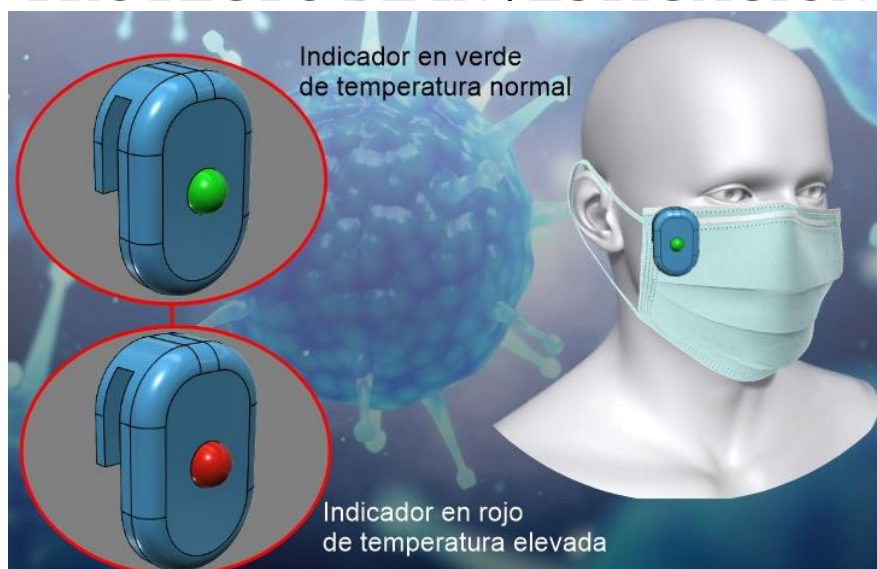


INSTITUTO DE EDUCACIÓN SUPERIOR TECNOLÓGICO PÚBLICO
“SANTIAGO ANTÚNEZ DE MAYOLO”
“Ser Excelentes”



P.E.: MECÁNICA DE PRODUCCIÓN INDUSTRIAL Y ENFERMERIA TECNICA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN



DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL TERMOTEST- ALARM EN PACIENTES CON PATOLOGÍAS FEBRILES EN EL IESTP “SAM”

Presentado por:

Asesor Ing. Enrique R. Mucha Meza

INTEGRANTES:

Ing. Jorge Eduardo Francesqui Castro

Ing. Nilton César Manrique Cossio

Lic. Cyntia Gabriela Wissar Olaya

Palián - 2024

Dedicatoria

Este proyecto está dedicado a la
familia Antunecina que nos apoya
constantemente en cada uno de los pasos.

Agradecimiento

Agradezco el apoyo brindado por el Instituto de Educación Superior Tecnológico Público Santiago Antúnez de Mayolo, así como a la directora general, la Mg. Renee Villavicencio.

INDICE

Carátula
Dedicatoria
Agradecimientos
Índice
Índice de figuras
Índice de Tablas
Resumen
Introducción

CAPÍTULO I. DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 Formulación del problema

1.1.1 General

1.1.2 Específicos

1.2 Objetivos

1.2.1 General

1.2.2 Específicos

1.3 Justificación

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

2.1 Estado de arte

2.2 teóricas

CAPÍTULO III. METODOLOGIA

3.1 Tipo de Estudio:

3.2 Nivel de investigación: APLICADA.

3.3 Diseño de Investigación:

3.4 Población, Muestra y Muestreo:

3.5 Técnicas e Instrumentos de Recolección de Datos:

3.6 Procedimiento:

3.7 Tipo de Análisis de Datos:

3.8 Aspectos éticos:

CAPÍTULO IV. DESARROLLO DEL TRABAJO

4.1 Finalidad

4.2 Propósito

4.3 Componentes

4.4 Actividades

3.5 Limitaciones

CAPÍTULO V: RESULTADOS

Resultados

CAPÍTULO VI: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Recomendaciones

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

RESUMEN

La prevención y el control de enfermedades infecciosas es uno de los retos a los que se enfrenta la población mundial. Las instituciones, las empresas y los ciudadanos buscan sistemas que les ayuden a prevenir y evitar propagaciones de virus, como el Covid 19. Hay estudios que señalan a la fiebre, como un síntoma previo al padecimiento de enfermedades infecciones. Por ello, la temperatura corporal es uno de los indicadores a medir para controlar la expansión de los virus. La investigación tiene por objetivo general diseñar y construir un termo-test para la evaluación de patologías febriles lo cual permitirá el desarrollo de las actividades en nuestra institución educativa, generando seguridad de los estudiantes, docentes, trabajadores y público en general con el uso de esta tecnología. El principio de este sensor térmico es poder medir la temperatura corporal de las personas que hacen uso de la mascarilla facial de protección unida al termotest en ambientes concurridos en especial en el tópico institucional. Los resultados que se esperan son: Construcción integración y evaluación de un escáner con sensor o termotest, que se quedará como prototipo industrial para implementar la línea de investigación Diseño y adaptación, Desarrollo de tesis, publicación de artículos científicos en revista indexada y patentes. Por lo expuesto, esta tecnología podrá mitigar los contagios por coronavirus y otras enfermedades febriles dentro de la institución.

INTRODUCCIÓN

Frente a la dificultad que actualmente se tiene por enfermedades febriles a nivel mundial, una de las problemáticas es de como poder detectarlas para reincorporarse a las actividades económicas para que las empresas no tengan que paralizar sus actividades y por consecuencia tener perdidas de producción.

Por lo planteado, es necesario la investigación de la implementación de un escáner térmico para la evaluación de problemas febriles. y así resolver la problemática de casos febriles que sea mejor tratada dentro de las instituciones públicas y privadas.

CAPITULO I:

DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 Formulación del problema

1.1.1 General

La interrogante principal de la presente investigación es:

¿Cómo realizar el diseño y la implementación del termo-test en pacientes con patologías febriles?

