



EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico

Tesis de Maestría

Detección de la temperatura corporal mediante el uso de cámaras termográficas incorporadas a dispositivos móviles que muestren los valores de personas en áreas restringidas

presentada por

Ing. Mario Yuseff Segura Monroy

como requisito para la obtención del grado de
Maestría en Ciencias de la Computación

Director de tesis

Dr. Máximo López Sánchez

Codirector de tesis

Dr. Nimrod González Franco

Cuernavaca, Morelos, México. Enero de 2024.

Cuernavaca, Mor., 11/diciembre/2023
No. De Oficio: SAC/204/2023
Asunto: Autorización de impresión de tesis

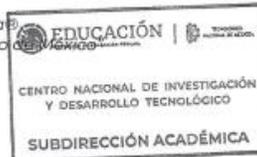
MARIO YUSEFF SEGURA MONROY
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
DE LA COMPUTACIÓN
PRESENTE

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"DETECCIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL MEDIANTE EL USO DE CÁMARAS TERMOGRÁFICAS INCORPORADAS A DISPOSITIVOS MÓVILES QUE MUESTREN LOS VALORES DE PERSONAS EN ÁREAS RESTRINGIDAS"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica
"Conocimiento y tecnología al servicio"



CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO

C. c. p. Departamento de Ciencias Computacionales
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



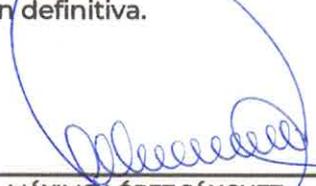
Cuernavaca, Mor., 05/diciembre/2023

OFICIO No. DCC/208/2023

Asunto: Aceptación de documento de tesis
CENIDET-AC-004-M14-OFICIO

CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial de MARIO YUSEFF SEGURA MONROY con número de control M21CE027, de la Maestría en Ciencias de la Computación, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado "DETECCIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL MEDIANTE EL USO DE CÁMARAS TERMOGRÁFICAS INCORPORADAS A DISPOSITIVOS MÓVILES QUE MUESTREN LOS VALORES DE PERSONAS EN ÁREAS RESTRINGIDAS" y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.


MÁXIMO LÓPEZ SÁNCHEZ
Director de tesis


NIMROD GONZÁLEZ FRANCO
Codirector de tesis


NOÉ ALEJANDRO CASTRO SÁNCHEZ
Revisor 1


ANDREA MAGADÁN SALAZAR
Revisor 2

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante



AGRADECIMIENTOS

A Dios por cada una de sus bendiciones, por la fuerza de voluntad y la sabiduría para superar las adversidades y proveerme durante mis momentos de necesidad.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico brindado para poder realizar y culminar mis estudios de maestría.

Igualmente, agradezco de manera profunda al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por brindarme los medios necesarios para mi formación académica, así como, por cada una de las amables atenciones que recibí durante mi estancia.

A mi esposa Rubby quien con su amor y cariño me ha llenado de mucha felicidad, siendo mi apoyo y ayuda idónea, Te amo con todo mi corazón.

A mis padres Jesús y Adriana, a mis hermanas Dafne y Jazmín, gracias por su cariño, por su apoyo y por qué siempre creyeron en mí.

A mi director de tesis el Dr. Máximo López Sánchez y mi codirector. Nimrod González Franco por brindarme su confianza y amistad, así como, por guiarme durante el desarrollo de este trabajo de investigación mediante sus valiosos consejos y observaciones.

A los miembros del comité revisor: Noé Alejandro Castro Sánchez y a la Dra. Andrea Magadán Salazar, por sus acertadas correcciones y comentarios que permitieron enriquecer este trabajo.

A mis profesores: Dr. Dante Mujica Vargas, Dr. Juan Gabriel González Serna, Dra. Olivia Fragosó Díaz y al Dr. Hugo Estrada Esquivel por todos los conocimientos brindados y ejemplo de profesionalismo.

A mis compañeros y amigos: Fernando Luna Santander, Emmanuel Reyes Sánchez, Alberto Pérez Braulio, Andrés Herrera Pliego, Christian Jaime García Aquino, Denny Paola Velasco Márquez y Félix Cortes Ramírez. Muchas gracias por su amistad.

Resumen

Durante la pandemia de COVID 19 la medición de temperatura corporal se volvió una práctica común para monitorear la infección, principalmente en áreas públicas donde se concentra un gran número de personas, por lo que resulta necesario contar con un sistema de control de la temperatura corporal humana que sea rápido y eficiente. En los últimos años se ha buscado desarrollar soluciones de bajo costo que puedan combinar plataformas móviles y cámaras termográficas de gama baja. En este trabajo de tesis se presenta un sistema móvil de medición de temperaturas corporales por medio de termografía infrarroja, usando una cámara termográfica de gama baja conectada a un smartphone; el cual realiza lecturas en tiempo real a una distancia segura para los operadores. Esto, haciendo uso de la API de visión de Google, perteneciente a su kit de aprendizaje automático, implementando el reconocimiento de puntos de interés dentro del rostro de las personas para calcular un promedio de temperatura facial, con el que se obtuvo una velocidad de detección facial y cálculo de temperatura en 260ms, además el error promedio del sistema dentro de espacios reducidos fue de $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ a una distancia de 1m, disminuyendo el tiempo de espera para cada revisión a 3s por persona.

Abstract

During the COVID 19 pandemic, measuring body temperature became a common practice to control the infection. Mainly in public areas where many people gather, that is why it is necessary to have a human body temperature control system that is fast and efficient. In recent years, efforts have been made to develop low-cost solutions that can combine mobile platforms and low-end thermal imaging cameras. This thesis work presents a mobile system to measure body temperature using infrared thermography, using a low-end thermal imaging camera connected to a smartphone, which takes readings in real time at a safe distance for operators. This, making use of Google's vision API, belonging to its machine learning kit, implementing the recognition of points of interest within people's faces to calculate an average facial temperature, thereby obtaining a detection speed. facial and temperature calculation in 260ms, in addition the average error of the system within reduced spaces was $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ at 1m, reducing the waiting time for each review to 3s per person.

INDICE GENERAL

1. Introducción	1
1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA	2
1.1.1 <i>Delimitación del Problema</i>	2
1.1.2 <i>Complejidad del Problema</i>	2
1.2 OBJETIVOS	3
1.2.1 <i>Objetivo General</i>	3
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	3
1.3 ALCANCES Y LIMITACIONES	3
1.3.1 <i>Alcances</i>	3
1.3.2 <i>Limitaciones</i>	3
1.4 JUSTIFICACIÓN	4
1.5 ORGANIZACIÓN DE LA TESIS	5
2. Marco Conceptual	6
2.1 TEMPERATURA Y CALOR	6
2.2 DIFERENCIA ENTRE CALOR Y TEMPERATURA	6
2.3 TRANSFERENCIA DE CALOR POR RADIACIÓN	6
2.4 PRINCIPIOS DE LA RADIACIÓN INFRARROJA	7
• <i>Espectro electromagnético</i>	7
• <i>Infrarrojo</i>	8
• <i>Luz visible</i>	8
• <i>Fundamentos de la radiación infrarroja</i>	8
2.5 SISTEMAS PARA LA MEDICIÓN DE TEMPERATURA	9
2.5.1 <i>Termómetro de Bulbo y Capilar</i>	9
2.5.2 <i>Medición por Radiación Infrarroja</i>	9
2.6 TERMOGRAFÍA INFRARROJA	9
2.7 IMAGEN TÉRMICA	10
2.8 APLICACIONES MÉDICAS DE LA TERMOGRAFÍA	10
2.9 CÁMARA TERMOGRÁFICA	10
2.9.1 <i>Cámaras de Gama Alta</i>	11
2.9.2 <i>Cámaras de Gama Baja</i>	11
2.9.3 <i>Partes que Componen una Cámara Termográfica</i>	11

2.9.4 Principio de Funcionamiento de la Cámara Termográfica	12
2.10 CÁMARA TERMOGRÁFICA FLIR ONE PRO	13
2.11 SISTEMAS DE DETECCIÓN DE FIEBRE DE FORMA MASIVA	14
2.11.1 Métodos de Detección de Rostros	15
2.11.2 Algoritmo Viola – Jones	16
2.11.3 Detección de rostros usando la API de Visión de Google	18
2.11.4 Firebase Machine Learning Kit	18
2.11.5 Detección de Puntos de Interés	19
2.12 - LA PRUEBA U DE MANN-WHITNEY	20
Formulación de hipótesis:	21
2.13 – NORMAS DE APLICACIÓN DE TERMOGRAFÍA INFRARROJA FRENTE A COVID-19 DE ACUERDO CON EL ESTÁNDAR ISO/TR 13154:2017	22
Preparación del paciente para la termografía	22
3. Estado del Arte	23
3.1 TRABAJOS RELACIONADOS	23
3.2 DISCUSIÓN DEL ESTADO DEL ARTE	31
3.2.1 Adquisición de la información	35
3.2.2 Métodos implementados	35
3.2.3 Plataformas de implementación	36
4. Metodología	37
4.1 SISTEMA PROPUESTO	37
4.2 CAPTURA DE IMÁGENES	38
4.3 MAPEO DE COORDENADAS Y TRANSFORMACIÓN AFÍN	39
4.4 COMPENSACIÓN TÉRMICA	40
4.5 DETECCIÓN Y ALERTA AUTOMÁTICA DE ESTADOS FEBRILES	41
4.6 REGISTRO EN LA NUBE	42
4.7 DESARROLLO DE LA APLICACIÓN MÓVIL	43
5. Pruebas y Resultados	46
5.1 CASO DE ESTUDIO 1	46
5.2 RESULTADOS CASO DE ESTUDIO 1	47
5.3 CASO DE ESTUDIO 2	50
5.4 RESULTADOS CASO DE ESTUDIO 2	51

5.5 DISCUSIÓN.....	53
6. Conclusiones.....	54
6.1 OBJETIVOS Y ALCANCES LOGRADOS	54
6.2 RESULTADOS DEL TRABAJO	55
6.2.1 <i>Productos</i>	55
6.2.2 <i>Aportaciones</i>	55
6.3 CONCLUSIÓN.....	55
6.4 TRABAJO FUTURO	56

INDICE DE FIGURAS

Figura 2.1: longitud de onda.....	8
Figura 2.2: cámara termográfica flir one pro.....	10
Figura 2.3: diagrama esquemático del total de radiación captada por una cámara termográfica	13
Figura 2.4: diagrama en general de un sistema de detección de fiebre.....	15
Figura 2.5: proceso de conversión de imagen original a imagen integral	17
Figura 2.6: proceso identificación de rostro usando clasificadores haar en cascada:.....	17
Figura 2.7: puntos de interés ubicados sobre la arteria facial y venas del sistema circulatorio del rostro. ...	19
Figura 2.8: contorno de rasgos faciales generados por el modelo de detección de rostros del ml kit.	20
Figura 4.1: diagrama general del proceso de toma de temperaturas y alertas.....	37
Figura 4.2: diagrama general de la lógica de funcionamiento del sistema	38
Figura 4.3: captura de imágenes usando la cámara termográfica flir one pro.....	38
Figura 4.4: la transformación afín incluye escalar, deformar, rotar y trasladar los datos.....	39
Figura 4.5: representación de los puntos de interés usados para el cálculo de temperatura.	41
Figura 4.6: imagen ilustrativa de cómo se despliegan los valores de temperaturas	41
Figura 4.7: esquema general de la base de datos en la nube.....	42
Figura 4.8: ejemplo de cómo se organiza la información en la base datos y el resultado de una consulta. .	43
Figura 4.9. pruebas de funcionalidad de la detección de rostros.....	44
Figura 4.10: pruebas de funcionalidad de la aplicación.	45
Figura 5.1: comparativo entre los valores de temperatura obtenidos con cada dispositivo.	47
Figura 5.2: comparación de medias de las lecturas entre dispositivos.	48
Figura 5.3: registro de los tiempos de ejecución obtenidos en cada prueba. se marca una línea recta indicando el valor promedio de 260ms	48
Figura 5.4: prueba para determinar si el color de las prendas modifica los valores de temperatura obtenidos.....	49
Figura 5.5 comparativa de medias entre los diferentes colores usados en las pruebas.	50
Figura 5.6: esquema de aplicación de las tomas de temperatura, organizando a todos los participantes. ...	51
Figura 5.7: comparación de grados de precisión registrados en cada uno de los casos de estudio.	52
Figura 5.8: comparación de tiempos de espera de cada participante al tomarles la temperatura.	52
Figura 5.9: inspección a todos los participantes en una sola línea calculando su temperatura al momento de ingresar.....	53

INDICE DE TABLAS

tabla 2.1 Especificaciones técnicas de la cámara termográfica flir one pro.....	14
tabla 2.2 Clasificación de métodos de detección de rostros.	15
tabla 2.3 Comparación de familias de algoritmos de reconocimiento facial.	16
tabla 5.1 Especificaciones del smartphone poco f3.	47
tabla 5.2 Resultados de las pruebas u de mann-whitney comparando cada color.	49
tabla 5.3 Resultados de las tomas de temperatura en interiores.	51
tabla 5.4 Resultados de las tomas de temperatura en exteriores.....	52
tabla 6.1 Solución de objetivos específicos.	54

GLOSARIO O ACRÓNIMOS

1. **Atmósfera:** Gases presentes entre el objeto que se está midiendo y la cámara. Normalmente, se trata de aire.
2. **Bolómetro:** Es un instrumento utilizado para recoger y medir la radiación emitida por un objeto en todas las longitudes de onda.
3. **Campo de Visión:** Es una característica que define el tamaño de lo que se ve en la imagen térmica.
4. **Conducción:** Es la transferencia de energía térmica desde un objeto a otro mediante el contacto directo. La transferencia de calor por conducción se produce principalmente en sólidos, y hasta cierto punto en fluidos, ya que las moléculas más calientes transfieren su energía directamente a las moléculas adyacentes más frías.
5. **Cuerpo Negro:** Objeto que no refleja ninguna radiación. Toda la radiación que emite se debe a su propia temperatura.
6. **Cuerpo No Negro:** Objeto que emite una fracción fija de la cantidad de energía correspondiente a un cuerpo negro en cada longitud de onda.
7. **Emisión:** Se refiere a la descarga de energía radiante.
8. **Emisividad:** Llamada antiguamente emitancia, es la proporción de radiación térmica emitida por una superficie u objeto debido a una diferencia de temperatura con su entorno.
9. **Energía de Radiación:** Cantidad de energía emitida por un objeto por unidad de tiempo.
10. **Energía Radiada:** Cantidad de energía emitida por un objeto por unidad de tiempo, área y ángulo ($W/m^2 /sr$).
11. **Escala de Temperatura:** Forma en que se muestra una imagen de infrarrojos. Se expresa mediante dos valores de temperatura que limitan los colores.
12. **Espectro Electromagnético:** Es el rango de todos los tipos de radiación electromagnética clasificados por longitud de onda.
13. **FPS.** *Frames* por segundo
14. **Infrarrojo:** Radiación invisible con una longitud de onda de entre 2 y 13 μm .
15. **Onda:** Es la propagación de una perturbación que transfiere energía progresivamente de un punto a otro a través de un medio y que puede tener la forma de deformación elástica, una variación de presión, intensidad magnética o eléctrica o de temperatura.

16. **Radiación:** Es el movimiento del calor que se manifiesta cuando la energía radiante (ondas electromagnéticas) se mueve sin que exista un medio directo de transferencia. Cuando una máquina se calienta o se enfría, el calor se transfiere de manera inestable.
17. **Rango:** Límite de medida de temperatura global de una cámara de infrarrojos.
18. **Rango De Temperaturas:** Límite de medida de temperatura global de una cámara de infrarrojos. Las cámaras pueden tener diversos rangos. Se expresa mediante dos temperaturas de cuerpo negro que limitan la calibración.
19. **Reflectividad:** Es el valor límite de reflectancia a medida que el espesor de la superficie aumenta; es la reflectancia intrínseca de la superficie, por lo que su valor no depende de otros parámetros tales como la reflectancia de las capas profundas del material (14).
20. **Sistema Termodinámico:** Se define como la parte del universo objeto de estudio. Un sistema termodinámico puede ser una célula, una persona, el vapor de una máquina de vapor, la mezcla de gasolina y aire en un motor térmico y la atmósfera terrestre.
21. **Termopar:** Es un transductor formado por la unión de dos metales distintos que produce una tensión, que es función de la diferencia de temperatura entre uno de los extremos denominado “punto caliente” o unión caliente o de medida y el otro denominado “punto frío” o unión fría o de referencia.

CAPÍTULO 1

En este capítulo se abordan los aspectos fundamentales que servirán de soporte, tales como: la descripción, delimitación y complejidad del problema, los objetivos, alcances y limitaciones, así como la justificación.

1. Introducción

La pandemia ocasionada por la enfermedad del COVID-19 desencadenó una saturación de los centros de salud pública, tales como clínicas y hospitales alrededor del mundo. Debido a esto, se concentraron esfuerzos en implementar métodos y herramientas que permitieran identificar síntomas de este padecimiento. Para ello se establecieron filtros sanitarios colocados en áreas públicas, enfocándose en identificar a las personas que muestren indicios de fiebre, ya que éste es un indicador de la presencia de una enfermedad viral.

Por lo general se aplican 2 diferentes métodos para medir la temperatura corporal:

- Usar un termómetro de mano infrarrojo, esto para mediciones a distancias cortas.
- Usar una cámara termográfica para la medición de temperatura a larga distancia.

En la búsqueda de remplazar a los termómetros infrarrojos como herramientas de monitoreo masivo de temperatura, resulta lógico pensar en aprovechar las cámaras termográficas de gama baja, que comúnmente se usan como módulos para visión térmica en smartphones, ya que cuentan con mayor disponibilidad en el mercado, así como accesibilidad y menores costos en comparación con sus pares de gama alta. En adición a lo anterior, el avance en diferentes técnicas de aprendizaje máquina, han dado lugar a un estado del arte formado por diferentes tipos de aplicaciones móviles que utilizan la visión por computadora para estimar la posición de múltiples personas a la vez.

En esta tesis se presenta un sistema móvil de medición de temperaturas corporales por medio de termografía infrarroja, usando una cámara termográfica de gama baja conectada a un smartphone; el cual realiza lecturas en tiempo real a una distancia segura para los operadores. Esto, haciendo uso de la API de visión de Google, perteneciente a su kit de aprendizaje automático, implementando el reconocimiento de puntos de interés dentro del rostro de las personas para calcular un promedio de temperatura facial.

