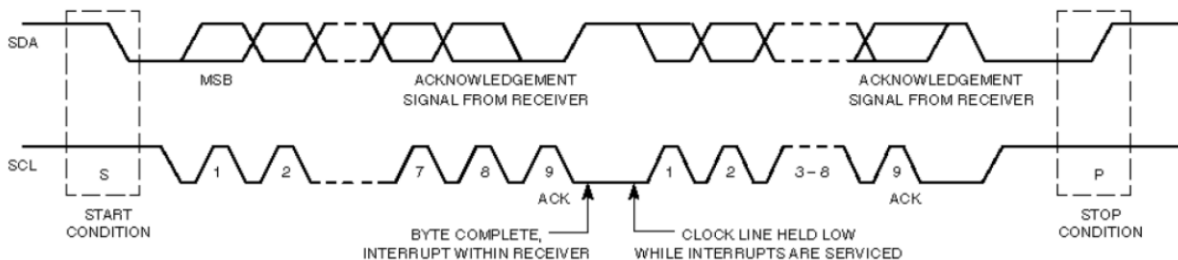


Рисунок Д.3 – Передача даних по шині I2C

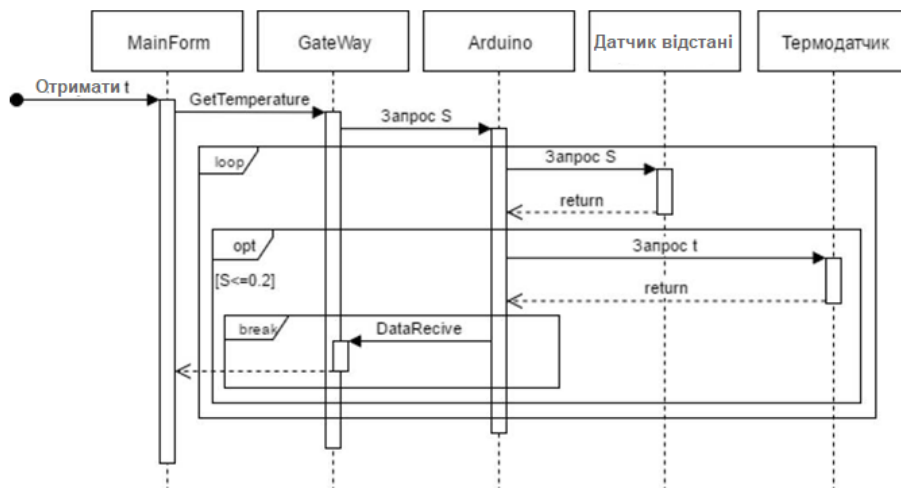


Рисунок Д.4 – Діаграма послідовності роботи з термодатчиком

ПРИКЛАД РЕАЛІЗАЦІЇ АРХІТЕКТУРИ БІБЛІОТЕКИ EMGU CV

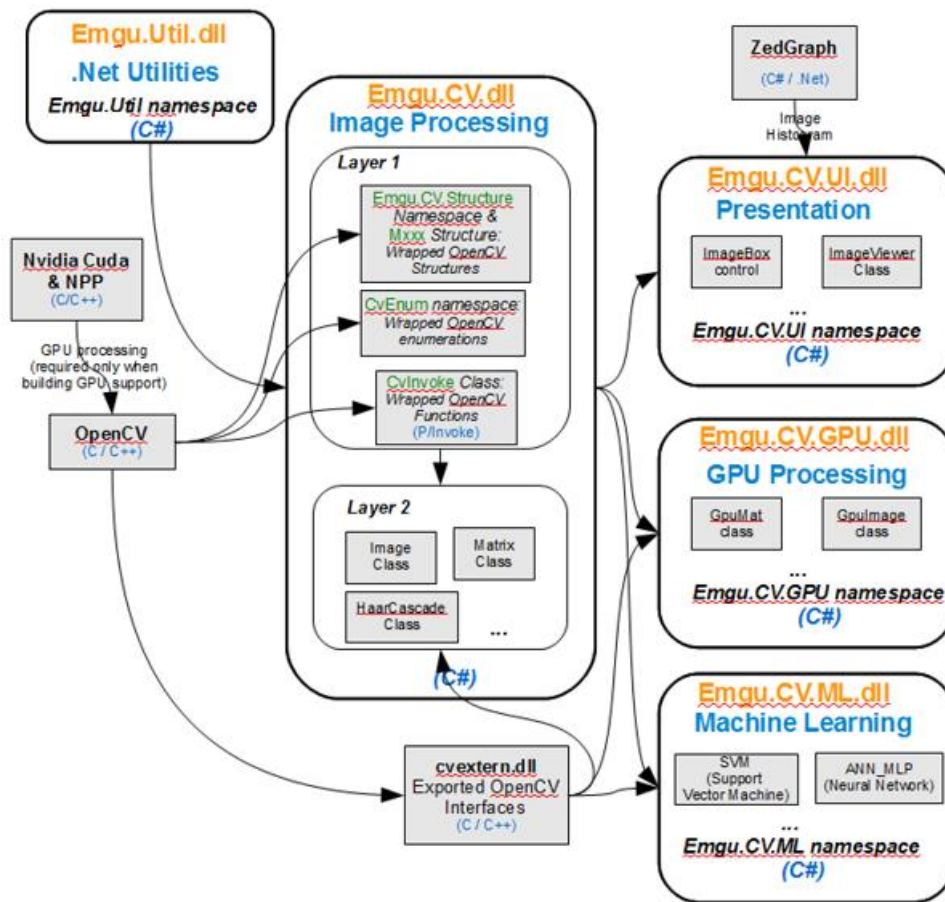


Рисунок Е.1 – Огляд архітектури бібліотеки Emgu CV

Додаток Ж
ІЛЮСТРАТИВНИЙ МАТЕРІАЛ ДО ДИПЛОМНОЇ РОБОТИ