1.1.2 Específicos:

- a) ¿Cómo experimentar y hacer pruebas con el termo-test?
- b) ¿Cómo construir el soporte o caja del módulo del termo test?
- c) ¿Cómo construir y diseñar el termo-test?

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Diseñar y construir un termo-test para evaluación de patologías febriles

1.2.2 Específicos:

- a) Experimentación y pruebas con el termo-test.
- b) Construir el soporte o molde del módulo termo-test.
- c) Diseñar y construir el termo-tes

1.3 Justificación

Este trabajo de investigación busca mejorar la detección prematura de posibles personas con enfermedades febriles que pueden ser contagiosas dentro del ISTEP.

Al contar con una tecnología disponible de última generación se está contribuyendo al cumplir los lineamientos siete y once de los Objetivos de

Desarrollo Sostenibles al 2030, entre ellos incrementar principalmente el desarrollo de las empresas por transferencia tecnológica.

La implementación de solución que se plantea consiste en acondicionar la tecnología del termotest a los lugares concurridos del IESTP y en especial a los concurrentes a tópico.

Para la transferencia de esta tecnología, será necesario aplicarlo dentro del corto plazo y obtener los resultados a través de tesis y la publicación de los resultados a través de artículo científico.

CAPÍTULO II:

MARCO TEÓRICO

2 MARCO TEÓRICO

2.1 Estado de arte

La investigación “Sistema no intrusivo de adquisición y monitoreo de la temperatura del cuerpo humano” (Ling, Wong, Tan, & Kiu, 2015) los autores indican que el monitoreo de la salud del paciente es algo común que hacen los médicos. La lectura más crucial monitoreada por los médicos es la temperatura corporal y el tiempo de lectura del paciente. Desafortunadamente, el sistema actual utilizado por los médicos les exigió ver a los pacientes cara a cara, y los médicos tendrán que caminar de puerta en puerta para verificar la temperatura del paciente. El 'Sistema no intrusivo de adquisición y medición de la temperatura del cuerpo humano' es un sistema de salud único para controlar la temperatura del paciente mediante el uso de una computadora. El objetivo de desarrollar este sistema es proporcionar una medición de la temperatura corporal sin ser intrusivo e incómodo. También procesa menos amenaza para el médico cuando prueba la temperatura corporal del paciente porque las enfermedades tienen la posibilidad de infectar al médico. Este sistema también es conveniente para medir la temperatura corporal del paciente debido a que puede instalarse o montarse en la pared. Al usar este sistema, el sensor de temperatura infrarrojo juega un papel importante. La radiación del sensor de temperatura infrarrojo determina la temperatura. Se puede usar en aeropuertos, escuelas y clínicas para evitar que las enfermedades se propaguen. Otro objetivo de este proyecto es medir la temperatura corporal con precisión. Cuando el sensor de temperatura infrarrojo detecta la temperatura del cuerpo humano, transmitirá los datos al microcontrolador. El microcontrolador desempeña sus funciones para enviar datos a la computadora mediante Zigbee. El usuario puede obtener los resultados de la computadora.

La investigación “Imágenes térmicas infrarrojas digitales de la piel humana El control de la temperatura corporal” (Jones & Plassmann, 2002) trata sobre enfoques computacionales para el procesamiento de imágenes para mejorar la interpretación y el análisis. El interés es la aplicación de la imagen térmica infrarroja en medicina con mejoras en la tecnología de la cámara y la promesa de costos reducidos. La termografía captura la radiación térmica natural generada por un objeto a una temperatura superior al cero absoluto. La atracción de las imágenes térmicas en la medicina es doble: la termografía no es invasiva y proporciona un medio de investigar los efectos fisiológicos. Complementa las investigaciones anatómicas estándar basadas en rayos X y técnicas de exploración tridimensional (3-D) como la TC y la RM. El objetivo de este artículo es analizar la imagen digital de la radiación térmica de la piel humana y su posterior análisis e interpretación mediante el procesamiento de imágenes. La velocidad y la resolución espacial de las cámaras han mejorado en un orden de magnitud en los últimos diez años. Las cámaras infrarrojas utilizan lentes especializadas fabricadas a partir de materiales como el germanio para enfocar la radiación térmica en una matriz de detectores infrarrojos en el plano focal. La salida de la matriz digital es captada por un capturador de fotogramas y almacenada en una computadora para su procesamiento por técnicas de reconocimiento de patrones y procesamiento de imágenes estándar y especializadas. La imagen resultante es un mapa espacial bidimensional (2-D) de la distribución de temperatura en 3-D de una persona; este mapeo se ve complicado por muchos factores, tanto físicos como fisiológicos, y debe interpretarse con cuidado. Este artículo analiza la física de la formación de imágenes, los desarrollos en la tecnología de cámara no enfriada y el uso del procesamiento de imágenes para interpretar mapas 2D de temperaturas y analizar imágenes térmicas para evaluar cambios fisiológicos y respuestas a provocaciones físicas y tensiones como breves exposición a bajas temperaturas.

En la investigación denominada “Una plataforma de red inalámbrica de sensores corporales para medir los signos vitales en la monitorización clínica.” (Perez, Saldarriaga, & Bustamante, 2013) los autores explican que las aplicaciones médicas y los entornos clínicos establecen nuevas demandas en las tecnologías de red de sensores, una de las áreas clave de investigación en informática y telemonitorización de la salud. Este artículo presenta una arquitectura sistemática inalámbrica, una plataforma de hardware y software basada en circuitos integrados de baja potencia, componentes de procesamiento de señales en chip y comunicaciones. La estructura de dicha arquitectura consiste en nodos en miniatura livianos colocados estratégicamente en pacientes para permitir un monitoreo de salud no invasivo, continuo y ambulatorio y de bajo costo, para proporcionar lecturas médicas en dispositivos locales y aplicaciones de registros clínicos en navegadores web y dispositivos móviles. El objetivo principal de este proyecto es el desarrollo de un sistema de monitoreo inalámbrico autónomo para signos vitales con nodos alimentados por batería y sensores médicos. Adquiere, almacena y transmite señales para determinar los estados de oxigenación, frecuencia cardíaca y respiratoria y temperatura en tiempo real a una estación central de monitoreo, que integra una interfaz gráfica de pantalla táctil y pantallas mini-OLED. Este trabajo proporciona entornos autocontrolados que minimizan los requisitos de necesidades primarias, atención médica temprana, optimizan el diagnóstico prematuro y la comodidad de los pacientes, a través de un conjunto de algoritmos que contribuyen al rendimiento de los nodos generando beneficios significativos en la vida humana a través de la detección temprana de enfermedades.