Con esto se busca agilizar la toma de temperatura corporal de las personas que acceden en áreas de espacio reducido, proponiendo que la toma de temperatura no se realice de forma individual.

1.1 Descripción del Problema

El termómetro infrarrojo es la herramienta que la mayoría de los filtros sanitarios implementan, sin embargo, este no proporciona una solución ideal para una situación de inspecciones masivas, ya que, para llevar a cabo las lecturas es necesario acercarse demasiado a las personas, lo que conlleva a un riesgo de infección para los encargados de esta tarea. Además, las inspecciones se realizan una persona a la vez, lo que hace que aumente considerablemente el tiempo para completar la revisión de un gran número de usuarios y aumenta la posibilidad de aglomeraciones. Por lo que para realizar mediciones manteniendo distancias seguras, es recomendable implementar cámaras termográficas, las cuales cuentan con un alcance mayor para sus mediciones.

En este trabajo se propone un sistema para smartphones basado en termografía infrarroja enfocado en medir la temperatura corporal mediante la combinación de una cámara termográfica de gama baja, que realiza lecturas en tiempo real, y la API de visión de Google, con la que se identifican puntos de interés dentro del rostro de cada persona y se calcula un promedio de temperatura facial. De este modo es posible reconocer individuos que presenten posibles estados febriles, permitiendo así separar a los sospechosos de contagio de la multitud.

1.1.1 Delimitación del Problema

Determinar los valores de temperatura corporal por encima de niveles medios en flujo de personas dentro de un espacio reducido.

1.1.2 Complejidad del Problema

La complejidad del problema radica en los siguientes puntos:

- Calcular la temperatura corporal de las personas que pasan a través de un espacio reducido mediante la obtención de valores térmicos correspondientes a puntos de interés dentro del rostro.
- Detección de rostros y obtención de puntos de interés dentro de estos en tiempo real, localizando más de una persona a la vez.
- Desarrollar una aplicación móvil para dispositivos Android para mostrar los valores de temperatura corporal y hacer sonar una alarma en caso de detectar valores de temperatura superiores a 37.5 °C.
- Diseñar una base de datos para el registro de temperaturas corporales, cuya información sea actualizada de forma periódica.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Obtener los valores de temperatura corporal en un flujo de personas dentro de un espacio reducido, mediante el uso de una cámara termográfica incorporada a un dispositivo móvil.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Identificar la temperatura de más de una persona en tiempo real de manera simultánea.
- Conocer los puntos de interés en la zona del rostro de los seres humanos de donde se pueden extraer valores de temperatura confiables.
- Compensar los valores de temperatura captados por una cámara termográfica de gama baja.
- Emitir alertas en caso de detectar valores de temperatura que indiquen un posible estado febril, visualizando y guardando los datos correspondientes.
- Conocer el porcentaje de individuos cuya temperatura corporal alcanza el nivel de estado febril, en un lapso determinado.

1.3 Alcances y Limitaciones

1.3.1 Alcances

- Estimación de temperatura en tiempo real de más de un individuo a la vez.
- Generación de reportes estadísticos que comprendan periodos de tiempo personalizables.
- Aplicación desarrollada para dispositivos Android con una versión del sistema mayor o igual a 9.
- Detección automática de estados febriles y generación de alertas en tiempo real.
- Aplicación compatible con *Smartphones* y *Tablets* que cuenten con puerto de carga USB tipo C.
- Taza de tramas de video a capturar de hasta 9 fps.

1.3.2 Limitaciones

- El sistema propuesto es considerado de monitoreo y no de diagnóstico.
- No se generan recomendaciones o protocolos a seguir en caso de identificar un posible estado febril.
- No es posible detectar la emisividad térmica de una persona en situaciones de oclusión parcial o total del rostro.
- Para las mediciones de temperatura solo se considera el uso de cubrebocas, descartando gorras, lentes o cualquier otro accesorio que cubra parte del rostro.

1.4 Justificación

La crisis sanitaria son una amenaza a el funcionamiento de muchos negocios, empresas e instituciones. La alta tasa de infección del COVID-19 hace que todos los involucrados en las organizaciones, incluidos empleados y clientes, sean vulnerables. Según estimaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS) el número total de muertes asociadas directa o indirectamente a la pandemia entre el 1 de enero de 2020 y el 31 de diciembre de 2021 fue de aproximadamente 14,9 millones. De hecho, solo las organizaciones que brindan servicios y productos esenciales pueden funcionar durante las etapas más restrictivas de los planes de cierre. Por ello, para garantizar un entorno de trabajo seguro, es necesario integrar elementos que permitan contener la propagación de infecciones virales dentro de las instituciones que necesitan mantenerse operativas.

Dado que la fiebre es un síntoma que surge en respuesta a un huésped externo que afecta al organismo, hay motivos para inferir que la presencia de temperaturas corporales altas aumenta la probabilidad de encontrar un caso positivo.

La atención oportuna al contagio es fundamental, por lo que los monitores de temperatura corporal son clave para saber cuándo restringir el acceso a todas las personas de una empresa u organización. Gracias a la medición de la temperatura corporal, se mejora la prevención de infecciones de los empleados y se garantiza un entorno de trabajo seguro. De esta forma se evitan pérdidas de productividad debido a trabajadores enfermos. Por otro lado, la identificación de entradas y salidas es una de las primeras estrategias a considerar para garantizar la seguridad de una instalación. Controlar la entrada y salida de personas evita que las personas ingresen a la organización y protege la propiedad y los trabajadores.

1.5 Organización de la Tesis

La presente tesis se organiza de la siguiente manera:

En el capítulo 2 se describen los conceptos teóricos necesarios para comprender los principios de funcionamiento de la termografía infrarroja y las herramientas existentes para la detección de rostros y la determinación de puntos de interés dentro de estos.

En el capítulo 3 se presenta un análisis de los trabajos más recientes relacionados con la obtención de temperatura del rostro de los seres humanos, modelos de compensación térmica y técnicas de medición de temperatura corporal.

En el capítulo 4 se describe a detalle la solución propuesta. Se explica cómo se obtienen las imágenes, como se examina la zona de interés y como se calcula el promedio de temperatura facial.

En el capítulo 5 se describen casos de estudio y resultados de la evaluación conforme a conceptos y métricas de detección de temperatura.

Finalmente, en el capítulo 6, se exponen las conclusiones obtenidas, recomendaciones para trabajos futuros, así como un análisis de los objetivos completados y de los alcances planteados en esta investigación.

CAPÍTULO 2

2. Marco Conceptual

En esta sección se detallan diversos conceptos básicos y específicos que son necesarios para el correcto entendimiento y desarrollo del tema de tesis propuesto.

2.1 Temperatura y Calor

Los cuerpos están constituidos por moléculas en movimiento que dependiendo del aumento o disminución de la energía generan una mayor o menor velocidad en la actividad entre ellas, la medida de esta velocidad se denomina temperatura y la energía producida se conoce como calor; por lo tanto, la temperatura incrementa o desciende cuando la energía del cuerpo se aumenta o se reduce, teniendo como noción de caliente (mayor temperatura) o de frío (menor temperatura) [30].

2.2 Diferencia entre Calor y Temperatura

Dentro de la termodinámica el calor se define como la forma de energía que se transfiere entre dos sistemas debido a una diferencia de temperatura. Una interacción de energía es calor sólo si ocurre debido a una diferencia de temperatura. De ello se deduce que no hay ninguna transferencia de calor entre dos sistemas que se encuentran a la misma temperatura.

El calor tiene unidades de energía, y su unidad de medida en el Sistema Internacional de Unidades es el Joule [30].

2.3 Transferencia de Calor por Radiación

La teoría de transferencia de calor es la ciencia que estudia la forma por la cual el calor se propaga desde un cuerpo o, sus partes más calientes a otros cuerpos o a sus partes más frías.

La radiación es la energía emitida por todo cuerpo que se encuentre por encima del cero absoluto de temperatura (0 °K ó $-273,15\text{ °C}$) por ondas electromagnéticas, no necesita un medio material para transferir la energía, es decir, lo hace en el vacío. Cualquier otro medio la entorpece en mayor o menor medida [30].

En esta forma de transferencia de calor, una parte de la energía interna del cuerpo caliente se transforma en energía radiante que se propaga a través del campo electromagnético, convirtiéndose después nuevamente en energía termocinética de las partículas del cuerpo irradiado, cuando a éste lo alcanzan las ondas.

La radiación es un fenómeno volumétrico y todos los sólidos, líquidos y gases emiten, absorben o transmiten radiación en diversos grados. Sin embargo, la radiación suele considerarse como un fenómeno

superficial en sólidos opacos a la radiación térmica. La tasa de radiación máxima que puede emitirse desde una superficie a una temperatura absoluta T_s está dada por la ley de Stefan-Boltzmann [30].

$$\dot{Q}_{emit, max} = \sigma AT_s^4 \quad (1)$$

Donde:

- $\dot{Q}_{emit, max}$ Tasa de radiación máxima (W/m²)
- σ Constante de Stefan-Boltzmann = $5,67 \cdot 10^{-8}$ W/m²K⁴
- T es gradiente térmico o temperatura (K)

La radiación emitida por todas las superficies reales es menor que la radiación emitida por un cuerpo negro a la misma temperatura entonces se expresa como:

$$\dot{Q}_{emit, max} = \varepsilon \sigma T^4 \quad (2)$$

Donde, ε Corresponde a el valor de emisividad del material

El valor de emisividad (ε) es la propiedad de un material de emitir radiación infrarroja, cuyo valor está en el intervalo de $0 \leq \varepsilon \leq 1$ donde la emisividad máxima $\varepsilon = 1$ es la del cuerpo negro.

El valor de la emisividad varía según las propiedades de la superficie, del material y para algunos materiales según la temperatura del objeto medido. Para algunos materiales no metálicos como el PVC, el hormigón y sustancias orgánicas (Como la piel humana) tienen una elevada emisividad ($\varepsilon \approx 0.8$ a 0.95) y no dependen de la temperatura. Los metales, sobre todo aquellos con superficie brillante, tienen baja emisividad que fluctúa con la temperatura [30].

2.4 Principios de la Radiación Infrarroja

La porción del Espectro Electromagnético que los ojos humanos pueden ver es pequeña con respecto a todo el rango que incluyen todos los tipos de radiación, desde los rayos X usados en los hospitales hasta las ondas de radio usadas para la comunicación [30].

- ***Espectro electromagnético***

El espectro electromagnético se refiere a un mapa de los diferentes tipos de energía de radiación y sus correspondientes longitudes de onda (Ver Figura 2.1). La longitud de onda (λ) es definida como la distancia existente entre dos crestas o valles consecutivos de una onda [30].

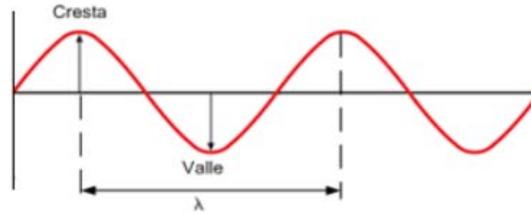


Figura 2.1: Longitud de onda (λ). [30]

- ***Infrarrojo***

La radiación infrarroja se asocia con los cuerpos que generan calor, porque todo cuerpo que tenga una temperatura superior al cero absoluto emite rayos infrarrojos y estos serán mayores si el cuerpo se encuentra a una mayor temperatura [30]. La banda infrarroja se localiza entre 300 GHz hasta aproximadamente 400 THz, esta banda se divide en cuatro regiones:

- ***Luz visible***

Es la banda del espectro electromagnético que las ondas electromagnéticas son capaces de estimular el ojo humano. La longitud de onda se encuentra en el intervalo de 400 nm a 800 nm. Sus frecuencias van desde 384 THz hasta 769 THz.

- ***Fundamentos de la radiación infrarroja***

En el año de 1840 los señores William y Jhon Herschel determinaron el ancho de banda para las diferentes franjas del espectro infrarrojo, el cual se limita entre 0,01 μm y 100 μm de longitud de onda.

En 1860 Kirchoff demuestra que la capacidad que tienen los cuerpos para emitir y para absorber energía radiante es la misma. El término cuerpo negro es un cuerpo imaginario que absorbe toda la radiación térmica que recibe en cualquier longitud de onda.

En 1879 Stefan concluye a partir de experimentos que la energía total irradiada por un cuerpo negro es función directa de la cuarta potencia de su temperatura absoluta [30]. En 1884 Boltzmann llegó a la misma conclusión. Esto es conocido como la Ley de Stefan-Boltzmann:

$$w = \varepsilon\sigma T^4 \quad (3)$$

Donde:

- w Potencia emisiva superficial
- σ Constante de Stefan-Boltzmann = $5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$
- T Temperatura (K)

2.5 Sistemas para la medición de temperatura

Actualmente existen diversos tipos de sistemas para la medición de temperatura, aprovechando los efectos producidos por la temperatura en los diferentes materiales [30].

2.5.1 Termómetro de Bulbo y Capilar

Consisten esencialmente en un bulbo conectado por un capilar a una espiral. Cuando la temperatura del bulbo cambia, el gas o el líquido en el bulbo se expanden y la espiral tiende a desenrollarse moviendo la aguja sobre la escala para indicar la elevación de la temperatura en el bulbo [30]. Hay cuatro clases:

- Clase I: Termómetros actuados por líquido (alcohol y éter).
- Clase II: Termómetros actuados por vapor (líquido volátil).
- Clase III: Termómetros actuados por Gas.
- Clase IV: Termómetros actuados por Mercurio.

2.5.2 Medición por Radiación Infrarroja

Los sensores de temperatura basados en la medición de la radiación infrarroja son utilizados para medir la temperatura de un objeto sin necesidad de hacer contacto directo con él. Se basan en el principio que cualquier objeto emite una cantidad de energía que es función de su temperatura [30].

Los sensores infrarrojos pueden ser los siguientes:

- **Pirómetro óptico.** En el pirómetro óptico el filamento de la lámpara desaparece al momento de compararlo visualmente con la imagen del objeto caliente enfocado, controlando la corriente de la lámpara hasta que el filamento de este deje de verse sobre el fondo de dicho objeto. El sistema óptico mide la zona roja del espectro de temperaturas mayores a 700 °C, donde la radiación visible emitida es significativa [30].
- **Pirómetro de Radiación.** Se denomina así porque captura la radiación infrarroja emitida por los cuerpos calientes y a partir de ella calcula su temperatura. Su funcionamiento se inicia cuando la lente enfoca el objetivo el cual emite radiación infrarroja; la temperatura alcanzada por el elemento depende de la radiación total recibida y la conducción de calor de las áreas cercanas al elemento. Se fundamentan en la ley de Stefan-Boltzmann. Se emplean para medir temperaturas mayores de 550 °C hasta un poco más de 1600 °C [30].

2.6 Termografía Infrarroja

Esta técnica está basada en la teoría de radiación, lo cual permite a la visión humana extenderse a través del espectro infrarrojo. La Norma ASTM E1316 define la termografía como: El proceso de mostrar la

temperatura real (variaciones de temperatura o emisividad, o ambas) sobre la superficie de un objeto o un ambiente por medio de la medición de las variaciones de la radiación infrarroja [30].

Por medio de esta técnica se puede obtener una imagen infrarroja llamada termograma, en la cual se obtiene la distribución térmica de todos los componentes de un sistema.

2.7 Imagen Térmica

Un termograma es una imagen térmica, producto de la captura de emisiones naturales de radiación, por medio de un equipo que integra una combinación de, sistemas de video: termómetros ópticos por radiación infrarroja y complejos algoritmos; en esta imagen térmica se puede observar la diferenciación de colores del cuerpo estudiado, con el fin de determinar y leer en forma precisa las temperaturas de la imagen [30].

La norma ASTM E1316 define un termograma como: una imagen que indica la temperatura real de un objeto o ambiente en un patrón correspondiente a contraste o color.

2.8 Aplicaciones Médicas de la Termografía

En la medicina la termografía es aceptada como una herramienta precisa y fiable para la evaluación y diagnóstico médico, es posible detectar quemaduras, ulceraciones cutáneas e injertos, pues éstas producen cambios en la conductividad térmica de la piel. Otras aplicaciones son, detección temprana el cáncer de piel, tratamiento para el dolor, evaluación de profundidad de quemaduras, detección de fiebre y cirugías a corazón abierto, entre otras [3].

2.9 Cámara Termográfica

Una cámara termográfica es un equipo complejo que tiene como función medir la emisión natural de radiación infrarroja de un objeto, determinar su temperatura y generar una imagen térmica, realizando un procesamiento digital de las señales censadas. La figura 2.2 muestra una cámara termográfica FLIR ONE PRO [12].



Figura 2.2: Cámara termográfica FLIR ONE PRO FLIR Systems. [12]

2.9.1 Cámaras de Gama Alta

Los detectores de estas cámaras están contenidos en un estuche sellado al vacío, y enfriado a varios grados Celsius bajo cero por un voluminoso y costoso equipo criogénico. Esto aumenta enormemente su sensibilidad con respecto a los detectores al ambiente, debido a su gran diferencia de temperatura con respecto al cuerpo emisor detectado [30]. Si el detector no fuese enfriado criogénicamente, la temperatura ambiental interferiría las lecturas de temperatura recibidas por el detector. Aun así, el uso de detectores criogenizados presenta unas desventajas como son:

- Su alto consumo de energía para enfriar.
- El alto costo para fabricar y sellar al vacío los estuches.
- Varios minutos para enfriar el sensor del detector a la temperatura óptima de operación.

2.9.2 Cámaras de Gama Baja

Utilizan sensores que operan a temperatura ambiente o que están estabilizados mediante pequeños elementos de control a una temperatura cercana a la temperatura ambiente; los detectores más modernos usan sensores que funcionan cambiando sus propiedades eléctricas cuando se calientan por la radiación infrarroja. Estos cambios (de corriente, voltaje o resistencia) son medidos y comparados a los valores de temperatura de operación del sensor. Los sensores pueden estabilizarse a una temperatura de operación para reducir las interferencias de percepción de imagen, y es por eso que no requiere equipos de enfriamiento [30]. Los detectores al ambiente están hechos en su mayoría a base de materiales ferroeléctricos y piroeléctricos o tecnología del microbolómetro, estos detectores cuentan con las siguientes ventajas:

- Su menor costo con respecto a los criogenizados.
- Menor tamaño.

Este tipo de cámara tiene las desventajas de tener menos sensibilidad y menos resolución frente a las que usan sensores criogenizados [30].