En la investigación “Comprender la máquina humana: un análisis del yo cuantificado como fenómeno cultural” (Lupton, 2013) el autor informa que los conceptos de "auto-seguimiento" y "el yo cuantificado" han comenzado a surgir recientemente en las discusiones sobre la mejor manera de optimizar la vida. Estos conceptos se refieren a la práctica de recopilar datos sobre uno mismo de forma regular y luego registrar y analizar los datos para producir estadísticas y otros datos (como imágenes)

relacionados con las funciones corporales y los hábitos cotidianos. Algunos rastreadores automáticos recopilan datos en solo una o dos dimensiones de sus vidas, y solo por un corto tiempo. Otros pueden hacerlo por cientos de fenómenos y por largos períodos. El seguimiento y el análisis de aspectos de uno mismo y del cuerpo no son prácticas nuevas. Las personas han estado registrando sus hábitos y métricas relacionadas con la salud durante siglos como parte de los intentos de autorreflexión y superación personal. Lo que es indiscutiblemente nuevo es el término "el yo cuantificado" y su movimiento asociado, que incluye un sitio web dedicado con ese título, y reuniones y conferencias periódicas, así como las nuevas formas de auto-seguimiento utilizando tecnologías digitales que se han desarrollado recientemente. Una gama cada vez mayor de dispositivos digitales con aplicaciones asociadas ahora están disponibles para el auto seguimiento. Muchos de estos dispositivos se pueden usar sobre o cerca del cuerpo para medir elementos de la vida cotidiana y las actividades del usuario y producir datos que el usuario pueda registrar y monitorear. Incluyen no solo cámaras digitales, teléfonos inteligentes, tabletas, relojes, balanzas inalámbricas y monitores de presión arterial, sino también bandas o parches portátiles, dispositivos con clip y joyas con sensores integrados capaces de medir funciones corporales o movimiento y cargar datos de forma inalámbrica. Estas tecnologías permiten que los auto-rastreadores recopilen datos sobre su estado de ánimo, dieta, sueños, encuentros sociales, postura, actividad sexual, química sanguínea, frecuencia cardíaca, temperatura corporal, patrones de ejercicio, función cerebral, consumo de alcohol, café y tabaco, y muchos otros.

La investigación "Monitoreo de signos vitales con dispositivos médicos flexibles y portátiles" (Khan, Ostfeld, Lochner, Pierre, & Arias, 2016) los autores manifiestan que los avances en tecnologías inalámbricas, electrónica de baja potencia, internet de las cosas y en el ámbito de la salud conectada están impulsando las innovaciones en dispositivos médicos portátiles a un ritmo tremendo. Los sistemas de sensores portátiles compuestos de materiales flexibles y elásticos tienen el potencial de

interactuar mejor con la piel humana, mientras que la electrónica basada en silicio es extremadamente eficiente en el procesamiento y transmisión de datos del sensor. Por lo tanto, los sensores flexibles y extensibles combinados con dispositivos electrónicos basados en silicio de baja potencia son un enfoque viable y eficiente para el monitoreo médico. Los dispositivos médicos flexibles diseñados para monitorear los signos vitales humanos, como la temperatura corporal, la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria, la presión arterial, la oxigenación del pulso y la glucosa en la sangre, tienen aplicaciones tanto en el monitoreo de la condición física como en el diagnóstico médico. Como una revisión del último desarrollo en sensores vitales humanos flexibles y portátiles, los componentes esenciales necesarios para los sensores vitales se describen y discuten aquí, incluidos los sistemas de sensores, mecanismos de detección, fabricación de sensores, potencia y requisitos de procesamiento de datos.

2.2 Bases Teóricas

La termografía es una técnica basada en la detección de la temperatura de los cuerpos que se aplica a multitud de áreas como la industria, la construcción o la medicina. La primera cámara empleada en el ámbito de la industria se utilizó para inspeccionar cables de alimentación de líneas de alta tensión en 1965 (FLIR Systems, 2011). En la actualidad y en el campo de la industria, las cámaras termográficas son el único elemento eficaz en la detección con exactitud de la pérdida de energía de los edificios, y por ello se ha convertido en una técnica indispensable. El rendimiento energético de los edificios es la aplicación más rentable de la termografía en la construcción, ya que ayuda a ajustar las normativas.

Pero no sólo es importante para la industria y la construcción, hay otros usos no vinculados a los humanos, que son los que estudiaremos en este trabajo, pero que igualmente posicionan a esta técnica como útil y en creciente auge. Por una parte, encontramos su aplicación a la veterinaria

un área de conocimiento donde está teniendo bastante acogida. Existen varios tratados (Smith, 1964; Turner, 2001) y aplicaciones diferentes, como su uso como indicador de enfermedades respiratorias en bovinos o de la rabia en mapaches, pero buena parte de los estudios se centran en la detección temprana de enfermedades que afectan a los équidos como tendinitis o fracturas por estrés antes de que el caballo presente síntomas de cojera o de ciertas dermatitis que afectan a su pelaje (Eddy, Van Hoogmoed, & Snyder, 2001). Incluso está siendo empleada para conocer si se aplican procedimientos fuera de reglamento para perjudicar el rendimiento de los caballos en competición, por ejemplo cuando se usan sustancias irritantes que colocan en sus patas. En este campo se conocen las limitaciones de la técnica, pero también su valor para el diagnóstico si se complementa con otras como la radiología o los ultrasonidos.