2.9.3 Partes que Componen una Cámara Termográfica

El funcionamiento de una cámara termográfica consiste básicamente en detectar la energía infrarroja de un objeto, convertirla en señales eléctricas y procesarlas para producir una imagen térmica que es visualizada en la pantalla [30].

- 1) **Receptor óptico:** Está compuesto por el lente, los filtros y el diafragma.
- 2) **Detector infrarrojo:** Convierte la energía radiada en una señal eléctrica que posteriormente será procesada. Los detectores están construidos con materiales semiconductores y operan a muy bajas temperaturas para evitar interferencias (por ruido

térmico) y así obtener una relación señal/ruido que corresponda a la alta sensibilidad que poseen estas cámaras. El detector que utiliza la cámara FLIR ONE PRO, (utilizada para este trabajo), es una matriz de micro bolómetros. La radiación infrarroja procedente de una gama específica de longitudes de onda modifica la resistencia eléctrica. Los cambios de temperatura de la escena provocan cambios en la temperatura de cada bolómetro, lo que se traduce en señales eléctricas y se procesan, para convertirlas en una imagen.

- 3) **Microprocesador y electrónica de control:** se encargan de manejar la salida de la imagen generada a partir de la interacción de los fotones de la energía emitida por el objeto y los electrones del material detector que genera una señal eléctrica proporcional a la energía que ingresa al sistema.

2.9.4 Principio de Funcionamiento de la Cámara Termográfica

Cuando se hace una inspección termográfica y se pone la cámara delante del objeto a estudiar, ésta absorbe energía infrarroja que luego es procesada con el fin de obtener una imagen térmica donde se pueda leer la temperatura real [30].

La lectura de la temperatura que se observa en la pantalla de la cámara se calcula teniendo en cuenta una serie de parámetros que están presentes en el ambiente donde se realiza la inspección termográfica.

Para que la cámara pueda hallar la temperatura real hay que tener en cuenta varios efectos,

- El objeto no emite solo su propia energía, sino que también refleja la de otros cuerpos; la cámara debe incluir dentro de los cálculos que hace internamente este fenómeno basado en los valores de temperatura ambiente reflejada y la emisividad de la superficie del objeto, datos que el termógrafo debe medir y tener en cuenta a la hora de hacer la inspección [30],
- Parte de la energía emitida por el objeto es absorbida por la atmosfera, para compensar esta perdida dentro de las mediciones, la cámara debe tener en cuenta la distancia a la que se encuentra el objeto inspeccionado, considerando también la humedad relativa y la temperatura atmosférica dentro de los cálculos [30].

La cámara lee la energía infrarroja aparente (M_{cap}), basada en los datos de distancia al objeto, humedad relativa y temperatura atmosférica (T_{atm}), luego resta la energía infrarroja reflejada (M_{refl}) y de esta manera estima la energía infrarroja emitida por el objeto (M_{obj}) basado en los datos de temperatura ambiente reflejada (τ_{atm}) y emisividad de la superficie del objeto (ϵ_{obj}) [23].

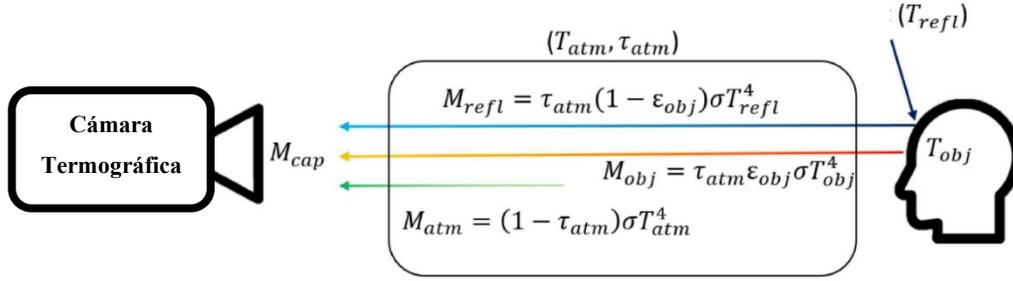


Figura 2.3: Diagrama del total de radiación captada por una cámara termográfica. [23].

De esta manera, el modelo general para calcular la energía infrarroja aparente queda expresado en la ecuación 4:

$$M_{Cap} = M_{obj} + M_{refl} + M_{atm} \quad (4)$$

Despejando algunos parámetros, la temperatura estimada del objeto estudiado puede representarse en la ecuación 5:

$$\hat{T}_{obj} = \left(\frac{M_{Cap} - \hat{M}_{atm} - \hat{M}_{refl}}{\hat{T}_{atm}\epsilon_{obj}\sigma} \right)^{\frac{1}{4}} \quad (5)$$

En donde, \hat{T}_{obj} es la temperatura estimada del objeto, \hat{T}_{atm} es la temperatura estimada del ambiente, \hat{M}_{atm} es la energía infrarroja estimada del ambiente y \hat{M}_{Reft} es la energía infrarroja reflejada estimada. En caso de querer aplicar la fórmula para determinar la temperatura de una persona se debe establecer $\epsilon_{obj} = 969$ lo que corresponde al valor de emisividad de la piel humana [23].

2.10 Cámara Termográfica FLIR ONE PRO

Esta cámara infrarroja tiene varias ventajas con respecto a otras, éstas son: su portabilidad, su diseño ergonómico, su peso y facilidad de uso. Esta cámara ha sido diseñada específicamente para trabajar en entornos industriales lo que la hace ideal para realizar monitoreo y diagnóstico en mantenimiento predictivo.

Las especificaciones técnicas de la cámara termográfica FLIR ONE PRO, se muestran en la tabla 2.1, para más información se debe consultar a la hoja de datos suministrada por el fabricante [12].

Tabla 2.1 Especificaciones técnicas de la cámara termográfica FLIR ONE PRO

DESCRIPCIÓN GENERAL	
Dimensiones (Al. × An. × Pr.)	68 × 34 × 14 mm (2,7 × 1,3 × 0,6")
Frecuencia de imagen	8,7 Hz
Rango dinámico de escena	De -20 a 400 °C
ALIMENTACIÓN	
Duración de la batería	Aproximadamente 1 h
Tiempo de carga de la batería	40 min
GENERACIÓN DE IMÁGENES Y ÓPTICA	
Descripción general	Cámaras visuales y térmicas con tecnología MSX
Obturador	Automático/manual
Paleta	Gray (white hot), Hottest, Coldest, Iron, Rainbow, Contrast, Arctic, Lava y Wheel.
Resolución térmica	160 × 120
Resolución visual	1440 × 1080
Sensor térmico	Tamaño de píxel 12 µm, de 8 a 14 µm de rango espectral
Precisión	±3 °C o ±5 %, típico Porcentaje de la diferencia entre la temperatura ambiente y de la escena. Se aplica 60 segundos tras el inicio cuando la unidad está entre 15 y 35 °C y la escena está entre 5 y 120 °C.
SOPORTE DE ALMACENAMIENTO	
Formatos de archivo	Imágenes fijas - jpeg radiométrico
Enfoque	Fijo 15 cm en adelante

2.11 Sistemas de Detección de Fiebre de Forma Masiva

Desde el brote de la pandemia de SARS en 2003 se ha utilizado la termografía infrarroja como herramienta de detección de estados febriles [21]. Los sistemas de detección basados en termografía evalúan si una persona presenta un estado febril. Una persona infectada puede contagiar entre 5 y 7 personas, sin embargo, en lugares públicos esta cifra se ve incrementada, por consiguiente, los sistemas de detección masiva de fiebre están diseñados para ubicarse en lugares de alto tránsito como colegios, hospitales, aeropuertos, etc., y deben estar calibrados para obtener una lectura de la temperatura confiable.

Los sistemas en mención integran software y hardware con métodos de calibración automática para tener un nivel alto de confiabilidad. La figura 2.4 muestra cómo se encuentran contruidos la mayoría de los sistemas de detección de fiebre.

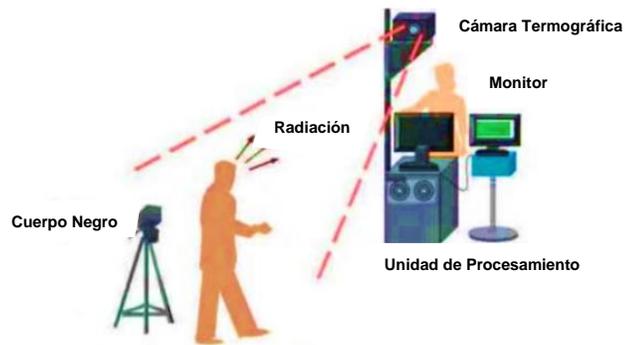


Figura 2.4: Diagrama en general de un sistema de detección de fiebre. [19]

El software utilizado debe ser capaz de detectar los rostros de todas las personas en el campo de visión de la cámara, identificar puntos de interés del rostro como la frente, los ojos, la boca o la nariz. Para estas tareas, es posible utilizar algoritmos de “Machine Learning” (ML) para optimizar el rendimiento del procesador y aumentar la efectividad del sistema. Posteriormente, hacer el cálculo de la temperatura de cada persona, mostrando los valores resultantes en el monitor de forma continua en tiempo real [19].

2.11.1 Métodos de Detección de Rostros

Existe una infinidad de algoritmos que se usan para detectar rostros, cada programador puede añadirle una funcionalidad distinta, esto dependiendo a la aplicación que se va a utilizar. Estos algoritmos se pueden clasificar según el método con el cual logran la detección.

La descripción de los 4 tipos de métodos se puede observar en la tabla 2.2

Tabla 2.2 Clasificación de métodos de detección de rostros.

Tipo de método	Descripción
Métodos basados en conocimiento	Usan reglas predeterminadas basadas en el conocimiento humano para la detección del rostro.
Métodos de enfoque a la invariabilidad característica.	Tienen como objetivo encontrar rasgos de la estructura facial resistentes al enfoque o iluminación.
Método de comparación de plantillas	Utilizan plantillas de rostros pregrabadas para determinar la presencia.
Métodos basados en la apariencia	Aprenden los modelos de rostros de un conjunto de imágenes de rostros en formación.

También, los algoritmos de reconocimiento facial se clasifican en 2 familias:

- Algoritmos basados en plantillas rígidas. Estos tienen una base de datos en la cual comparan la imagen para encontrar un rostro dentro de ella, se pueden clasificar en algoritmos por variación de boosting, y en algoritmos de redes neuronales convolucionales. El boosting es un método de aprendizaje que ayuda a mejorar el rendimiento de clasificadores y tienen bajo costo computacional.
- Algoritmos basados en métodos de partes deformables. Estos tratan de buscar partes del rostro como los ojos, nariz, etc., y luego buscan una relación entre ellos para identificar si es un rostro o no. Existen 2 tipos, los que utilizan supervisores fuertes, y los que utilizan supervisores débiles, los cuales se diferencian en el tamaño del cuadro que se analizan por vez, además del margen de error que se asume, por lo general este tipo de algoritmos tienen un alto gasto computacional.

Se observa que los algoritmos basados en boosting que utilizan filtros clasificadores simples (Filtros Haar) se pueden utilizar en aplicaciones que requieran respuesta en tiempo real, el algoritmo propuesto por Viola y Jones (2001) es un ejemplo de ello. En la tabla 2.3 se muestra una comparación entre los tipos de algoritmos mencionados.

Tabla 2.3 Comparación de familias de algoritmos de reconocimiento facial.

Familia de métodos		Efecto de acotación	Datos de entrenamiento	Tiempo de entrenamiento	Tiempo de prueba
Basados en Boosting	Filtros Haar	Medio	Largo	Medio / Largo	Tiempo real
	Características de canal	Medio	Largo	Medio / Largo	Cercano a tiempo real
DPMs(Deformable Part-based Model)	Supervisión débil	Medio	Medio	Medio / Largo	Cercano a tiempo real
	Supervisión fuerte	Largo	Medio	Medio	Cercano a tiempo real
CNN (Convolutional Neural Network)	Red neuronal convolucional profunda	Medio	Largo	Largo	Cercano a tiempo real

2.11.2 Algoritmo Viola – Jones

Los ingenieros Paul Viola y Michael Jones desarrollaron un algoritmo de detección de rostros en imágenes con un costo computacional muy bajo, publicado el día 13 de julio de 2001 [38]. Este algoritmo es famoso porque introdujo un método que consta de 3 partes simples para la detección de objetos, las cuales se describen a continuación.

La primer parte consiste en convertir la imagen seleccionada en escala de grises para así poder obtener una representación de la imagen llamada “imagen integral”, en donde cada pixel (x,y) de la imagen es la suma de recuadro de pixeles superior izquierdo, lo que permite un posterior procesamiento a mayor velocidad y sin elevar el costo computacional de manera considerable. La segunda parte consiste en un proceso de aprendizaje basado en Adaboost que selecciona un pequeño número de características visuales de un conjunto mayor y produce un clasificador extremadamente eficiente usando filtros de clasificación Haar. Finalmente, la última parte viene dada por la combinación de clasificadores simples en cascada, lo que permite descartar rápidamente las regiones de fondo de la imagen y al mismo tiempo dedicar más cálculos a regiones donde podría estar el objeto a detectar. [10]. Ver figura 2.5.

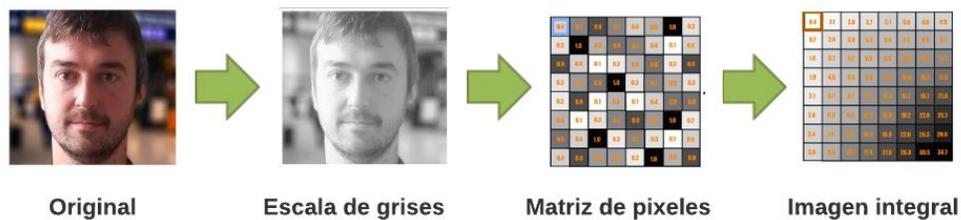


Figura 2.5: Proceso de conversión de imagen original a imagen integral. (Diseño propio)

La segunda parte consiste en un proceso de aprendizaje que selecciona un pequeño número de características visuales de un conjunto mayor, y produce un clasificador extremadamente eficiente usando filtros de clasificación Haar.

Finalmente, la última parte viene dada por la combinación de clasificadores simples en cascada, lo que permite descartar rápidamente las regiones de fondo de la imagen y al mismo tiempo dedicar más cálculos a regiones donde podría estar el objeto a detectar [10]. En este proceso se recorre la imagen integral aplicando clasificadores Haar en cada región, como se ve en la figura 2.6, si todos los clasificadores obtienen un resultado positivo quiere decir que se ha detectado un rostro.

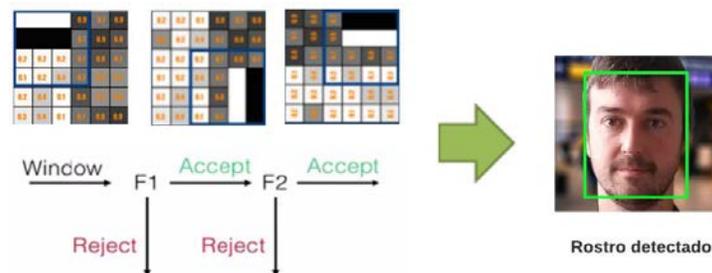


Figura 2.6: Proceso identificación de rostro usando clasificadores Haar en cascada: Si el resultado de cada clasificador es positivo, entonces se ha detectado un rostro. (Diseño propio).

En términos computacionales se puede describir el algoritmo Viola – Jones de la siguiente manera:

ALGORITMO: Detección de Rostros Viola Jones
Input: Imagen original
Output: Imagen con rectángulos indicando la zona del rostro
1. for $i \leftarrow 1$ hasta número de escalas en pirámide de la imagen do
2. Reducir la imagen para crear $imagen_i$
3. Crear la imagen integral, $imagen_{ii}$
4. for $j \leftarrow 1$ hasta número de sub-ventanas de cambio do
5. for $k \leftarrow 1$ hasta número de etapas de clasificación en cascada do
6. for $l \leftarrow 1$ hasta número de filtros de la etapa k do
7. filtrar detección de sub-ventana
8. Acumular salidas del filtro
9. end for
10. if la acumulación falla por umbral de etapa then
11. Rechazar sub-ventana como cara
12. Break
13. end if
14. end for
15. if la sub-ventana aprueba todas las verificaciones de cada etapa then
16. Aceptar sub-ventana como una cara
17. end if
18. end for
19. end for

2.11.3 Detección de rostros usando la API de Visión de Google

La detección del rostro permite marcar la zona de la cara de seres humanos en medios visuales, tanto en imágenes digitales como en videos. Cuando se detecta un rostro, este cuenta con una posición, un tamaño y una orientación asociados. Además, se pueden buscar puntos de referencia, tales como los ojos y la nariz [10].

Debido a que el sistema propuesto se encuentra pensado para ejecutarse en dispositivos móviles, se decidió utilizar el SDK de Firebase Machine Learning desarrollado por Google [10], el cual cuenta con un modelo de detección facial ya entrenado y que funciona en tiempo real. Este modelo hace uso del algoritmo Viola – Jones para identificar si hay o no un rostro dentro de la imagen [38].

2.11.4 Firebase Machine Learning Kit

El Kit de Machine Learning (ML Kit) es un SDK para dispositivos móviles que usa una API de visión por computadora y lenguaje natural para crear experiencias de usuario. Todas las API del Kit de Machine Learning (ML kit) se ejecutan en el dispositivo, lo que permite casos de uso en tiempo real, haciéndolo ideal para procesar una transmisión de cámara en vivo, como este proyecto lo requiere. Esto también significa que la funcionalidad está disponible sin conexión a internet.

La principal ventaja de esta herramienta es que emplea la tecnología de las plataformas que se encuentran integradas en Google Cloud, esto con el propósito de proporcionarle al desarrollador una gran precisión en los datos.

Como se ha mencionado con anterioridad, el ML Kit de Firebase cuenta con varias API que pueden usarse para diferentes casos; estos son:

- Reconocimiento de texto.
- Etiquetado de imágenes.
- Detección y seguimiento de objetos.
- Detección de rostros y seguimiento de contornos.
- Identificación de idioma.

2.11.5 Detección de Puntos de Interés

Establecer puntos de interés permite recolectar de manera más precisa la temperatura de un área en específico, en este caso, el rostro de cada persona examinada. De acuerdo con [2] no es posible considerar la temperatura de un solo punto del rostro como la temperatura media del cuerpo. Por lo que se deben considerar zonas de la piel donde sea posible ubicar vasos sanguíneos cuyos valores de temperatura sean más cercanos a la interna.

Las zonas recomendadas para extraer valores de temperatura cercanos a la media interna del cuerpo son el canto interior de los ojos, las esquinas de los labios, la parte superior de la nariz y el medio de la frente [2], [7], [23], dichos puntos se encuentran remarcados en la figura 2.7.

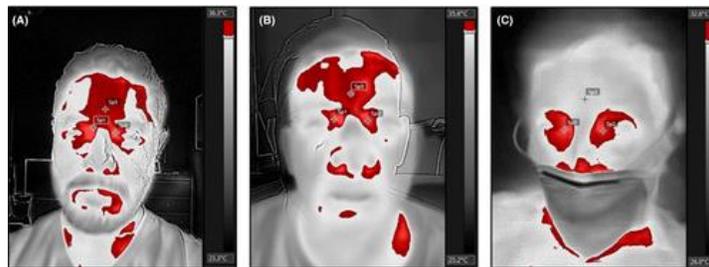


Figura 2.7: Puntos de interés ubicados sobre la arteria facial y venas del sistema circulatorio del rostro. [7]

Obtener un promedio de temperatura de los puntos de interés por donde circula la sangre ayuda a mejorar la precisión de las lecturas, generando valores más cercanos a los de la temperatura interna del cuerpo [2].

Con la API de detección de rostro del ML Kit, es posible detectar rostros en una imagen, identificar rasgos faciales clave y obtener el contorno de los rostros que se detectan. También, se cuenta con la opción

de habilitar la detección de contorno de rostros, esto genera una lista de puntos por cada rasgo facial que se detectó. Estos puntos representan la forma de la zona de interés. En la figura 2.8, se ilustra cómo se asignan estos puntos a un rostro.

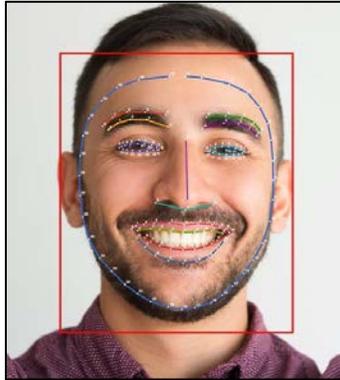


Figura 2.8: Contorno de rasgos faciales generados por el modelo de detección de rostros del ML Kit. [10]

Una vez que se tienen marcados los puntos de interés en el rostro, se toman las coordenadas de los puntos que corresponden a las regiones por donde circula la sangre, las que fueron mencionadas con anterioridad, omitiendo los correspondientes a el área de la boca, ya que debido a la pandemia de COVID-19 el uso de cubrebocas aún es bastante común entre la mayoría de las personas, lo que provoca que esta zona se encuentre cubierta la mayor parte del tiempo.

2.12 - La prueba U de Mann-Whitney

La prueba de Mann-Whitney se usa para comprobar la heterogeneidad de dos muestras ordinales [42]. El planteamiento de partida es:

1. Las observaciones de ambos grupos son independientes.
2. Las observaciones son variables ordinales o continuas
3. Bajo la hipótesis nula, las distribuciones de partida de ambas distribuciones es la misma.
4. Bajo la hipótesis alternativa, los valores de una de las muestras tienden a exceder a los de la otra
 $(X > Y) + 0.05 P(X = Y) > 0.05$

Para calcular el estadístico U se asigna a cada uno de los valores de las dos muestras su rango para construir [42]

$$U_1 = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1 + 1)}{2} - R_1$$

$$U_2 = n_1 n_2 + \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} - R_2$$

Donde n_1 y n_2 son los tamaños respectivos de cada muestra; R_1 y R_2 es la suma de los rangos de las observaciones de las muestras 1 y 2 respectivamente.

El estadístico U se define como el mínimo de U_1 y U_2 .

Los cálculos deben tener en cuenta la presencia de observaciones idénticas a la hora de ordenarlas. No obstante, si su número es pequeño, se puede ignorar esa circunstancia.

La prueba calcula el llamado estadístico U , cuya distribución para muestras con más de 20 observaciones se aproxima bastante bien a la distribución normal.

La aproximación a la normal, z , cuando se tiene muestras lo suficientemente grandes viene dada por la expresión:

$$Z = U - \frac{m_u}{\sigma_u}$$

Dónde: m_u y σ_u son la media y la desviación estándar de U si la hipótesis nula es cierta, y vienen dadas por las siguientes fórmulas:

$$m_u = \frac{n_1 n_2}{2}$$
$$\sigma_u = \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 + 1)}{12}}$$

Formulación de hipótesis:

$H_0: u_1 = u_2$: No hay diferencia entre las dos poblaciones (misma media)

$H_1: u_1 \neq u_2$: hay diferencia entre las dos poblaciones (distinta media)

Criterio:

Se rechaza H_0 , si $Z > Z_{\alpha/2}$

Se acepta H_a , si $Z < Z_{\alpha/2}$

Donde Z : Z obtenido y $Z_{\alpha/2}$: Z crítico = 1,96 al 95% nivel de confianza

Otro modo:

Nivel de significación. Para todo valor de probabilidad igual o menor que 0,05, se acepta H_a y se rechaza H_0 .

Zona de rechazo. Para todo valor de probabilidad mayor que 0.05, se acepta H_0 y se rechaza H_a .

2.13 – Normas de aplicación de termografía infrarroja frente a COVID-19 de acuerdo con el estándar ISO/TR 13154:2017

Para asegurar un resultado fiable hay que cumplir una serie de factores técnicos, relacionados con el propio equipo tecnológico necesario. A continuación, se listan los requerimientos mínimos con los que deben contar dispositivos termográficos para la medición de temperaturas corporales.

- Rango de longitud de onda de 8 – 15 μm .
- Resolución mínima de 320 * 240 pp.
- Intervalos de temperatura de 15 a 45 °C.
- Frecuencia de imagen 30 - 60 Hz.
- Distancia focal de 45 cm en adelante.

Pero también factores ambientales, por ejemplo, del espacio donde tiene que realizarse. En la zona escogida la temperatura no debe ser superior a 24 °C ni inferior a 18 °C. El control de la humedad es importante, debiendo mantenerse entre el 30% y el 75%. Para la iluminación del espacio donde se realice la termografía no deben usarse luces incandescentes, ya que producen calor [43].

Preparación del paciente para la termografía

Es necesario tomar en cuenta que la exposición inmediata anterior del paciente a un ambiente frío o a la radiación solar directa antes de realizar la medición termográfica puede influir de manera temporal en los resultados. Para realizar correctamente la termografía del paciente, este no puede llevar ningún elemento en su cabeza o rostro durante la toma de imágenes [43]. Esto incluye las gafas e, incluso, los cubrebocas. Esto, debido a que, la mascarilla genera una exhalación que cambia puede afectar la temperatura de la zona del canto mediano del ojo, lugar donde se realiza la medición. La distancia recomendada para realizar la termografía infrarroja es de entre uno y dos metros, la cual coincide con la distancia de seguridad recomendada por las autoridades. Además, es imprescindible que la cámara esté colocada perpendicularmente a la cara del paciente y alineada a la altura de los ojos [43].

La imagen del rostro del paciente que se capte en la termografía infrarroja debe ocupar entre el 50 y el 75% de la imagen que se vea en pantalla. De igual manera es necesaria una medición mínima de entre 9 y 16 píxeles para obtener una alta fiabilidad [43].

En la correcta medición se debe calcular el rango de precisión de la cámara según instrucciones del fabricante, usar un emisor térmico constante durante la captación o realizar cálculos manuales. Siempre se obtengan valores inferiores a 37.5 °C, no habrá problema para tratar al paciente, siguiendo el resto de las recomendaciones oficiales en cuanto a medidas higiénicas y de seguridad [43].

CAPÍTULO 3

3. Estado del Arte

En este capítulo se presenta una breve descripción de trabajos de investigación relevantes relacionados con los temas de medición de temperatura por medio de termografía infrarroja, la búsqueda y recopilación de los artículos fue realizada consultando las bases de datos de PudMed, ScinceDirect, Scielo y Google académico. La selección de los artículos científicos fue centrada principalmente en la revisión de los títulos y los resúmenes del contenido, conservando los pertenecientes al área de la salud y estudios en seres humanos. Se presentan los 14 artículos cuyos aportes fueron los más significativos para este trabajo de tesis.

3.1 Trabajos Relacionados

The use of digital health in the detection and management of COVID-19 [1]

Dentro de este artículo se hace una recopilación de las soluciones tecnológicas digitales utilizadas durante el año 2020 para el monitoreo y diagnóstico de la enfermedad del COVID-19. Marcando un especial interés en aprovechar las herramientas de comunicación móvil, como lo son los teléfonos inteligentes, las redes de telefonía y los servicios basados en la nube, las cuales gracias a su alcance y fácil acceso cuentan con el potencial de ayudar a reducir significativamente la propagación de esta enfermedad y futuras infecciones.

Las tecnologías mencionadas con anterioridad permiten minimizar el contacto entre individuos reduciendo el riesgo de contagio, así como proporcionar un gran número de aplicaciones y servicios, diseñadas para informar, alertar, diagnosticar y monitorear los síntomas de enfermedades virales.

Identifying febrile humans using infrared thermography screening: possible applications during COVID-19 outbreak [36]

Dentro de este artículo se hace una revisión de la efectividad de la termografía infrarroja en brotes de enfermedades infecciosas en los últimos 20 años, utilizando para esto las estadísticas de acierto y fracaso de los métodos de medición de temperatura corporal. Los resultados de esta investigación arrojan que la medición por medio de termografía infrarroja permitió reducir en un 42% la propagación de enfermedades virales como el Ébola, el SARS o la influenza H1N1. Lo que permite evidenciar que el uso de este tipo de tecnología es uno de los más eficientes para poder hacer frente a una situación de contingencia sanitaria.

Por último, se deja muy en claro que es necesario no solo contar con herramientas de monitoreo y diagnóstico para los síntomas de una posible enfermedad, sino que de igual forma se deben generar registros históricos cuyos datos permitan hacer frente a pandemias futuras.

Review of the efficacy of infrared thermography for screening infectious diseases with applications to COVID-19 [20]

Dentro de este estudio se llevó a cabo una revisión sistemática de la literatura utilizando Google académico, PubMed y ScienceDirect, en donde se realizaron búsquedas de estudios enfocados en evaluar la especificidad y la sensibilidad del cribado masivo de individuos mediante termografía infrarroja, enfocándose en un lapso comprendido entre los años 2002 y 2020.

Dentro de los estudios revisados se hace la sugerencia de utilizar métodos de compensación térmica para obtener valores de temperatura corporal de mayor precisión, ya que se deben considerar datos externos como los problemas de calibración y el grado de error de los diferentes tipos de cámaras termográficas.

El análisis final de esta revisión deja ver un buen incremento de la efectividad de las mediciones térmicas recolectadas en los estudios donde se implementaron técnicas de compensación térmica. Aun así, se mantienen problemáticas como el no poder identificar pacientes asintomáticos, reducir bastante la precisión del sistema si no se cuenta con un ambiente térmicamente controlado, y la falta de precisión en los sensores de algunas cámaras termográficas. Todo esto indica que, este tipo de sistemas termográficos pueden ser mejorados con la implantación de sensores de temperatura adicionales y métodos de clasificación de datos, permitiendo que se obtengan valores de mayor precisión que sin duda permitirán un mejor monitoreo de temperaturas corporales.

Myths and methodologies: degrees of freedom – limitations of infrared thermographic screening for covid-19 and other infections [28]

El principal objetivo de este artículo es determinar si la medición de temperatura corporal mediante termografía infrarroja es una metodología válida para el cribado masivo de personas. Para esto se hace una revisión de los resultados obtenidos en estudios donde se ha implementado este procedimiento durante los últimos 20 años, centrando su atención en la diferencia de valores entre la temperatura de la piel y la temperatura central del cuerpo.

Dentro de artículo se hace hincapié a que, si bien la termografía infrarroja puede arrojar valores de la temperatura de la piel, esto no es suficiente para identificar a los individuos infectados de alguna enfermedad viral, pues no todos los individuos infectados son febriles. Otro problema importante que se menciona es que el valor de temperatura de la zona de la frente no refleja con precisión la temperatura interna del cuerpo, pues varios factores externos pueden modificar los niveles de calor en la piel.

Se indica que probablemente los algoritmos que intentan predecir la temperatura interna del organismo a partir de la temperatura registrada en la piel sean inexactos en una variedad de situaciones

normales. Además de que muchos de ellos tienen derechos de autor y, por lo tanto, no están disponibles para el escrutinio científico.

Por último, dentro del artículo se propone una posible solución de mejora para incrementar la precisión de las mediciones, esto simplemente incluyendo las manos dentro de la imagen térmica y examinando la diferencia (Δ) entre la temperatura registrada en la zona del canto interior del ojo y los valores de temperatura de la punta de los dedos.

Diagnostic accuracy of infrared thermal imaging for detecting COVID-19 infection in minimally symptomatic patients [26]

Dentro de este estudio se consideró medir la eficiencia de la termografía infrarroja como una herramienta de diagnóstico para la enfermedad del COVID-19, realizando una prueba en 80 personas adultas, dentro de las cuales 60 contaban con antecedentes de contacto cercano con individuos infectados por más de 7 días, y 20 que fueron confirmados como negativos a la enfermedad. El rostro de cada participante fue monitoreado para crear una imagen térmica la cual fue generada con una cámara móvil FLIR ONE Pro conectada a un dispositivo iPad.

Para confirmar los diagnósticos termográficos se hizo uso RT-PCR (un método nuclear que detecta la presencia de material genético específico de los patógenos, como los virus) como prueba estándar de referencia para diagnosticar la infección.

Las imágenes generadas por la cámara termográfica fue posible apreciar que los sujetos negativos de COVID-19 muestran una distribución de temperatura máxima similar en el canto del ojo y la frente, mientras que los positivos presentan valores de temperatura significativamente más altos en los carúnculos lagrimales que en la frente, por lo que esta área no se recomienda como un punto de interés al establecer el umbral de la imagen.

Los resultados del estudio demuestran que 34 pacientes tenían un diagnóstico positivo de COVID-19, confirmado mediante RT-PCR, mientras que 26 presentaron resultados negativos de la prueba. La asimetría de temperatura entre los cantos del ojo y la frente fue significativamente mayor en los individuos positivos de la enfermedad. A través de un análisis de datos con un modelo de random forest, se estableció un umbral para la distinción de clases en 0.5°C , obteniendo una precisión del 82% entre pacientes con y sin infección confirmada por coronavirus.

Entre los adultos con antecedentes de exposición a COVID-19 y problemas respiratorios leves, una asimetría de temperatura de $\geq 0.5^{\circ}\text{C}$ entre el canto del ojo y la frente indica una alta probabilidad de

infección por coronavirus. Este hallazgo presenta un nuevo enfoque en el uso de la termografía infrarroja, proporcionando argumentos que lo respaldan como una técnica válida de diagnóstico.

Are the in cameras FLIR ONE suitable for clinical applications? [37]

El principal objetivo de este estudio fue poner a prueba la efectividad de 4 cámaras termografías de gama baja FLIR ONE de segunda generación, registrando la temperatura corporal absoluta de una serie de voluntarios. Para llevar a cabo esta prueba, dos de las cámaras utilizadas fueron configuradas para funcionar en conjunto con un dispositivo Android. Mientras que las dos cámaras restantes fueron adaptadas para trabajar con un dispositivo IOS.

Al momento de realizar las pruebas de medición los equipos registraron temperaturas dentro del rango de los 20°C a los 40°C. Para capturar la temperatura corporal absoluta de cada paciente se utilizó un termómetro BLACKBODY ISOTECH HYPERION R Modelo 982. Realizando comparaciones entre las lecturas obtenidas por las cámaras termográficas y el termómetro en intervalos de 15 minutos.

Los resultados de este experimento arrojaron que las temperaturas registradas por las cámaras termográficas mostraban una variación de 2.2°C por encima de las temperaturas reales. Además de que tardaban de 15 a 20 min en alcanzar la estabilidad necesaria para representar lecturas correctas.

Como conclusión se obtiene que las cámaras térmicas FLIR ONE de segunda generación podrían ser utilizadas como un medio de monitoreo más no de diagnóstico clínico.

Development of low-cost thermal imaging system as a preliminary screening instrument [18]

En este artículo se describe una propuesta de desarrollo para un sistema termográfico económico y portable, que integre una cámara termográfica infrarroja conectada a una placa Arduino. Los modelos de cámaras seleccionados fueron complementados con el sensor AMG8833, capaz de detectar las ondas de calor emitidas por un objeto y convertirlas en una señal electrónica. Este sistema propuesto tiene la finalidad de ser usado como una herramienta para la detección temprana de cáncer de piel, desordenes tiroideos, pie diabético y detección de fiebre.

Los resultados proporcionados demuestran que al complementar la captura termográfica con las señales proporcionadas por el sensor AMG8833, y gestionar los datos con la placa Arduino se pueden obtener mediciones de temperatura corporal con una exactitud mayor.

En conclusión, se obtiene que el sistema propuesto pueda ser una potente herramienta para el diagnóstico médico de diferentes enfermedades, ya que es bastante económico y confiable en sus mediciones.

Dynamic infrared thermography and smartphone thermal imaging as an adjunct for preoperative, intraoperative, and postoperative perforator free flap monitoring [17]

El objetivo de esta investigación es poder validar a las cámaras termográficas de bajo costo como una opción para el diagnóstico médico para el desprendimiento de tejido bajo la piel.

Este estudio fue realizado con una cámara termográfica FLIR ONE conectada directamente a un smartphone, También se hizo uso de la aplicación móvil MyFLIR proporcionada por el fabricante. Cuando la cámara está encendida, se puede elegir una opción de foto o video, este último siendo el modo seleccionado para la prueba a una distancia estándar de unos 70 cm del área a estudiar, formando con este proceso un mapa térmico.

Los resultados demuestran que es posible identificar de manera clara y precisa las lesiones en el tejido bajo la piel, por medio de los puntos de calor encontrados en las imágenes térmicas generadas con la cámara FLIR ONE.

En conclusión, se puede decir que estas variantes de bajo costo de cámaras termográficas integradas a smartphones son un medio económico y rápido para la identificación de "puntos calientes" que se pueden interpretar como perforaciones bajo la piel, que serían suficientes para asegurar una lesión. Sin embargo, dado que no se puede determinar la profundidad de la perforación, esto debe considerarse como un complemento a los métodos convencionales. Por otro lado, su simplicidad mejorará en general el diseño, la recolección y el seguimiento de este tipo de padecimientos.