Otra de las aplicaciones más actuales de la termografía es en el campo de la ciencia forense. Los medios de comunicación han facilitado información sobre la aplicación de la técnica termográfica al caso de los niños desaparecidos en Córdoba en octubre de 2011, donde un experto estudió imágenes termográficas de varios elementos de la finca donde se cree que pudieron desaparecer. Siguiendo pistas policiales sobre una hoguera encontrada, pudo determinar que la forma de ésta no era habitual, y que existía un calor residual que situaba la temperatura alcanzada por dicha hoguera en 800° C (Cabrera, 2012). Este dato está siendo de gran relevancia para esclarecer los acontecimientos que rodean a la desaparición de los niños. Dentro del ámbito de la medicina forense, investigadores de la Universidad de Granada han desarrollado una técnica de data de muerte forense basada en la temperatura de los microorganismos que pueblan un cadáver denominada Termomicrobiología (Fernández, Botella, & Bedmar, 2009). Esta técnica establece correspondencias entre los parámetros de crecimiento micro orgánico sobre restos cadavéricos y la data de muerte de éstos en relación con la temperatura de los mismos. Las diferentes etapas de descomposición de los cuerpos, relacionadas con el crecimiento y muerte

de microorganismos también obedecen a parámetros de temperatura. Su estudio mediante la termografía permite establecer un indicador microbiológico que permitirá reducir el margen de error a la hora de estimar el momento en el que se produjo la muerte.

Pero más allá de constatar que esta técnica tiene una aplicación en otras disciplinas, nos interesa su aplicación en la relación entre la temperatura humana y la enfermedad, que se lleva investigando desde que se estudia la medicina, ya de la mano de Galileo (Ring, 2007). El primer método fue el de detección del calor por conducción, donde se medían los cambios de densidad de los líquidos y siguiéndole a lo largo de la historia el estudio por convección y por radiación. El siguiente paso documentado lo dieron investigadores como Huygens, Roemer y Fahrenheit y Celsius, que propusieron la existencia de una escala calibrada, mientras que Linneo en 1750 fue el que acabó dando forma a la escala centígrada que utilizamos en la actualidad. Pero fueron los Herschel, padre e hijo, a principios del siglo XIX, los que alumbraron el conocimiento hacia esta técnica, y muchos otros descubrimientos. El que más nos interesa demostraba la existencia de lo que llamaron “calor oscuro” o, lo que es lo mismo, calor que no podía verse pero que si tenía las mismas propiedades de reflexión y refracción que la luz. Usando la luz solar lograron generar una imagen visible, a la que llamaron termograma, y que actualmente definimos como la imagen infrarroja que genera la radiación de la temperatura. La medición de la fiebre, el desarrollo de escalas e instrumentos para determinar el calor, como los de Celsius o Fahrenheit y el termómetro, son avances de la medicina y la física que posibilitan los estudios actuales sobre el calor que desprendemos, su significado y las utilidades que pueden desarrollar su manipulación.

En el siglo XX la termografía experimentó su mayor desarrollo tras la segunda guerra mundial, con el impulso de las investigaciones militares para detectar al enemigo (visión nocturna) que llevaban a cabo en el ejército de EEUU en la segunda mitad del siglo XX (Ring & Ammer, 2012); se basaban en el uso de sensores electrónicos (Ring & Ammer, 2000). El

primer termograma aplicado a la medicina fue publicado por Lawson (1956), en un estudio sobre detección de cáncer de pecho, y en 1971 la Sociedad Europea de Termografía celebró su primer congreso, aunque veremos cómo ha evolucionado la técnica en esta disciplina.

2.2.1 La temperatura del cuerpo humano

El cuerpo humano realiza constantemente intercambios de temperatura con el entorno, en forma de energía, como parte de un proceso de autorregulación para mantener la homeostasis que necesita (Ring, 2007). Esta intensidad de energía intercambiada crece y decrece en proporción a la temperatura corporal, de forma que a mayor temperatura, mayor intensidad de energía infrarroja irradiada por el cuerpo. La regulación del flujo vascular cutáneo y de la radiación térmica se considera una función del Sistema Nervioso Autónomo (Leal Brioschi, 2006).

La mayoría de los seres vivos emiten calor a una temperatura superior a los 0°K (-273°C), que corresponde a una radiación electromagnética superior a la de la luz visible (calor oscuro). El ojo humano no es sensible a esa radiación, denominada infrarroja, pero las cámaras termográficas son capaces de medir la energía con sensores especializados para esa longitud de onda, que oscila de los 0.7 a los $300\text{ }\mu\text{m}$ (10^{-3} mm) y que gracias a los avances de la fotografía vemos hoy en color al emplear filtros que depuran los cambios en el brillo (ver figura 1). La aplicación de esta técnica se fundamenta en la fisiología térmica humana y en las bases fisiopatológicas de termorregulación cutánea, mostrando procesos tanto fisiológicos como metabólicos. El desarrollo del rayo focal plano, unido a la alta resolución en el uso de sistemas de video mejoran esta tecnología hasta hacerla práctica para multitud de aplicaciones en la actualidad. Los trabajos de mejora en la técnica en se centran en el calibrado y en el registro de termo gramas normales que proporcionen una línea base de referencia para la medición.