High-end versus low-end thermal imaging for detection of arterial perforators [31]

El objetivo de este estudio fue realizar una comparación entre una cámara térmica FLIR One Pro (ONEPro), de gama baja y la FLIR A35sc (A35sc) de alta gama. La primera es compatible con dispositivos Android o IOS, y su valor en el mercado es de US \$400, mientras que la segunda tiene un valor de US \$5000. Ambas cámaras fueron utilizadas para identificar perforaciones arteriales en el muslo anterolateral. Se hizo uso de un Doppler portátil como herramienta complementaria para verificar los resultados.

Se examinaron un total de 23 muslos, en 13 voluntarios que gozaban de buena salud, logrando identificar un total de 779 puntos de calor utilizando ambas cámaras. El dispositivo A35sc logró identificar una media de 33,5 puntos por muslo; mientras que la cámara ONE Pro identificó una media de 31,5. Utilizando un Doppler portátil, fue posible confirmar el 95,9% de los puntos de calor identificados con la ONE Pro, y el 95,8% de los identificados con la A35sc.

En conclusión, se puede decir que, si bien la cámara de gama alta identificó un mayor número puntos de calor; los datos de verificación fueron muy similares para los dos dispositivos, y para fines clínicos, estas diferencias son insignificantes.

FLIR Vs SEEK THERMAL cameras in biomedicine: comparative diagnosis through infrared thermography [23]

El principal objetivo de este estudio es presentar de manera práctica la utilidad de las cámaras térmicas de las marcas FLIR y SEEK en aplicaciones biomédicas. Haciendo también una comparación entre las capacidades de ambas marcas para determinar cuál sería la mejor opción para estudios médicos. Los modelos seleccionados para el estudio fueron SEEK Compact PRO y FLIR One.

Se llevaron a cabo una serie de experimentos bajo las mismas condiciones de iluminación y temperatura. Las pruebas consistían en escanear con ambos dispositivos el pie descalzo de un paciente que presentaba una lesión en su dedo pulgar. Las cámaras térmicas capturaron los mapas térmicos con formato original en escala de grises y una variedad de formatos a color. La diferencia de la calidad de imagen fue observable en todas las imágenes capturadas con el dispositivo FLIR One, donde la calidad fue superior a la SEEK Compact PRO. A su vez, los mapas térmicos de la FLIR One presentaban un mayor nivel de ruido que los tomados por la SEEK Compact PRO.

En conclusión, ambos modelos de cámaras pudieron detectar de forma clara la lesión en el cuerpo del paciente. Si bien cada uno de los dispositivos muestra fortalezas y debilidades respecto al otro. Es evidente que ambas herramientas conforman un método viable de diagnóstico clínico, el cual tiene un potencial de uso bastante amplio dentro del campo biomédico.

Value of infrared thermography camera attached to a smartphone for evaluation and follow-up of patients with graves' ophthalmopathy [31]

El objetivo de este estudio fue evaluar la temperatura ocular mediante termografía infrarroja establecer una relación de ésta con la inflamación ocular en pacientes de oftalmopatía de Graves y cuál sería su valor en la escala de CAS.

Se realizó un estudio transversal, en el que participaron 136 pacientes, a cada uno se le realizó electrocardiograma, obteniendo los siguientes resultados: 12 participantes presentaron una afectación con un valor en la escala de CAS superior a 3; 62 con un valor en la escala inferior a 3; los 62 restantes no reflejaron signos aparentes de oftalmopatía de Graves. Se evaluó prospectivamente a los pacientes con oftalmopatía activa. También se adquirieron imágenes térmicas de las carúnculas y los párpados superiores de todos los sujetos.

Las pruebas demostraron que los pacientes con oftalmopatía activa presentaban un incremento en la temperatura de la superficie ocular; donde el valor registrado en las carúnculas, $p < 0,0001$; y el valor registrado en los párpados superiores, $p < 0,0001$. Estos valores pudieron correlacionarse positivamente con la escala CAS $r = 0,60$ y $p < 0,0001$ en carúnculas; $r = 0,58$ y $p < 0,0001$ en párpados superiores.

La termografía infrarroja fue una herramienta bastante útil para realizar una evaluación y seguimiento de la inflamación ocular producida por oftalmopatía de Graves. Con esta herramienta se pudo evidenciar una actividad inflamatoria significativa en los pacientes, y tuvo una buena correlación con el puntaje CAS.

A Cloud-Edge-Terminal Collaborative System for Temperature Measurement in COVID-19 Prevention [23]

En este documento se propone un sistema ligero para la medición de temperatura corporal, utilizando una cámara termográfica FLIR ONE para capturar imágenes térmicas e imágenes en espectro visible. El cálculo de los valores de temperatura se realiza utilizando una red neuronal convolucional multitarea en cascada. Está arquitectura se conforma por 3 redes P-NET, R-NET y O_NET las cuales se encargan de realizar las tareas de clasificación de rostros, detección de cubrebocas y establecer puntos de referencia dentro del rostro. Las coordenadas de cada punto de interés son obtenidas en la imagen en espectro visible y transformadas para coincidir con la imagen en espectro infrarrojo. A continuación, se obtienen los valores de temperatura registrados en dichas coordenadas, calculando un valor general al promediar dichos valores. Se hace uso de un sistema de alarma alojado en la nube, para enviar alertas a las personas encargadas del control sanitario.

De acuerdo con los resultados del estudio, la velocidad de cada medición fue de 257ms, el grado de error fue del 3%, sin embargo, no se muestran evidencias de pruebas realizadas o experimentaciones con grupos de personas.

Inner Eye Canthus Localization for Human Body Temperature Screening. [11]

En este artículo se propone un sistema para localizar y enfocar de manera automática el canto interno del ojo en imágenes térmicas del rostro. Para esto, primero se detectan 5 puntos de interés correspondientes a el centro de los ojos, la punta de la nariz y las orejas. Usando está información, se construye un modelo 3D de todo el rostro y se localiza el canto interno del ojo. Está técnica permite minimizar la pérdida de información debido a la oclusión. Este modelo, pudo detectar de forma correcta el área del canto del ojo en el 90% de las pruebas, convirtiéndose en un procedimiento a ser tomado en cuenta para la extracción de temperatura del rostro por medio de termografía infrarroja.

A Low-Cost and Scalable Personalized Thermal Comfort Estimation System in Indoor Environments [40]

En este trabajo se presenta un sistema para estimar el confort térmico de las personas ubicadas en una oficina, utilizando nodos de sensores basados en cámaras térmicas de bajo costo, en este caso la FLIR ONE PRO.

Para poder extraer los valores de temperatura, un servidor en la nube procesa las imágenes RGB y térmicas captadas por la cámara termográfica a través de un canal de procesamiento de datos para extraer las características de la temperatura de la piel del rostro, así como la distancia y la identidad de cada ocupante correspondiente a cada nodo sensor. Para la detección de la cabeza y para la estimación de la orientación se hace uso del framework YOLO v3; para la estimación de distancia y la identificación facial se utiliza una red neuronal convolucional personalizada, empleando nubes de puntos para producir un mapa térmico 3D para cada ocupante.

La estimación de la temperatura se hace de manera individual usando una cámara por individuo colocadas en su espacio de trabajo, donde se monitorea de manera constante los cambios en su temperatura.

Thermal comfort modeling in transient conditions using real-time local body temperature extraction with a thermographic camera [9]

Este trabajo evaluó el uso de cámaras termográficas como método no invasivo para estimar la comodidad térmica humana en condiciones transitorias, utilizando datos de 30 sujetos de prueba.

Los niveles de comodidad térmica se evaluaron utilizando los comentarios de cada participante. Los resultados mostraron una correlación significativa entre la temperatura de la piel observada, la temperatura de la ropa y el nivel de confort térmico. Mostrando que la diferencia de temperatura entre diferentes lugares del cuerpo estaba altamente correlacionada con comodidad térmica, y la variación de la temperatura de la piel en un área pequeña se correlacionó significativamente con el nivel de agrado a la temperatura de la habitación. Los resultados sugieren que las cámaras termográficas no invasivas que combinan visión y sensores térmicos son lo suficientemente precisos en entornos del mundo real para impulsar el control de los sistemas de control de temperatura automáticos para habitaciones.

Skin Temperature Extraction Using Facial Landmark Detection and Thermal Imaging for Comfort Assessment [4]

En este artículo se describe un método para extraer la temperatura de la piel al ubicar regiones específicas de la cara en imágenes térmicas. El método implica combinar datos de imágenes RGB con imágenes térmicas y aprovechar la detección de puntos de referencia faciales en imágenes RGB. Los resultados

demuestran que la detección de puntos faciales de interés proporciona un cálculo de temperatura más preciso a comparación de estudios anteriores, mejorando la predicción y el modelado del confort térmico de un grupo de personas, alcanzando un valor de precisión del 85% en áreas con temperaturas controladas.

3.2 Discusión del estado del Arte

En los trabajos y artículos mencionados anteriormente se trataron diversos temas de interés referentes a la toma de temperaturas corporales por medio de termografía infrarroja: la adquisición de información, métodos implementados y plataformas utilizadas. Ver cuadro 1

Cuadro 1 Comparativo entre estudios

Estudio	Objetivo	Resultados	Aportaciones a la investigación
The use of digital health in the detection and management of COVID-19	Listar las ventajas de aprovechar el uso de tecnologías móviles para el apoyo en la identificación de posibles casos de COVID-19	El monitoreo de temperatura corporal por medio de aplicaciones móviles ha sido una práctica utilizada en contingencias sanitarias, como la del SARS en 2012 y la del Ebola en 2014.	Se valida el monitoreo de temperatura corporal por medio de aplicaciones móviles como una práctica eficiente en la búsqueda de síntomas de enfermedades infecciosas.
Identifying febrile humans using infrared thermography screening: possible applications during COVID-19 outbreak	Describir las ventajas potenciales del uso de la termografía infrarroja para identificar estados febriles.	Los sistemas de termografía infrarroja tienen el potencial de identificar el 40% de los casos de contagio si se cuenta con una adecuada capacitación del personal, pruebas periódicas de las cámaras y el seguimiento de los protocolos esenciales.	Se toman recomendaciones para un correcto monitoreo de temperatura corporal durante una situación de pandemia.
Review of the efficacy of infrared thermography for screening infectious diseases with applications to COVID-19	El objetivo de esta revisión es evaluar la eficacia de la termografía infrarroja para el monitoreo de enfermedades infecciosas centrándose en el COVID-19.	La calidad de la cámara termográfica juega un papel importante en la obtención de valores de temperatura corporal, la baja resolución, el mal enfoque o una mala ubicación pueden causar mediciones imprecisas.	Se recomienda utilizar modelos de compensación térmica, esto para que los valores se acerquen a la temperatura interna del cuerpo y no solo la de la piel.

<p>Myths and methodologies: degrees of freedom – limitations of infrared thermographic screening for covid-19 and other infections</p>	<p>Establecer la utilidad de la detección masiva de personas con fiebre utilizando termografía infrarroja en busca de infecciones de COVID-19.</p>	<p>Se establece que la metodología correcta para una estimación de temperatura carcana a la del interior del cuerpo, es obtener un promedio entre diferentes puntos de interés, centrandose principalmente en la parte superior de la nariz, el canto del ojo y la frente.</p>	<p>Se toman en cuenta las zonas faciales sugeridas para obtener un promedio de temperatura cercano a la temperatura interna del cuerpo.</p>
<p>Diagnostic accuracy of infrared thermal imaging for detecting COVID-19 infection in minimally symptomatic patients</p>	<p>Determinar la precisión diagnóstica de la termografía infrarroja para detectar la infección por COVID-19 en pacientes con que presentan síntomas mínimos.</p>	<p>La diferencia de temperatura entre la zona del canto del ojo y la frente fue significativamente mayor en los individuos positivos para COVID-19. Se encontró que un valor superior a 0,55 °C discrimina con una precisión del 82 % entre pacientes con y sin infección confirmada por COVID-19.</p>	<p>Se toma en cuenta las diferencias de temperaturas de los puntos de interés del rostro, para determinar un umbral termico, el cual será de utilizad para reconocer valores que representen la presencia de fiebre.</p>
<p>Are the in cameras FLIR ONE suitable for clinical applications?</p>	<p>Evaluar el desempeño de las camaras termograficas FLIR ONE de segunda generación en la toma de temperatura corporal,</p>	<p>La precisión de las cámaras termograficas FLIR ONE de segunda generación es de ± 2 °C, esto provoca la necesidad de complementar las mediciones con modelos de compensación termica.</p>	<p>Se toman en cuenta las recomendaciones para realizar una compensación termica tomando como base los datos que se pueden generar a partir de uan cámara termografica FLIR ONE.</p>

<p>Dynamic infrared thermography and smartphone thermal imaging as an adjunct for preoperative, intraoperative, and postoperative perforator free flap monitoring</p>	<p>Evaluar la calidad de las imágenes termográficas de las cámaras FLIR ONE y determinar si su uso es adecuado para detectar lesiones por debajo de la piel.</p>	<p>Las imágenes térmicas generadas tienen la suficiente calidad como para identificar zonas de calor que se correlacionan con perforaciones debajo de la piel. Sin embargo, dado que no se puede determinar el calibre y el curso del perforador, esto debe considerarse solo como un complemento complementario para los métodos convencionales.</p>	<p>Se valida la capacidad de la cámara FLIR ONE para generar imágenes térmicas con la resolución necesaria para identificar puntos de interés.</p>
<p>High-end versus low-end thermal imaging for detection of arterial perforators</p>	<p>Comparar una cámara térmica de gama baja FLIR ONE Pro, con una cámara térmica de gama alta, la FLIR A35sc, para la detección de perforantes arteriales en la cara anterolateral del muslo.</p>	<p>La FLIR ONE PRO detectó el 95,9 % de los puntos de acceso identificados contra el 95,8 % de los puntos de acceso identificados con la A35sc.</p>	<p>Se valida la capacidad de la cámara FLIR ONE para generar imágenes térmicas con la resolución necesaria para identificar puntos de interés.</p>
<p>FLIR Vs SEEK THERMAL cameras in biomedicine: comparative diagnosis through infrared thermography</p>	<p>Hacer un comparativo entre los desempeños de las cámaras termográficas FLIR y SEEK dentro de la rama de la biomedicina.</p>	<p>La calidad de las imágenes térmicas generadas en FLIR ONE es superior a la de SEEK Compact PRO. Sin embargo, las imágenes térmicas de FLIR One son más ruidosas que las de SEEK Compact PRO ya que la resolución térmica de FLIR One es de 160 × 120 mientras que en SEEK Compact PRO es de 320 × 240.</p>	<p>Se valida la elección de la cámara termográfica FLIR ONE como la herramienta principal para generar las imágenes térmicas para este proyecto.</p>

Value of infrared thermography camera attached to a smartphone for evaluation and follow-up of patients with graves' ophthalmopathy	Evaluar la temperatura ocular por termografía infrarroja como instrumento para medir la actividad inflamatoria en oftalmopatía de graves.	Todas las áreas oculares de evaluación térmica tuvieron temperaturas más altas en pacientes con oftalmopatía activa.	Se toma en consideración las diferencias de temperatura comprendidas dentro del área de los ojos, sirviendo como parametro de referencia para el modelo de compensación térmica a implementar.
A Cloud-Edge-Terminal Collaborative System for Temperature Measurement in COVID-19 Prevention	Desarrollar un sistema ligero para la medición de temperatura corporal, utilizando una cámara termográfica FLIR ONE evaluando valores de temperatura por medio de una red neuronal convolucional multitarea en cascada.	El tiempo promedio para obtener una medición de temperatura fue de 257ms, con un grado de error del 3%, dentro de interiores con temperatura controlada.	Se valida que el tiempo de medición de un sistema de termografía infrarroja es menor al de los métodos tradicionales, lo que permitirá agilizar el flujo de personas en un punto de revisión.
Inner Eye Canthus Localization for Human Body Temperature Screening.	Desarrollar un sistema para localizar y enfocar de manera automática el canto interno del ojo en imágenes térmicas del rostro.	El sistema pudo detectar de forma correcta el área del canto del ojo en el 90% de las pruebas, convirtiéndose en un procedimiento válido para la extracción de temperatura del rostro por medio de termografía infrarroja.	Se toma en cuenta el modelo de detección propuesto dentro de este estudio para ser implementado dentro del sistema a desarrollar.
A Low-Cost and Scalable Personalized Thermal Comfort Estimation System in Indoor Environments	Desarrollar un sistema para estimar el confort térmico de personas ubicadas en una oficina, utilizando la cámara termográfica FLIR ONE PRO.	El sistema fue capaz de mejorar las estimaciones de confort térmico dentro de la escala de ASHRAE referente a la sensación térmica en un 64 % con respecto a los métodos de referencia.	Se toma en consideración el modelo de compensación térmica utilizado ya que se encuentra diseñado para optimizar las mediciones de la cámara FLIR ONE.

Thermal comfort modeling in transient conditions using real-time local body temperature extraction with a thermographic camera	Evaluar el uso de cámaras termográficas como método no invasivo para estimar la comodidad térmica humana en condiciones transitorias, utilizando datos de 30 sujetos de prueba.	Los resultados sugieren que las cámaras termográficas no invasivas que combinan visión y sensores térmicos son lo suficientemente precisas en entornos al aire libre, lo que incrementa el énfasis en impulsar los sistemas de control de temperatura automáticos en espacios cerrados.	Se valida el uso de cámaras termograficas de gama baja como herramientas de monitoreo factibles para ser utilizadas en interiores y exteriores.
Skin Temperature Extraction Using Facial Landmark Detection and Thermal Imaging for Comfort Assessment	Describir un método para extraer la temperatura de la piel al ubicar regiones específicas de la cara en imágenes térmicas.	Los resultados demuestran que la detección de puntos faciales de interés proporciona un cálculo de temperatura más preciso a comparación de estudios anteriores, mejorando la predicción, alcanzando un valor de precisión del 85% en áreas con temperaturas controladas.	Se toma en consideración el método de detección de puntos de interés dentro del rostro para posteriormente calcular un promedio de los valores generados. Obteniendo estimaciones de temperatura corporal más cercanas a la temperatura interna del cuerpo.