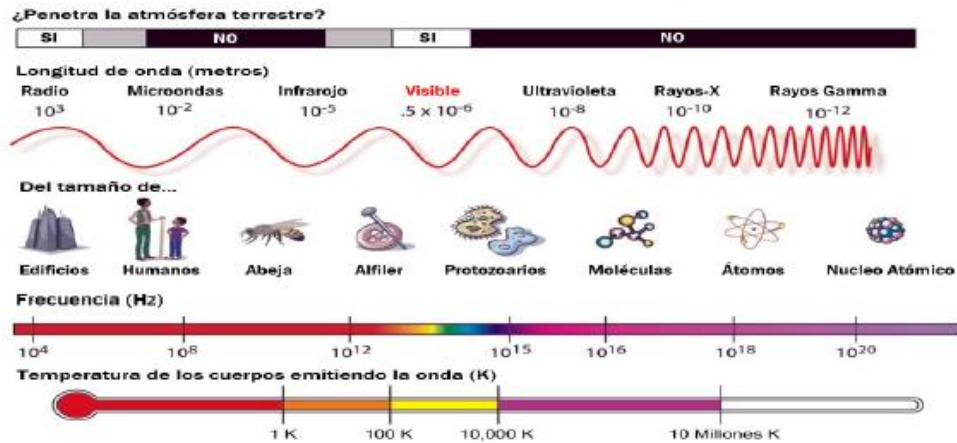


Figura 4. Ilustración del espectro electromagnético.

Nuestra piel está compuesta por capas de tejido de diferentes grosores, funciones y tipos de células. La epidermis es una capa de células epiteliales, de entre 1 y 2 mm de grosor que se desarrolla desde lo más profundo de la piel hacia la superficie, y que se encuentra sobre la dermis, que es una capa de denso tejido conectivo (Jones, 1998): cuando las células nuevas empujan a las viejas hacia la superficie, el citoplasma de estas últimas se transforma en queratina, y al acercarse a la superficie mueren para transformarse en la capa protectora más superficial. Aunque este proceso es continuo, se distinguen diferentes estratos en la epidermis. Para esta investigación el más importante es el estrato córneo: es el más cercano a la dermis y en él se encuentra la melanina, pigmento responsable de que veamos la piel con diferentes tonalidades debido a su capacidad de aislar los componentes de la luz visible y reflejarlos a una longitud de onda que capta el ojo humano. Cuando estas células alcanzan la capa más externa, el índice de reflexión de esa capa de la epidermis es de $1.55 \mu\text{m}$ en la parte visible del espectro. El estrato córneo se encarga también de prevenir la entrada de bacterias u hongos en el organismo y de reducir la pérdida de fluidos a través de la piel. La pérdida de fluido se controla a través de conductos conectados a las glándulas sebáceas. Debido a que la longitud de onda de la radiación emitida (energía calorífica convertida por radiación) no supera los $9 \mu\text{m}$, y esto sólo puede penetrar un grosor de 1mm de tejido, el calor corporal que irradiamos se refiere siempre a tejidos

poco profundos, no siendo detectables cambios de calor en órganos internos por este mecanismo (Leal Brioschi, 2006). La emisividad de la piel humana es muy alta, y más o menos constante, 0.98 entre longitudes de onda de 2 a 14 μm , y se comporta como un cuerpo negro en esta región del espectro de la luz visible (Jones, 1998). La radiación de la longitud de onda emitida por la piel humana resulta muy baja, por lo que para detectarla se necesitan los sistemas bolométricos y detectores que hay en las cámaras termográficas actualmente, muy sensibles a la amplia longitud de onda y la baja emisividad. También influyen la curvatura de la superficie y el índice de refracción, como muestran los trabajos de Jones (1998); en sus propias palabras *la temperatura de la superficie del cuerpo la determina el ritmo del intercambio de calor entre el cuerpo y su entorno, que es más o menos constante, actuando como reserva térmica*. El gradiente oscila entre los 0,2 y 0,5 $^{\circ}\text{C}/\text{mm}$ y se eleva cuando hay alteraciones en el organismo como inflamaciones o tumores. La termografía infrarroja es una grabación de la distribución de la temperatura de la capa más superficial de la piel.

Para mantener una temperatura constante, el cuerpo balancea la generación de calor con su pérdida, entre la hipertermia y la hipotermia. Las principales fuentes de generación del cuerpo humano son la tasa metabólica basal, la actividad orgánica específica y la actividad Muscular (Leal Brioschi, 2006). La tasa metabólica basal está controlada por el sistema nervioso (SN en adelante) central y por las hormonas producidas en el hipotálamo y la glándula tiroidea. La temperatura basal permanece constante dentro de unos márgenes bastante amplios de la temperatura ambiente debido a los reflejos fisiológicos y los mecanismos de distribución del calor corporales. Puesto que la función de este mecanismo es la conservación constante de temperatura a nivel de órganos internos, no tiene gran repercusión en las alteraciones estudiadas hasta ahora mediante la termografía y por tanto tiene poco valor diagnóstico (Van, 1986). La actividad orgánica específica sí que puede afectar a todo el organismo de una forma significativa, como prueban dos de los cambios con reflejo conductual estudiados: el proceso de la digestión

y la flexión muscular. Todo el calor que genera el cuerpo se transmite desde el centro a las extremidades gracias a los vasos sanguíneos. La actividad metabólica de la digestión, sus procesos patológicos y bacterianos, la absorción de nutrientes, su reparto a través del sistema circulatorio todo desemboca, térmicamente hablando, en el intercambio para disipar calor con el entorno que se produce a través de la piel. Incluso en zonas de la piel encontramos reflejo de dolencias internas (Hobbins, 1982). Respecto a la variación de temperatura debida a la actividad muscular, el ejercicio puede aumentar diez veces el consumo de oxígeno, lo que necesariamente incrementa el calor corporal. De hecho, la hipertermia cutánea está producida por la restricción del flujo sanguíneo por el músculo en espasmo, de manera que la temperatura de la sangre que circula por ese tejido se reparte a lo largo del vaso sanguíneo colateral (Leal Brioschi, 2006).