Una breve discusión de estos temas se muestra a continuación:

3.2.1 Adquisición de la información

En la mayor parte de los trabajos revisados se hizo uso de la cámara termográfica FLIR ONE PRO, estos dispositivos demuestran la ventaja de poder captar la misma escena en espectro visible e infrarrojo al mismo tiempo gracias a que son de tipo binocular. Esto facilita el proceso para identificar puntos de interés dentro de imágenes térmicas faciales. También en algunas aplicaciones se utilizó adicionalmente información de sensores térmicos complementarios para mejorar la precisión de las lecturas.

3.2.2 Métodos implementados

En lo que refiere a los métodos para el cálculo de la temperatura facial, predomina el uso de puntos de interés del rostro para extraer la temperatura de zonas específicas de la piel que coinciden con vasos

sanguíneos y arterias, lo que proporciona un valor térmico más cercano a la temperatura interna del cuerpo. Por lo general se utilizan redes neuronales convolucionales CNN para la detección de rostros y puntos de interés.

3.2.3 Plataformas de implementación

En la mayor parte de aplicaciones robustas se implementaron en equipos de cómputo como laptops, computadora de escritorio, etc., que demostraron un buen desempeño en tiempos y exactitud de detección, mientras que en las plataformas móviles se buscó el uso de algoritmos simples que tuviesen una respuesta óptima en tiempo real. En algunas implementaciones el procesamiento se llevó a cabo mediante una tarjeta Arduino Uno. Sin embargo, es posible notar que la mayoría de las soluciones buscaron ejecutar la app dentro del sistema operativo para móviles Android.

CAPÍTULO 4

4. Metodología

En esta sección se muestra a detalle la forma en la que el sistema realiza la medición de temperatura corporal por medio de la identificación de puntos de interés del rostro.

4.1 Sistema Propuesto

La lógica general del proceso de toma de temperaturas puede verse representada en la figura 4.1, donde en principio se debe conectar la cámara termográfica al dispositivo móvil, posteriormente ubicar los dispositivos a una distancia segura para así mantener la integridad del operador, esta debe ser de 1m. Las lecturas de temperatura se realizan en tiempo real mientras las personas pasan a través del área de revisión, los valores de temperatura de cada individuo se muestran en pantalla, coloreando en verde las temperaturas normales y en rojo las que se encuentren por encima del umbral establecido en 37.5°C .

En caso de tener una temperatura que indique un posible estado febril, se activa una alerta que indica al operador sobre el caso de riesgo, para así, llevar a implementar el protocolo establecido para estos casos. Al mismo tiempo, se guarda un registro del valor de temperatura, así como de la fecha, la hora y la imagen térmica generada. Esta información queda almacenada en una base de datos en línea donde puede ser consultada para realizar reportes estadísticos acerca de los posibles casos febriles detectados.

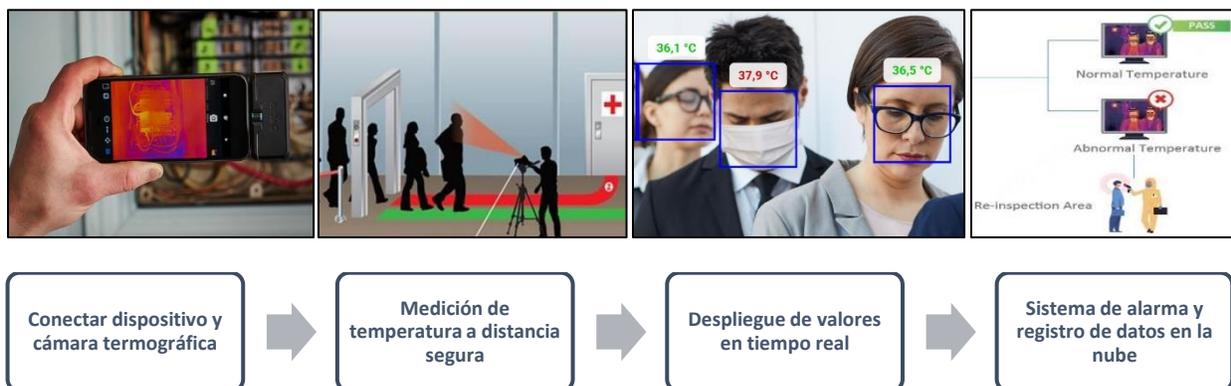


Figura 4.1: Diagrama general del proceso de toma de temperaturas y alertas. (Diseño propio)

La lógica de funcionamiento del sistema puede observarse en la figura 4.2. Como entrada se tienen un par de imágenes, la primera en espectro visible y la segunda en infrarrojo, ambas capturadas al mismo tiempo. Posteriormente se identifican los rostros de cada persona dentro de la imagen. Al mismo tiempo, se reconocen puntos de interés dentro de la cara de cada individuo, las coordenadas de los puntos son mapeadas de la imagen del espectro visible a la de infrarrojo aplicando una transformada afin. Seguido a esto, se extraen los valores de temperatura de cada uno de los puntos de interés. El siguiente paso es aplicar

un modelo de compensación térmica a los valores obtenidos, para después, calcular un promedio de todos estos, generando así, una lectura general de la temperatura de la piel en la zona de interés.



Figura 4.2: Diagrama general de la lógica de funcionamiento del sistema. (Diseño propio)

4.2 Captura de Imágenes

Para realizar la captura de imágenes se utiliza una cámara termográfica de gama baja FLIR ONE Pro. [12]. Este dispositivo es de tipo binocular, cuenta con un lente de tipo RGB y otro infrarrojo, con una resolución de 1440 x 1080 y 160 x 120 píxeles respectivamente, ver figura 4.3.

La cámara fue seleccionada debido a su alta disponibilidad en el mercado, además de que ofrece la posibilidad de capturar imágenes en paralelo con diferente espectro visible. Otro punto a favor es que, la precisión de este componente es de $\pm 0.5^\circ\text{C}$ tratándose de mediciones de temperaturas corporales, esto en ambientes que se encuentren entre los 5°C y los 120°C .



Figura 4.3: Captura de imágenes usando la cámara termográfica FLIR ONE Pro. (Diseño propio)

El lente de la cámara térmica puede detectar los niveles de radiación infrarroja de un objeto y convertirla en una imagen, esto permite visualizar cómo este irradia calor, asignando a cada uno de los píxeles un tono de color gracias a los sensores microbolométricos que conforman la imagen térmica.

Usando las imágenes capturadas en los 2 espectros en paralelo, es posible establecer la imagen en RGB para realizar la detección de rostros y marcar las coordenadas de los puntos de interés dentro de la

cara [2], [3]. Mientras que, con la imagen en espectro infrarrojo es posible obtener los valores de temperatura corporal de cada píxel mediante los valores registrados por los sensores que los conforman [14].

4.3 Mapeo de Coordenadas y Transformación Afin

Debido a que la detección de rostro no se realiza directamente sobre la imagen térmica, es necesario alinear las coordenadas de los puntos de interés, obtenidos en el espectro visible, sobre la imagen en espectro infrarrojo. La principal dificultad para llevar a cabo este procedimiento es la disparidad entre los lentes, ya que, al ser una cámara binocular, las imágenes captadas no son idénticas en cuestión de colocación y punto de vista, esto porque ambos lentes no se superponen en el mismo espacio, teniendo una variación comparable a la que existe entre los ojos izquierdo y derecho de las personas. Esto, sumado a la diferencia entre las resoluciones provocan que no sea posible hacer una conversión directa de las coordenadas (x, y) entre la imagen RGB y la imagen térmica [15].

La solución a la problemática planteada es aprovechar que los lentes se mantienen fijos en una sola posición, lo que hace que las imágenes mantengan la colinealidad y la coplanaridad, lo que permite que se pueda aplicar una transformación de ajuste espacial a las coordenadas, para ajustarlas a la imagen térmica.

Las transformaciones espaciales desplazan o convierten los datos dentro de un sistema de coordenadas. Las funciones de transformación se basan en la comparación de las coordenadas de puntos de origen y destino, también llamados puntos de control, en elementos gráficos especiales. Para las transformaciones, las ubicaciones de origen y destino de vínculos se utilizan para construir las fórmulas de transformación. Al crear vínculos para transformaciones se intenta hacer coincidir la misma ubicación en las ubicaciones de origen y destino [15].

Una transformación afin puede escalar los datos diferencialmente, deformarlos, rotarlos y trasladarlos. En la figura 4.4 se ilustra los cuatro cambios posibles.

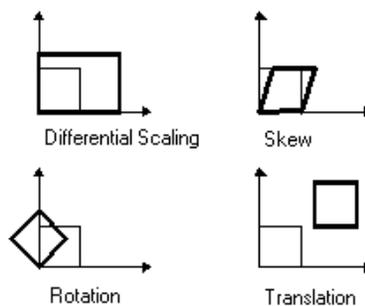


Figura 4.4: La transformación afin incluye escalar, deformar, rotar y trasladar los datos. [23]

Las transformaciones afines preservan las proporciones entre intervalos alineados, usa la multiplicación por matrices para representar transformaciones lineales y la suma de vectores para representar traslaciones. Por lo que, resulta posible representar ambos tipos de transformaciones exclusivamente mediante multiplicación por matrices [15]. La técnica para "ampliar los vectores" consiste en añadir un vector con una componente extra de valor unitario al resto de las componentes y a todas las matrices se le añade una columna al final con el vector que da la traslación y una fila al final con componentes cero y un 1 en la última posición, es decir:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & t_x \\ a_3 & a_4 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Donde las coordenadas (x, y) corresponden a los puntos de interés en la imagen RGB y (x', y') corresponden a los puntos en la imagen en infrarrojo. La conversión se obtiene multiplicando por la matriz de transformación A, que se conforma con los parámetros t_x y t_y , los cuales establecen la traslación, y a_{1-4} que controla la deformación y la escala. De acuerdo con [15] los valores óptimos de estos parámetros para la cámara FLIR ONE Pro son.

$$A = \begin{bmatrix} 0.5584 & -0.0062 & -65.9722 \\ -0.0014 & 0.5770 & -156.8899 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Utilizando la matriz anterior se pueden establecer las coordenadas de los puntos de interés en la imagen térmica acordes a las obtenidas en la imagen RGB, para así, dar paso a la medición de la temperatura.

4.4 Compensación Térmica

De acuerdo con la ley de Stefan-Boltzmann, la temperatura estimada de un objeto puede calcularse utilizando la ecuación 5 planteada en el capítulo 2.

Ahora, para poder tomar en cuenta la influencia de factores externos que por lo general no son considerados por el modelo tradicional, se puede utilizar la ecuación propuesta en [5]:

$$T'_{obj} = \hat{T}_{obj} + a_1 \hat{d} + a_2 \quad (8)$$

En donde T'_{obj} es la temperatura compensada del objeto, \hat{T}_{obj} es la temperatura estimada del objeto sin compensar, a_1 es el coeficiente de error estimado de la cámara con respecto a la distancia, \hat{d} es la distancia estimada a la que se encuentra el objeto y a_2 es el coeficiente error estimado relacionado a la calibración del dispositivo.

Siguiendo este modelo es posible estimar la temperatura de cada píxel correspondiente a un punto de interés, esto debido a que cada píxel que conforma la imagen corresponde a un sensor microbolométricos. En particular, se extrae la temperatura de los sensores que coinciden con las coordenadas de 15 puntos de interés, los cuales pueden verse remarcados de color rojo en la figura 4.5.

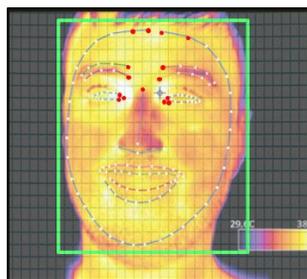


Figura 4.5: Representación de los puntos de interés usados para el cálculo de temperatura. [23]

Por último, una vez que se tienen los valores de temperatura compensados de todos los sensores correspondientes a cada píxel de los puntos de interés, se procede a calcular un promedio de las lecturas, para así tener un solo valor general del área estudiada.

4.5 Detección y Alerta Automática de Estados Febriles

El promedio de temperatura de cada persona es desplegado en pantalla del dispositivo móvil, como se ve en la figura 4.6, mostrando en color verde las lecturas que se encuentran por debajo del umbral de estados febriles, el cual se estableció en 37.5°C siguiendo la normativa de la Organización Mundial de la Salud (OMS). Si se detecta una lectura por encima del umbral, el sistema automáticamente hace sonar una alarma para informar a la persona encargada sobre la posible infección detectada.

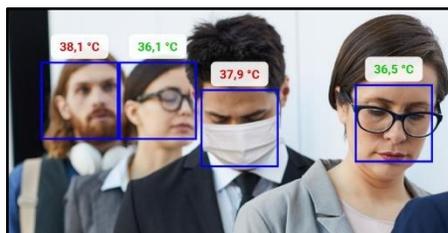


Figura 4.6: Imagen ilustrativa de cómo se despliegan los valores de temperaturas, en rojo se muestran los valores por encima de 37.5°C. (Diseño propio)

Si se activa la alarma, se toma una captura de la imagen térmica y esta se guarda en el documento de la base de datos en línea junto con el valor de temperatura registrado, así como la fecha y la hora de la activación. Esta información se almacena para poder generar reportes estadísticos de los casos registrados y así poder identificar la tendencia en la detección de estados febriles, sabiendo si aumenta o disminuye en un periodo de tiempo determinado.

4.6 Registro en la Nube

Es fundamental contar con un manejador de base de datos capaz de soportar un flujo amplio de información. Es por esta razón que para esta implementación se seleccionó Cloud Firestore. Esta es una base de datos NoSQL, desarrollada por Google, la cual se encuentra alojada en la nube. Esta plataforma es compatible y accesible para aplicaciones Apple y Android. Una de sus ventajas es que ofrece sincronización en tiempo real e que es integrado, además de contar con un modo sin conexión, con lo que es posible facilitar y acelerar el desarrollo de la aplicación móvil propuesta. Además, cuenta con funciones analíticas en tiempo real, característica que se ajusta a los objetivos de este trabajo.

A partir del modelo de datos NoSQL de Cloud Firestore, los datos se almacenan en documentos que contienen campos que se asignan a valores. Estos documentos se almacenan en colecciones, que son contenedores para los documentos y que se pueden usar para organizar los datos y compilar consultas. Los documentos admiten varios tipos de datos diferentes, desde strings y números simples, hasta objetos anidados complejos. También es posible crear subcolecciones dentro de cada documento y crear estructuras de datos jerárquicas que se ajustan a escala a medida que la base de datos crece. El modelo de datos propuesto para este proyecto puede observarse en la figura 4.7.



Figura 4.7: Esquema general de la base de datos en la nube. (Diseño propio)

Para probar el manejo de datos de la plataforma y la creación de reportes estadísticos se creó un conjunto de datos de prueba, con el cual poder llenar la base de datos y realizar consultas personalizadas, esto puede observarse en la figura 4.8.

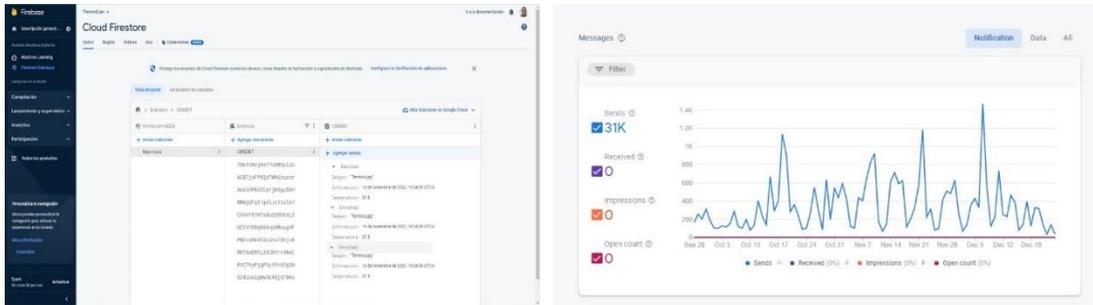


Figura 4.8: Ejemplo de cómo se organiza la información en la base datos y el resultado de una consulta. (Diseño propio)

4.7 Desarrollo de la Aplicación Móvil

La aplicación fue desarrollada mediante Android Studio en el lenguaje de programación Kotlin. La elección de este lenguaje se debe a que en 2018 Google lo declaró lenguaje oficial para el desarrollo en Android, poniéndolo como un sucesor a Java. Además, la inclusión de ML kit dentro de este lenguaje es mucho más intuitiva y rápida.

Para la construcción de la aplicación se tuvo que integrar 2 librerías principales. La primera es la librería de funciones de detección facial del ML Kit la cual contiene todas las funciones requeridas para determinar las coordenadas de los puntos de interés, esto mediante la clase “FaceLandmark” la cual, al habilitarse, obtiene una lista de puntos por cada rasgo facial que se detectó, así como las coordenadas dentro de la imagen, ver figura 2.8. La segunda es el “flironesdk”, que contiene funciones para trabajar con la cámara termográfica FLIR ONE, en específico, poder recibir y acceder a los frames de cada uno de los lentes de la cámara. La librería “face-detection” permite implementar un modelo de detección empaquetado que forma parte de la aplicación, vinculándose estáticamente a esta al momento de la compilación. Esto permite que la detección facial se realice en tiempo real y sin necesidad de tener conexión a internet.

Para trabajar con los datos generados por las dependencias anteriormente mencionadas, se programó una función para llevar a cabo la transformación afin de cada coordenada y regresar los valores correspondientes dentro de la resolución del lente infrarrojo. Siendo Kotlin el lenguaje utilizado para generar dicha función, así como todo el código fuente de la aplicación,

En términos computacionales, el procedimiento para realizar la recepción de frames del lente RGB y la detección de rostros en cada uno, se detalla a continuación:

ALGORITMO PROPUESTO

Input: V_i imagen de video en espectro visible.

V_j imagen de video en espectro infrarrojo.

Output: V'_i imagen de video en espectro visible con los rostros marcados con rectángulos y temperatura impresa.

1. **for each** frame f en V_i
2. Crear colección de rostros en f
3. **for each** rostro en f
4. Crear vector de puntos de interés p
5. **for each** punto en p
6. Obtener coordenadas x, y
7. Aplicar transformación afín para obtener las coordenadas x', y'
8. Obtener píxel P_x correspondiente de las coordenadas x', y' en V_j
9. Obtener temperatura T de P_x
10. **end for**
11. Marcar contorno en rostro
12. Imprimir temperatura T
13. **end for**
14. **return** V'_i

En la figura 4.9 es posible observar las pruebas para la detección facial.



Figura 4.9. Pruebas de funcionalidad de la detección de rostros. (Diseño propio)

Actualmente, las funciones de detección facial, marcado de puntos de interés y cálculo de temperaturas se encuentran completamente operativos y funcionando de manera correcta, al igual que la

integración con la base de datos en la nube, en la figura 4.10 se puede observar a la aplicación en funcionamiento.

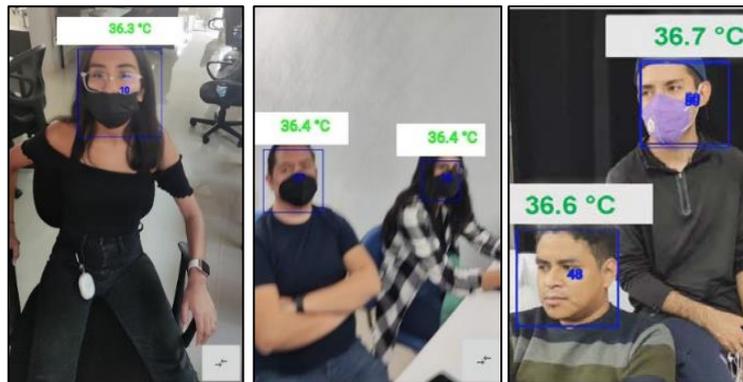


Figura 4.10: Pruebas de funcionalidad de la aplicación. (Diseño propio)

El tamaño final del archivo APK es de 7.1 MB, siendo este desarrollado en el entorno de Android Studio. (Diseño propio)

CAPÍTULO 5

5. Pruebas y Resultados

Para evaluar la eficiencia y desempeño del sistema, así como la precisión de las lecturas, se plantearon 2 casos de estudio, A continuación, se describen las condiciones y resultados de cada uno de los escenarios de prueba.

5.1 Caso de Estudio 1

Para el primer caso se experimentó en una habitación de 2.5 x 4m con ventanas cerradas, ubicada en las instalaciones del departamento de ciencias computacionales del Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) con una temperatura controlada de 23.7°C con un grado de humedad del 35% y un grado de luminosidad de 33 lúmenes. El sujeto de prueba fue del sexo masculino y con una edad de 36 años.

El objetivo principal de esta prueba fue determinar la precisión de las mediciones, así como de determinar cuánto tiempo le toma al sistema generar una lectura de temperatura y presentarlo en pantalla. Sumado a lo anterior. También, se investigó si existía alguna relación entre el color de la ropa del sujeto con los valores de temperatura registrados.

Se llevaron a cabo 20 mediciones consecutivas esperando 5 minutos entre cada una de ellas. Se tomó la temperatura de un solo sujeto de prueba, el cual se encontraba estático a una distancia de 1m del sistema. Para poder validar la medición de temperatura, se usaron 2 termómetros para tomar medidas de referencia. El primero, un termómetro clínico axilar de mercurio, de la marca “*Le Roy*”, y un termómetro infrarrojo modelo ET05 de mano. Todos los valores fueron interpretados por un solo examinador, para disminuir la subjetividad de la lectura. Para la desinfección de los termómetros, se utilizó solución antiséptica de clorhexidina y alcohol.

Para la medición de temperatura se siguieron las recomendaciones del estándar ISO/TR 13154:2017 y las del fabricante, para así evitar mediciones erróneas. Para el termómetro de mercurio, se procedió a colocarlo en la axila derecha y dejarlo en contacto con la piel durante 5 minutos. Una vez transcurrido este tiempo, se registraba el valor marcado en la escala del termómetro. Para el termómetro infrarrojo las mediciones se realizaron a 5 cm de distancia en la parte central de la frente del sujeto. Antes de cada medición, se calibraba el dispositivo sobre una superficie de color blanco.

En cada una de las pruebas se realizaba primero la medición con el termómetro de mercurio, siguiendo con el infrarrojo y terminando con el sistema propuesto, quedando registradas las mediciones de cada dispositivo, así como el tiempo de ejecución de la aplicación para mostrar cada valor de temperatura.

El dispositivo móvil utilizado para estas pruebas fue un smartphone de gama media “POCO F3” cuyas especificaciones se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1 Especificaciones del smartphone POCO F3.

Características	Valores
Procesador	Qualcomm Snapdragon 870
GPU	Adreno 650
Memoria	8 GB LPDDR5
Sistema Operativo	Android 11
Interfaz de usuario	MIU 13

5.2 Resultados Caso de Estudio 1

En cuestión de precisión de la toma de temperatura con los valores ya compensados térmicamente, se obtuvo un grado de error promedio de 0.3°C con respecto al termómetro de mercurio.

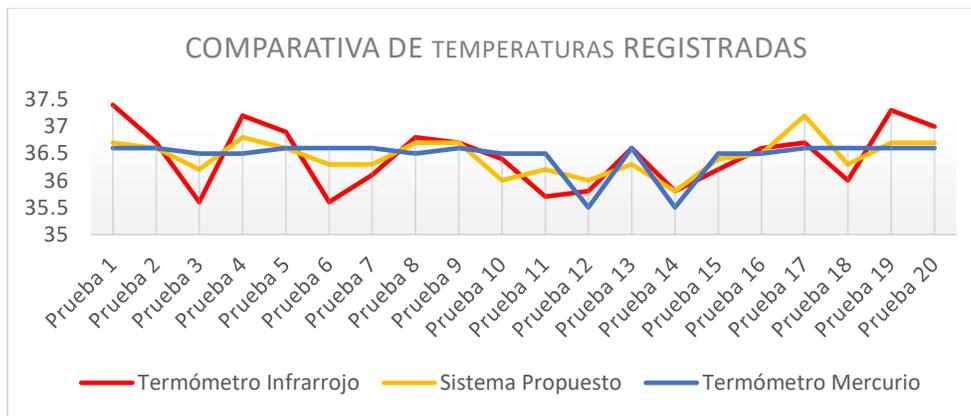


Figura 5.1: Comparativo entre los valores de temperatura obtenidos con cada dispositivo. (Diseño propio)

Es posible apreciar que los valores registrados por cada uno se mantuvieron estables y dentro de un margen de error no muy amplio, ya que el valor promedio de temperatura de estos fue de 36.5°C. También es posible apreciar que las lecturas de temperatura del sistema propuesto son más consistentes a las registradas por el termómetro de mercurio que las generadas con el infrarrojo. En la figura 5.1 se puede observar un gráfico comparativo entre los 3 dispositivos.

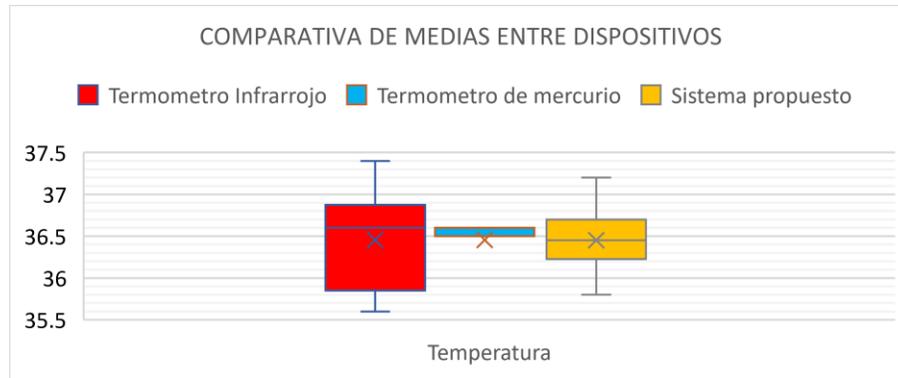


Figura 5.2: Comparación de medias de las lecturas entre dispositivos. (Diseño propio)

Para realizar un análisis de resultados, se tomaron los valores de temperatura registrados y se les aplicó una prueba U de Mann-Whitney para comparar las mediciones con el termómetro de mercurio y el sistema propuesto con un nivel de significancia (α) de 0.01. Dentro de la prueba se obtuvo un valor de $P=0.5146$ que es mayor que α , por lo que no se dispone de evidencia suficiente para considerar que existe una diferencia significativa entre las mediciones realizadas por el sistema propuesto y las realizadas con el termómetro de mercurio. Esto puede apreciarse en la figura 5.2.

En lo referente al tiempo de ejecución de cada una de las mediciones se estimó un promedio de 260ms para que el sistema pudiera realizar el cálculo de la temperatura de cada individuo y presentarlo en pantalla. Por lo que es posible afirmar que las mediciones de temperatura se realizan en tiempo real. En la figura 5.3 se muestra un gráfico con los tiempos de cada prueba.



Figura 5.3: Registro de los tiempos de ejecución obtenidos en cada prueba. Se marca una línea recta indicando el valor promedio de 260ms. (Diseño propio)

Por último, para determinar si hay alguna influencia del color de la ropa de los individuos sobre el valor de temperatura registrado, se dividieron las pruebas en 4 sesiones, en donde, se cambió el color de la

prenda usada por el sujeto, correspondiendo cada una de las sesiones a un color de playera diferente. En la figura 5.4 se muestran los colores escogidos negro, blanco, azul y rojo.



Figura 5.4: Prueba para determinar si el color de las prendas modifica los valores de temperatura. (Diseño propio)

Para comparar las muestras de cada color se realizó una prueba U de Mann-Whitney directamente, ya que el número de la muestra lo permite. El nivel de α se estableció en 0.01 y se llevaron a cabo 6 comparaciones entre las muestras de cada color. Los resultados pueden verse en la tabla 5.2.

Tabla 5.2 Resultados de las pruebas U de Mann-Whitney comparando cada color.

Combinación	Valor de p	Interpretación
Negro – Blanco	0.5287	No se encuentra una diferencia estadísticamente significativa.
Negro – Azul	0.0477	No se encuentra una diferencia estadísticamente significativa.
Negro – Rojo	0.83366	No se encuentra una diferencia estadísticamente significativa.
Blanco – Azul	0.25014	No se encuentra una diferencia estadísticamente significativa.
Blanco – Rojo	0.29834	No se encuentra una diferencia estadísticamente significativa.
Azul – Rojo	0.02852	No se encuentra una diferencia estadísticamente significativa.

De acuerdo con estos resultados, no hay evidencia suficiente como para sugerir que, en un espacio interior y sin la influencia de factores externos como la exposición prolongada a los rayos del sol, el color de la ropa utilizada tenga un impacto en los niveles de radiación emitidos por los individuos en estado de reposo, y que esto pueda afectar a las mediciones de temperatura que se registran. En la figura 5.5 puede observarse que no se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre las muestras de temperaturas con diferentes colores de ropa.

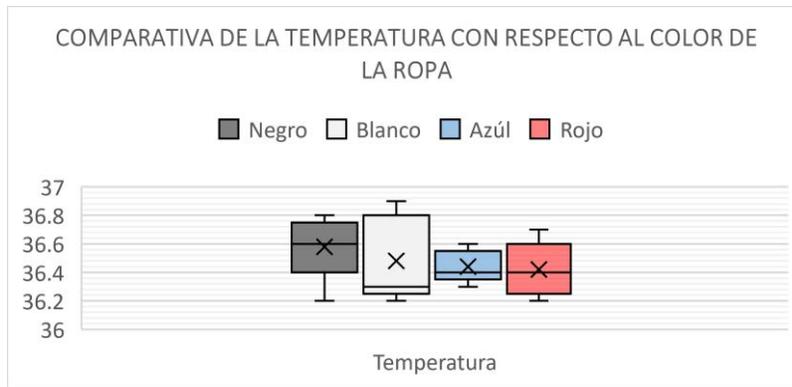


Figura 5.5 Comparativa de medias entre los diferentes colores usados en las pruebas. (Diseño propio)

Dentro de este caso de estudio la distancia establecida entre los individuos y el dispositivo de medición fue de 1m, esto para respetar las medidas de sana distancia establecidas por las autoridades [19]. Durante la prueba no se registraron fallas en el funcionamiento de los dispositivos, generando lecturas en un tiempo promedio de 260ms, con una precisión de $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$. Además, no se encontró evidencia de que el color de la ropa afecte los valores de temperatura captados por el sistema.

5.3 Caso de Estudio 2

Para este caso de estudio se realizaron mediciones a diferentes participantes en 2 distintos escenarios y en diferentes horas del día, más en concreto, en la mañana, en la tarde y en la noche. El primer escenario planteado fue realizar las lecturas de temperatura al momento de que los participantes se desplacen de una habitación a otra dentro de un edificio, en este caso el edificio de computación del CENIDET, manteniendo todas las lecturas en interiores. El segundo caso consistió en medir las temperaturas de los participantes al momento de ingresar al edificio. El principal objetivo de plantear 2 escenarios es estudiar el comportamiento del sistema y de las lecturas registradas cuando los participantes se mantienen en interiores o cuando estos vienen desde el exterior e ingresan a las instalaciones.

Se contó con un total de 30 participantes, 8 mujeres y 22 hombres, cuyo rango de edad se encuentra entre los 22 y 37 años, teniendo una media de 27 años aproximadamente. Se dividieron los participantes para cada escenario, quedando repartidos en 2 grupos de 15 individuos. Para la validación de las lecturas de temperatura, se usaron 2 termómetros para tomar medidas de referencia, reutilizando el termómetro clínico axilar de mercurio “Le Roy” y el termómetro infrarrojo ET05 del caso de estudio 1.

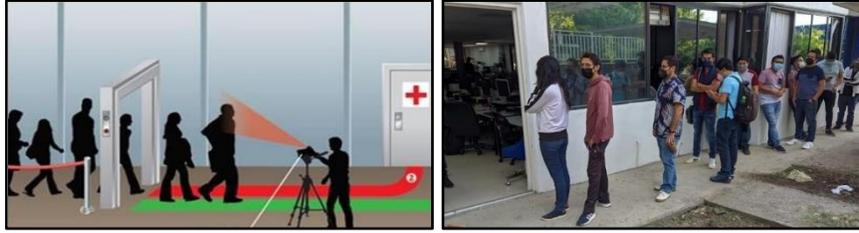


Figura 5.6: Esquema de aplicación de las tomas de temperatura, (Diseño propio).

El estudio consistió en pedirle al grupo de voluntarios que pasaran a través de un punto de control, donde se tomó su temperatura corporal con los 3 dispositivos. Para el termómetro de mercurio, se procedió colocarlo debajo de la axila derecha durante 5 minutos. Una vez transcurrido este tiempo, se registraba el valor marcado en la escala del dispositivo. Para el termómetro infrarrojo las mediciones se realizaron a 5 cm de distancia en la parte central de la frente de cada sujeto. Para las mediciones con el sistema propuesto, este se colocó a una distancia de 1m de la puerta por donde los voluntarios debían pasar, buscando simular el proceso de revisión que se lleva a cabo en los filtros sanitarios. En ejemplo de esto puede verse en la figura 5.6.

Los datos recolectados se centraron en los valores de temperatura, el tiempo necesario para que cada participante completara las mediciones a través del punto de control y el número total de mediciones simultáneas en tiempo real que el sistema puede recolectar.

5.4 Resultados Caso de Estudio 2

A continuación, se muestran los datos obtenidos en cada uno de los escenarios planteados, centrándose en comparar el desempeño de la solución propuesta con el termómetro infrarrojo. En la tabla 5.3 se aprecian los tiempos de espera promedio por usuario, así como el grado de error promedio de cada dispositivo.

Tabla 5.3 Resultados de las tomas de temperatura en interiores.

Interiores	Precisión		Tiempo de revisión (segundos)	
	Termómetro infrarrojo	Cámara termográfica y aplicación	Termómetro infrarrojo	Cámara termográfica y aplicación
Mañana	0.2	0.3	11.6	1.8
Tarde	0.3	0.3	11.9	2.1
Noche	0.3	0.2	11.9	2.2
Promedio	0.3	0.3	11.8	2.1

Al completar las pruebas del primer escenario, es posible observar que la precisión del sistema y la del termómetro infrarrojo obtuvieron un promedio de $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$. Por lo que, no fue posible notar una

diferencia significativa entre las mediciones de ambos dispositivos, a excepción del tiempo de espera entre mediciones, donde el sistema propuesto promedió 2s por revisión.

Tabla 5.4 Resultados de las tomas de temperatura en exteriores.

Exteriores	Precisión		Tiempo de revisión (segundos)	
	Termómetro infrarrojo	Cámara termográfica y aplicación	Termómetro infrarrojo	Cámara termográfica y aplicación
Mañana	0.2	0.4	15.2	4
Tarde	0.2	0.3	15.3	4.4
Noche	0.3	0.3	15.1	4.5
Promedio	0.2	0.3	15.2	4.3

En las pruebas del segundo escenario, la precisión del sistema se mantuvo en un promedio de $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ y el tiempo de espera promedio de cada usuario fue de 3s por persona. Un gráfico comparativo puede observarse en la figura 5.7.

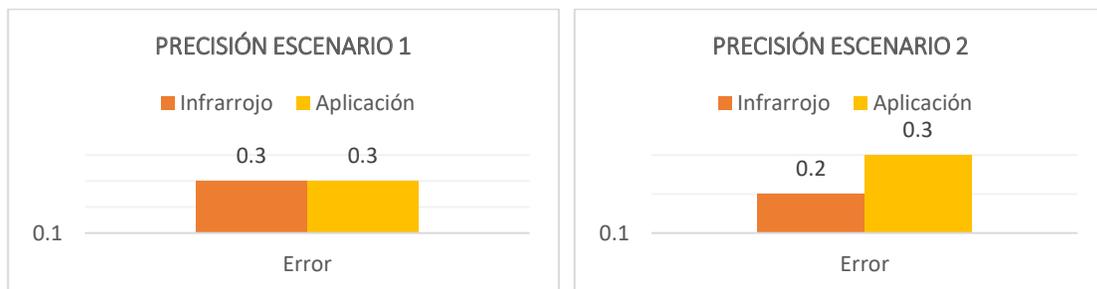


Figura 5.7: Comparación de grados de precisión registrados en cada uno de los casos de estudio. (Diseño propio)

La precisión del sistema pudo mantenerse estable en ambos escenarios, así como el tiempo de ejecución del sistema para calcular la temperatura. La respuesta en tiempo real del sistema permite que el tiempo de espera de cada participante sea menor al del termómetro infrarrojo. En la figura 5.8 puede apreciarse una comparativa entre ambos dispositivos.