Todos estos procesos no persiguen sino un estado de equilibrio corporal, y la clave para mantener el cuerpo a una temperatura constante reside en un circuito negativo de retroalimentación en el hipotálamo, importante en el sistema nervioso autónomo. Aquí neuronas especializadas llamadas termorreceptores monitorizan la temperatura de la sangre constantemente, comparando la que registran con un valor de referencia, que se sitúa entre los 35 y los 37 °C, dependiendo de la persona. Un incremento o descenso de la temperatura envía una señal desde el hipotálamo (anterior o posterior, respectivamente) al resto de células corporales que inician una vasodilatación o vasoconstricción y que ralentizan o aceleran el metabolismo (Jones, 1998). Una lesión en cualquier nervio periférico produce tanto alteración vasomotora simpática como dolor, principalmente de dos formas: a través de la interrupción del tono simpático de la musculatura lisa vascular de esa zona, causando que la zona de inervación se torne hipertérmica; o con una actividad miogénica espontánea que aumenta la sensibilidad (a través del exceso del neurotransmisor norepinefrina) causando la vasoconstricción de la región enervada, que se torna hipotérmica (Leal Brioschi, 2006). Parece lógico entonces poder estudiar ambos elementos de manera conjunta con una técnica como la termografía y algunos autores han estudiado la compleja relación entre las

fibras nerviosas y la transmisión sináptica del dolor a través de la piel: por un lado Wall & Devor (1983) sugirieron que la actividad espontánea de las células ganglionares (raíz dorsal) puede tener una función fisiológica, causando la liberación periférica de neurotransmisores, que se relaciona con lo que describen como actividad vasodilatadora eferente en la estimulación nerviosa sensitiva, y que cuando se sensibilizan estas fibras da como resultado un aumento de la vasodilatación periférica y por tanto hipertermia. Por el contrario, si la irritación sucede directamente en el nervio dorsal, esto puede desembocar en degeneración celular de las neuronas nociceptivas, generando una vasoconstricción crónica por la pérdida de la función vasodilatadora y por tanto una hipotermia (Leal Brioschi, 2006).

2.2.2 El Termograma

El termograma, es la imagen que refleja los valores de la temperatura corporal, e ilustra un dibujo de la temperatura de las áreas de estudio que puede ser analizado cualitativa y cuantitativamente reflejando la actividad metabólica (Seeley, Abramson, Perry, Rothblatt, & Seeley, 1980). Esta imagen (ver figura 2) difiere bastante de las que emiten por ejemplo los Rayos X o la Resonancia Magnética debido a una diferencia fundamental: la termografía no es capaz de atravesar los tejidos, sea cual sea, por lo que el termograma muestra una imagen exacta de lo que capta la cámara termográfica, justo lo contrario a las otras técnicas citadas, que captan específicamente cierto tipo de densidades de los cuerpos.



Figura 5: Muestra de un termograma del cuerpo humano, paleta escogida “iron”.

Para una aplicación al cuerpo humano se necesitan protocolos que estandaricen los procesos y permitan la comparación de áreas. A finales de la década de 1970 y principios de los 80s la Asociación Europea de Termografía elaboró los protocolos “Estandarización de la termografía en enfermedades locomotoras” y “Medida de la Temperatura de la piel en ensayos con fármacos” donde se explicaban respectivamente recomendaciones para la aplicación de la termografía de forma estandarizada (Ring & Ammer, 2000). Posteriormente son la Academia americana de termografía, la Sociedad Japonesa de termología biomédica y Asociación Europea de Termología las que suscriben recomendaciones sobre las implicaciones prácticas del uso de esta técnica en la actualidad. La Organización Internacional de Standards (IEC) ha publicado recientemente dos documentos definiendo el uso de cámaras termográficas para la medición de la fiebre (Ring & Ammer, 2012). Este protocolo tiene en cuenta, por ejemplo, que las diferencias de temperatura en la cara pueden situarse en alrededor de 1 grado centígrado, y recomiendan cómo debe aplicarse la técnica, testearse el sistema o entrenar a los investigadores. En este sentido, los protocolos también hablan de cómo debe prepararse al sujeto, las posiciones del cuerpo que deben colocarse para facilitar la grabación o cómo evaluar las imágenes (Ring & Ammer, 2012). También ayuda a minimizar errores en el uso de test que aseguran la calidad, como por ejemplo el uso de fuentes externas de referencia de temperatura que ayudan al calibrado. Para describir las pautas fundamentales para hacer un buen uso de la Termografía en la clínica o el laboratorio, Ring (2000) subrayó una serie de aspectos importantes a tener en cuenta:

1. Laboratorio o sala de investigación: es importante que tenga cierta amplitud, respetando una distancia mínima de al menos 2 metros entre la cámara y el sujeto, aunque siempre teniendo en cuenta la parte del cuerpo a medir y el tamaño de ésta. Parece lógico que la sala tenga al menos unas dimensiones de 2 x 3 metros, si bien son recomendables al menos 3 x 4 metros. Es deseable que exista una zona especializada donde se sitúe al

sujeto cómodamente para la medición, donde haya asientos preparados para la medición y el menor número de accesorios posible que no alteren la temperatura ambiente. La cámara termográfica, así como el resto del equipo debe situarse en otra estancia o con la distancia suficiente para no incomodar al sujeto y para que el calor de los elementos no afecte a la medición.

2. Temperatura ambiente: es uno de los factores más importantes; lo ideal es una temperatura entre 18° y 25° C que no varíe más de 1° C durante la realización de la prueba. A temperaturas inferiores el sujeto puede tiritar y a superiores se dan procesos de sudoración. Debe tenerse en cuenta el tiempo de exposición a la temperatura para evitar que el sujeto esté incómodo. Lo ideal es contar con algún aparato de refrigeración que mantenga la temperatura de la sala pero nunca que incida directamente al sujeto, ya que puede generar vasoconstricción que se reflejaría en la imagen. No obstante hay especificaciones dependiendo de la parte del cuerpo que se mida, por ejemplo que el ambiente no esté a más de 20° C si estamos evaluando zonas inflamadas, o una temperatura de entre 22 y 24° C si evaluamos extremidades. Se recomienda medir la temperatura de la sala con un termómetro diferente al que provee la cámara para que sirva de referencia, tanto de sala como de la prueba de medición. También es recomendable que exista una sala donde el sujeto se desvista y pueda aclimatarse a la temperatura necesaria manteniendo la intimidad, así como mantener la humedad controlada, preferiblemente en valores que rondan el 50%.

3. Captación de las imágenes: es deseable que el laboratorio disponga de elementos que logren una imagen lo más estática posible, con trípodes especializados e incluso soportes sobre ruedas para la cámara, que facilitan el movimiento de la misma para adaptarse a las diferentes distancias o ángulos de medición. La medición más correcta es la que se realiza con el sujeto en ángulo recto respecto a la cámara, por lo que

dependiendo de la zona a medir y del tamaño hay que ajustar la distancia, el enfoque y la altura a la que colocar la cámara del suelo. Actualmente el tiempo de preparación de la cámara se ha reducido a unos minutos y respecto al tratamiento de las imágenes existe un software específico para cada cámara que provee el fabricante. Existe incluso software especializado para el ámbito médico, como el que elaboraron Plassmann y Ring en 1997.

4. Preparación del sujeto/paciente: Hay algunos elementos que influyen directamente en la temperatura corporal y deben controlarse: la presencia de cosméticos en la piel, la ingesta de alcohol, el ser fumador, el llevar previamente ropa muy ajustada o que se haya realizado actividad física en los momentos previos, el haberse sometido a fisioterapia, el estar en tratamiento farmacológico éstas características deben registrarse y al menos indicarse al hacer las mediciones, pues aunque no se tienen datos definitivos sí que pueden afectar al participante. Otro elemento importante es el acondicionamiento del sujeto a la temperatura de la sala, que debe durar unos 15 minutos. Debe evitarse que la persona toque con otras partes de su cuerpo la zona a medir para evitar interferencias de temperatura en la piel, así como evitar que cruce brazos o piernas ya que pueden alterar el flujo circulatorio.

5. Análisis de imágenes y escalas: cada imagen debe analizarse teniendo en cuenta el rango de temperaturas de la misma, ajustando la escala no sólo durante la medición sino también en el análisis. También es importante que el sujeto se mantenga lo más quieto posible para obtener áreas comparables en diferentes condiciones clínicas o experimentales, y a la hora de analizar los datos no debe compararse zonas grabadas en una posición, por ejemplo, de pie con zonas registradas en otra, por ejemplo, sentado. Los termogramas actuales y el uso de software especializado facilitan que puedan emplearse paletas de colores diferentes que ayuden a distinguir a simple vista los cambios de temperatura. Así en ingeniería se suele emplear la paleta denominada “Iron”, donde lo más caliente se

muestra en la gama de los amarillos hacia el blanco (el más caliente). En medicina, donde la variación de temperatura no suele superar los 10 grados, las más utilizadas son la “Rainbow” donde el rojo es la máxima temperatura y el azul la más fría o “Spectral order of colors” (ver figura 3). Estos termogramas cuentan con la ventaja de poder ajustar su escala una vez realizada la medición, con lo que se gana en información sobre los cambios de temperatura producidos. Para mostrar las imágenes con los resultados se puede recurrir a matrices de 4 x 4, donde además se puedan comparar los valores obtenidos con datos normalizados. El desarrollo de la clínica y la investigación basados en esta técnica facilita que existan valores de referencia sobre el termograma humano, de forma que puedan construirse atlas sobre la temperatura del cuerpo en sujetos sanos, como el “Atlas de referencia para termografía clínica” que ya se está trabajando en la universidad de Glamorgan desde 2001 (Ring & Ammer, 2012).