Figura 5.8: Comparación de tiempos de espera de cada participante al tomar su temperatura. (Diseño propio)

En lo referente al número de mediciones simultáneas que el sistema puede recolectar, dentro del segundo caso de estudio se observó que es posible realizar 3 mediciones al mismo tiempo sin mostrar ninguna falla aparente en el dispositivo. Un ejemplo de lo anterior se muestra en la figura 5.9.



Figura 5.9: Inspección a todos los participantes en una sola línea calculando su temperatura al momento de ingresar.
(Diseño propio)

5.5 Discusión

Al finalizar los casos de estudio, fue posible visualizar una mejora en la precisión de las lecturas generadas por la cámara termográfica, de igual manera, las mediciones parecieron mantenerse estables, tanto en las pruebas donde los participantes cambiaban de habitación, así como en las que las personas venían desde el exterior. Estas lecturas son prometedoras, aunque es importante considerar que no se han tomado en cuenta el uso de gafas o lentes por parte de los voluntarios, así como otros accesorios como gorras o sombreros, por lo que, queda como un trabajo a futuro el explorar como afectan los valores de temperatura si se cubren algunos puntos de interés.

También se nota una mejoría en cuestión del tiempo promedio de espera de cada voluntario, reduciéndose a casi una décima parte de lo requerido con el termómetro infrarrojo, además de no presentar diferencias significativas en las mediciones con este último. Por lo que, es posible decir que el sistema propuesto cuenta con un potencial bastante elevado para ser tomado en cuenta como una solución confiable para la revisión masiva de temperaturas en espacios reducidos.

CAPÍTULO 6

6. Conclusiones

6.1 Objetivos y Alcances Logrados

Las actividades realizadas en relación con los objetivos y alcances planteados para el desarrollo de la tesis se muestran en la Tabla 6.1.

Tabla 6.1 Solución de objetivos específicos.

OBJETIVO	SOLUCIÓN
OE1.- Identificar la temperatura en tiempo real de manera simultánea de más de una persona.	El sistema demostró un tiempo de respuesta de 260ms suficiente para considerarse en tiempo real. Además, fue posible realizar mediciones simultáneas a 3 personas a la vez.
OE2.- Conocer los puntos de interés en la zona del rostro de los seres humanos de donde se pueden extraer valores de temperatura confiables.	Al realizar el reporte del estado del arte se encontraron los puntos de interés que deben considerarse para recuperar las temperaturas corporales en el rostro de las personas, comentadas en [2], [7], [23].
OE3.- Compensar los valores de temperatura captados por una cámara termográfica de gama baja.	El modelo de compensación térmica propuesto en [8] permitió disminuir el error de medición de $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ mostrado en [14] a $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$
OE4.- Emitir alertas en caso de detectar valores de temperatura que indiquen un posible estado febril, visualizando y guardando los datos correspondientes.	El sistema pudo visualizar las temperaturas compensadas en tiempo real sin problemas de rendimiento en el dispositivo. Se cuenta con un sistema de alarma que se activa al detectar una persona con temperatura por arriba de los 37.5°C . La base de datos fue completada al 100%, guardando imágenes y registro de manera exitosa al momento de realizar pruebas de conexión. Actualmente se encuentran cargados datos de prueba.
OE5.- Conocer el porcentaje de individuos cuya temperatura corporal alcanza el nivel de estado febril, en un lapso determinado.	Con los datos de prueba fue posible realizar reportes sobre el número de casos detectados por empresa.

6.2 Resultados del trabajo

6.2.1 Productos

Durante el desarrollo de este proyecto se obtuvieron los siguientes productos:

1. Reporte del estado del arte: documento en el que se presenta un resumen de diversas publicaciones recientes que hacen referencia a los temas propios de la tesis como visión por computadora, extracción de temperatura corporal por medio de termografía infrarroja y modelos de compensación térmica.
2. Diseño e implementación del modelo de compensación térmica mediante la aplicación “Térmica IR”. Generando código fuente y archivos ejecutables.
Artículo para el congreso “Monitoreo de Temperaturas Corporales por Medio de Termografía Infrarroja y Dispositivos Móviles. Revisión de la Literatura.” Presentado en el “IV Congreso Internacional de Investigación Academia Journals Oaxaca 2022”
3. Master class “Implementación de Machine Learning en Android usando Firebase ML Kit.” Presentado para el Colegio de informáticos del Soconusco S.C.

6.2.2 Aportaciones

Como aportaciones al tema de los vehículos autónomos y al marco teórico se obtuvieron:

1. Aplicación de monitoreo de temperatura corporal en tiempo real optimizada para dispositivos Android.
2. Análisis comparativo de la exactitud de diversos dispositivos para la medición de temperatura corporal.

6.3 Conclusión

En este documento se ha propuesto un sistema móvil de medición de temperaturas corporales utilizando una cámara termográfica de gama baja. La propuesta emplea un modelo de detección facial para estimar puntos de interés del rostro, las coordenadas de cada punto de interés son mapeadas a la imagen térmica mediante una matriz de transformación afin.

Una vez que se tienen identificadas las coordenadas de cada píxel de los puntos de interés, se extraen los valores de temperatura de los sensores correspondientes, además se emplea un modelo de compensación térmica para reducir el error de las lecturas registradas. Por último, se despliega el valor de temperatura de cada individuo en la pantalla del dispositivo móvil, y en caso de detectar una temperatura por encima del umbral, se activa una alarma para informar de un posible estado febril, de igual manera se

guarda un registro en la nube, donde se pueden obtener reportes estadísticos para estimar el índice de crecimiento de los casos potenciales de fiebre.

La velocidad de detección facial y el cálculo de temperatura se realiza en 260ms, además el error promedio del sistema dentro de espacios reducidos fue de $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ a una distancia de 1m, disminuyendo el tiempo de espera para cada revisión a 3s por persona. Lo anterior demuestra que el modelo es capaz de realizar mediciones con buena precisión en tiempo real dentro de espacios pequeños por donde debe atravesar un grupo de personas.

6.4 Trabajo Futuro

Para trabajos futuros se planea mejorar el modelo tomando en cuenta el uso de prendas y accesorios faciales, así como los aumentos de temperatura causados por una posible exposición prolongada al sol. Lo que permitirá que este sistema sea una buena contribución a la prevención y control de enfermedades infecciosas como el COVID-19.

REFERENCIAS

- [1] Alwashmi, M. F. (2020). The use of digital health in the detection and management of COVID-19. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(8), 2906. <https://doi.org/10.3390/ijerph17082906>
- [2] Aragón-Vargas, L. F. (2020). Limitaciones de las lecturas de la temperatura temporal (en la frente) como método de tamizaje para Covid-19. *Pensar en Movimiento Revista de Ciencias del Ejercicio y la Salud*, 18(1), e42241. <https://doi.org/10.15517/pensarmov.v18i1.42241>
- [3] Arteria y venas faciales. (s/f). Time. Recuperado el 28 de noviembre de 2022, de <https://es.dreamstime.com/arteria-y-venas-faciales-facial-sistema-circulatorio-cabeza-de-sección-vasos-sanguíneos-la-cara-arterias-superficiales-image211891886>
- [4] Aryal, A., & Becerik-Gerber, B. (2019). Skin temperature extraction using facial landmark detection and thermal imaging for comfort assessment. *Proceedings of the 6th ACM International Conference on Systems for Energy-Efficient Buildings, Cities, and Transportation*.
- [5] Baskaran, R., Møller, K., Wiil, U. K., & Brabrand, M. (2022). Using facial landmark detection on thermal images as a novel prognostic tool for emergency departments. *Frontiers in Artificial Intelligence*, 5, 815333. <https://doi.org/10.3389/frai.2022.815333>
- [6] Breda, J., & Patel, S. (2021). Intuitive and ubiquitous fever monitoring using smartphones and smartwatches. En *arXiv [cs.HC]*. <http://arxiv.org/abs/2106.11855>
- [7] Brzezinski, R. Y., Rabin, N., Lewis, N., Peled, R., Tsur, A., Kerpel, A., Marom, E. M., Shenhar-Tsarfaty, S., Naftali-Shani, N., Rahav, G., Grossman, E. M., Zimmer, Y., Ovadia-Blechman, Z., Leor, J., & Hoffer, O. (2021). Automated processing of thermal imaging to detect COVID-19 and microvascular dysfunction. *European Heart Journal*, 42(Supplement_1). <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehab724.3040>
- [8] Chin, J. W., Long Wong, K., Chan, T. T., Suhartono, K., & So, R. H. Y. (2021). An infrared thermography model enabling remote body temperature screening up to 10 meters. 2021 *IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, 3870–3876.
- [9] Cosma, A. C., & Simha, R. (2018). Thermal comfort modeling in transient conditions using real-time local body temperature extraction with a thermographic camera. *Building and Environment*, 143, 36–47. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2018.06.052>
- [10] Detect faces with ML Kit on Android. (s/f). Google Developers. Recuperado el 28 de noviembre de 2022, de <https://developers.google.com/ml-kit/vision/face-detection/android>

- [11] Ferrari, C., Berlincioni, L., Bertini, M., & Del Bimbo, A. (2020). Inner eye canthus localization for human body temperature screening. En arXiv [cs.CV]. <http://arxiv.org/abs/2008.12046>
- [12] Flir, T. (s/f). FLIR ONE Pro. Com.mx. Recuperado el 19 de abril de 2023, de <https://www.flir.com.mx/products/flir-one-pro/?vertical=condition+monitoring&segment=solutions>
- [13] Fung, K. C., Mow, W. H., Au, K. H., Mok, Y. T., & Chim, H. Y. (2021). Development and product trials of a cost-effective cloud-based thermal camera body temperature measurement system. The 2021 9th International Conference on Computer and Communications Management.
- [14] Gallegos, E. Aguilera, P. Choudary. S. Grewe, L. Jain, D. (2021). Machine Learning Based Low-Resolution Infrared Head Localization for Disease Situation Awareness via Mobile Skin Temperature Analysis.
- [15] Grewe, L. L., Choudhary, S., Gallegos, E., Pravin Jain, D., & Aguilera, P. (2021). Low-resolution infrared temperature analysis for disease situation awareness via machine learning on a mobile platform. En L. L. Grewe, E. P. Blasch, & I. Kadar (Eds.), *Signal Processing, Sensor/Information Fusion, and Target Recognition XXX*. SPIE.
- [16] Hallock, G. G. (2019). Dynamic infrared thermography and smartphone thermal imaging as an adjunct for preoperative, intraoperative, and postoperative perforator free flap monitoring. *Plastic and aesthetic research*, 2019. <https://doi.org/10.20517/2347-9264.2019.029>
- [17] Haripriya, A. B., Sunitha, K. A., & Mahima, B. (2020). Development of low-cost thermal imaging system as a preliminary screening instrument. *Procedia Computer Science*, 172, 283–288. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.05.045>
- [18] Irgens, P., Bader, C., Lé, T., Saxena, D., & Ababei, C. (2017). An efficient and cost effective FPGA based implementation of the Viola-Jones face detection algorithm. *HardwareX*, 1, 68–75. <https://doi.org/10.1016/j.ohx.2017.03.002>
- [19] Khaksari, K., Nguyen, T., Hill, B., Quang, T., Perreault, J., Gorti, V., Malpani, R., Blick, E., González Cano, T., Shadgan, B., & Gandjbakhche, A. H. (2021). Review of the efficacy of infrared thermography for screening infectious diseases with applications to COVID-19. *Journal of Medical Imaging (Bellingham, Wash.)*, 8(Suppl 1), 010901. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.S1.010901>
- [20] Khanam, F.-T.-Z., Chahl, L. A., Chahl, J. S., Al-Naji, A., Perera, A. G., Wang, D., Lee, Y. H., Ogunwa, T. T., Teague, S., Nguyen, T. X. B., McIntyre, T. D., Pegoli, S. P., Tao, Y., McGuire, J. L., Huynh, J., & Chahl, J. (2021). Noncontact sensing of contagion. *Journal of Imaging*, 7(2), 28. <https://doi.org/10.3390/jimaging7020028>

- [21] Kim, R. (2021). Development of a conversing and body temperature scanning autonomously navigating robot to help screen for COVID-19. En arXiv [cs.RO]. <http://arxiv.org/abs/2106.09894>
- [22] Kiritat, A., Krejcar, O., Selamat, A., & Herrera-Viedma, E. (2020). FLIR vs SEEK thermal cameras in biomedicine: comparative diagnosis through infrared thermography. *BMC Bioinformatics*, 21(Suppl 2), 88. <https://doi.org/10.1186/s12859-020-3355-7>
- [23] Ma, Z., Li, H., Fang, W., Liu, Q., Zhou, B., & Bu, Z. (2021a). A cloud-edge-terminal collaborative system for temperature measurement in COVID-19 prevention. En arXiv [cs.CV]. <http://arxiv.org/abs/2107.05078>
- [24] Machado, Á. S., Priego-Quesada, J. I., Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Carpes, F. P., & Perez-Soriano, P. (2021). Influence of infrared camera model and evaluator reproducibility in the assessment of skin temperature responses to physical exercise. *Journal of Thermal Biology*, 98(102913), 102913. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2021.102913>
- [25] Mah, A. J., Ghazi Zadeh, L., Khoshnam Tehrani, M., Askari, S., Gandjbakhche, A. H., & Shadgan, B. (2021). Studying the accuracy and function of different thermometry techniques for measuring body temperature. *Biology*, 10(12), 1327. <https://doi.org/10.3390/biology10121327>
- [26] Martinez-Jimenez, M. A., Loza-Gonzalez, V. M., Kolosovas-Machuca, E. S., Yanes-Lane, M. E., Ramirez-GarciaLuna, A. S., & Ramirez-GarciaLuna, J. L. (2021). Diagnostic accuracy of infrared thermal imaging for detecting COVID-19 infection in minimally symptomatic patients. *European Journal of Clinical Investigation*, 51(3), e13474. <https://doi.org/10.1111/eci.13474>
- [27] Marzec, M., & Wilczyński, S. (2021). Automatic mobile warning system against people with elevated body temperature. *Applied Sciences (Basel, Switzerland)*, 11(11), 4721. <https://doi.org/10.3390/app11114721>
- [28] Mekjavic, I. B., & Tipton, M. J. (2022). Myths and methodologies: Degrees of freedom - limitations of infrared thermographic screening for Covid-19 and other infections. *Experimental Physiology*, 107(7), 733–742. <https://doi.org/10.1113/EP089260>
- [29] Minatel Riguetto, C., Minicucci, W. J., Moura Neto, A., Tambascia, M. A., & Zantut-Wittmann, D. E. (2019). Value of infrared thermography camera attached to a smartphone for evaluation and follow-up of patients with Graves' ophthalmopathy. *International Journal of Endocrinology*, 2019, 7065713. <https://doi.org/10.1155/2019/7065713>
- [30] Neita, L., & Peña, E. (2011). Principios Básicos de la Termografía Infrarroja y su utilización como técnica para Mantenimiento Preventivo. Edu.co. https://repository.upb.edu.co/bitstream/handle/20.500.11912/1561/digital_20999.pdf?sequence=1&isAllowed=y

- [31] Obinah, M. P. B., Nielsen, M., & Hölmich, L. R. (2020). High-end versus low-end thermal imaging for detection of arterial perforators. *Plastic and Reconstructive Surgery*. *Global Open*, 8(10), e3175. <https://doi.org/10.1097/GOX.0000000000003175>
- [32] Politi, S., Aloisi, A., Jr, Bartoli, V., Guglietta, A., & Magnifica, F. (2021). Infrared thermography images acquisition for a technical perspective in screening and diagnostic processes: Protocol standardized acquisition. *Cureus*, 13(11), e19931. <https://doi.org/10.7759/cureus.19931>
- [33] Pustokhina, I. V., Pustokhin, D. A., & Shankar, K. (2021). A novel machine learning–based detection and diagnosis model for coronavirus disease (COVID-19) using discrete wavelet transform with rough neural network. En *Data Science for COVID-19* (pp. 597–612). Elsevier.
- [34] Rane, K. (2020). Design and Development of Low Cost Humanoid Robot whith Thermal Temperature Scannerfor Covid 19. *International Journal of Advanced Trends in Computer Science and Engineering*.
- [35] Shinde, S., Agarwal, S., Jaiswal, D., Ghose, A., Kimbahune, S., & Pillai, P. (2020). ThermoTrak: smartphone based real-time fever screening: Demo abstract. *Proceedings of the 18th Conference on Embedded Networked Sensor Systems*, 639–640.
- [36] Silvino, V. O., Gomes, R. B. B., Ribeiro, S. L. G., Moreira, D. D. L., & Santos, M. A. P. dos. (2020). Identifying febrile humans using infrared thermography screening: Possible applications during covid-19 outbreak. *Revista Contexto & Saúde*, 20(38), 5–9. <https://doi.org/10.21527/2176-7114.2020.38.5-9>
- [37] Vardasca, Ricardo, Magalhães, C., Silva, P., & Kluwe, B. (2019). Are the IR cameras FLIR ONE suitable for clinical applications? *Thermology International*, 29(3), 95–102.
- [38] Wang, Y.-Q. (2014). An analysis of the viola-Jones face detection algorithm. *Image processing on line*, 4, 128–148. <https://doi.org/10.5201/ipol.2014.104>
- [39] Wang, Z.-H., Horng, G.-J., Hsu, T.-H., Chen, C.-C., & Jong, G.-J. (2020). A novel facial thermal feature extraction method for non-contact healthcare system. *IEEE Access: Practical Innovations, Open Solutions*, 8, 86545–86553. <https://doi.org/10.1109/access.2020.2992908>
- [40] Wei, P., Liu, Y., Kang, H., Yang, C., & Jiang, X. (2021). A low-cost and scalable personalized thermal comfort estimation system in indoor environments. *Proceedings of the First International Workshop on Cyber-Physical-Human System Design and Implementation*.
- [41] World Health Organization. (2020). Rational use of personal protective equipment for coronavirus disease (COVID-19) and considerations during severe shortages: interim guidance, 6 April 2020. World Health Organization.

- [42] Adrián Quispe Andía, Kriss Melody Calla Vasquez, Judith Soledad Yangali Vicente, José Luis Rodríguez López, Ilich Ivan Pumacayo Palomino. (2019). Estadística no paramétrica aplicada a la investigación científica con software SPSS, MINITAB Y EXCEL. ISBN. EIDEC.
- [43] The International Organization for Standardization. (2017). ISO/TR 13154:2017 Medical electrical equipment — Deployment, implementation and operational guidelines for identifying febrile humans using a screening thermograph. Iso.org.
<https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:69347:en>