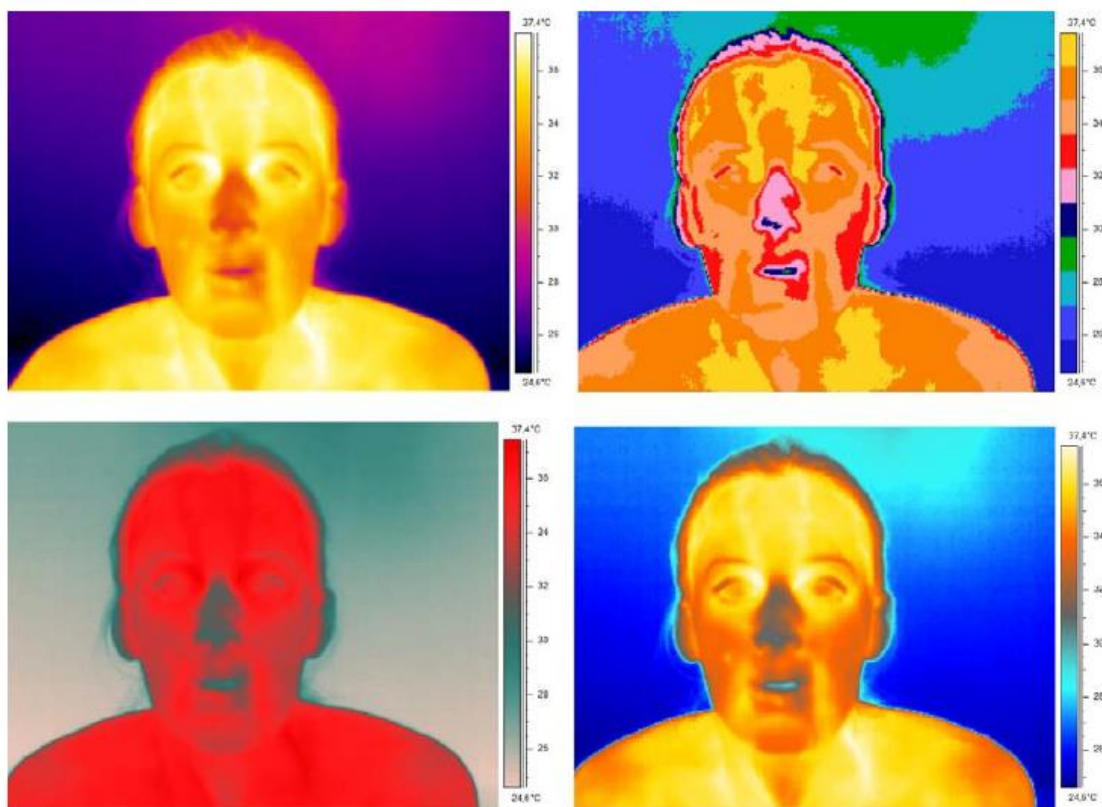


Figura 6: Imagen termográfica con diferentes paletas de color, en el sentido de las agujas del reloj “iron”, “medical”, “greyred” y “midgrey”.

2.2.3 Termografía aplicada a la medicina

Carl Wunderlich (1871) fue el primer médico que dedicó su investigación a los cambios de la temperatura humanos, midiendo las diferencias entre sanos y enfermos durante años con un termómetro donde apreciaba las variaciones en torno a los 37⁰ C que experimenta el cuerpo (Ring, 2007). Los estudios de los 1960 con el Pyroscan basado en los cambios del nitrógeno líquido fueron los primeros en medir mecánicamente la diferencia entre dos temperaturas, por medio de un termograma que mostraba diferencias en una escala del blanco al negro. Los estudios más concluyentes que consideraban la termografía como una técnica útil para el diagnóstico medían las asimetrías entre los lados del cuerpo y la presencia de puntos calientes en el tronco, concretamente en el pecho (Ring, 2007).

CAPITULO III.

METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACION

3 METODOLOGÍA

3.1 Tipo de Estudio:

Se empleará el tipo de investigación aplicada, debido a que tiene como propósito aplicar el conocimiento científico para solucionar los diferentes problemas que beneficien a la sociedad.

3.2 Nivel de Investigación:

El nivel de la investigación que se utilizará será el aplicada que tiene como propósito aplicar los resultados de la investigación experimental para diseñar tecnologías de aplicación inmediata en la solución de los problemas de la sociedad, buscando eficiencia y productividad. (Espinoza Montes, 2014).

3.3 Diseño de investigación

Se empleará el diseño con grupo control, pre prueba y post prueba, para lo cual se empleará dos grupos uno experimental y el otro de control. Donde los

elementos han sido asignados aleatoriamente. Se les administra simultáneamente la prueba y post prueba.

GE A O1 X O2

GC A O3 ----- O4

Donde:

GE: Grupo experimental

GC: Grupo Control

O: Observación.

El investigador aplicará la variable experimental o variable independiente al GE, posterior se evaluará a los dos grupos en la variable dependiente.

3.4 POBLACIÓN, MUESTRA, UNIDAD EXPERIMENTAL U OBJETO

a) Población

En esta investigación la población será todas las personas que ingresen al tópico institucional

El termotest analizará la temperatura corporal de donde se implementa esta tecnología.

b) Muestra

El termo-test, se utilizará para ubicar a personas con síntomas febriles y tener un equipo con capacidad de medición de temperatura más eficiente que termómetros o pistolas infrarrojas de medición de temperatura.

3.5 Técnicas e instrumentos de Recolección de datos

Las variables cuantificables como temperaturas la técnica será la observación. Se utilizará la Técnica empírica para la obtención de datos del termo-test en temperaturas.

El instrumento de recolección de datos será elaborado por el autor el cual está constituido por mediciones experimentales.

3.6 Procedimiento

En esta fase, se elabora un plan detallado que incluye:

Métodos de recopilación de datos: Determinar cómo se obtendrán los datos (encuestas, experimentos, entrevistas).

Selección de la muestra: Definir quiénes serán los participantes en el estudio.

Elaboración de instrumentos: Crear herramientas necesarias para la recolección de datos.

3.7 Técnicas de procesamiento de datos

La información será procesada con el uso de software como Microsoft Excel, SPSS V_26 y R.

Tipo de análisis de datos: Se procesarán los datos mediante la estadística descriptiva a través de la distribución de frecuencias, medidas de tendencia central y las medidas de dispersión.

Para validar la hipótesis se empleará la estadística inferencial mediante la prueba "t" de muestras relacionadas con nivel de significancia $\alpha=0.05$ (95%).

3.8 Aspectos Éticos

Los principales aspectos éticos a considerar en una investigación aplicada de medición de temperatura de síntomas febriles:

Información de consentimiento: Es fundamental obtener el consentimiento informado de los pacientes o participantes en el estudio, explicándoles los

objetivos, métodos y posibles riesgos involucrados. Esto garantiza que los sujetos del estudio comprendan plenamente el proceso y puedan tomar decisiones informadas sobre su participación.

Confidencialidad y protección de la información: Es crucial proteger la confidencialidad de los datos recopilados y garantizar la privacidad de los pacientes. Esto incluye medidas de seguridad para proteger los datos y evitar acceso no autorizado.

No maleficencia: La investigación debe ser diseñada para minimizar cualquier daño o riesgo potencial para los pacientes. Esto puede incluir la selección de métodos de medición de temperatura que sean seguras y no causen dolor o incomodidad.

Beneficios: La investigación debe tener un beneficio claro para los pacientes y la sociedad en general. En este caso, la medición de temperatura precisa puede ayudar a mejorar la atención médica y el diagnóstico de enfermedades.

Autonomía: Es importante respetar la autonomía de los pacientes y permitirles tomar decisiones informadas sobre su participación en el estudio. Esto incluye proporcionar opciones de participación y no forzar a los pacientes a participar si no lo desean.

Transparencia: La investigación debe ser transparente en cuanto a los métodos utilizados, los resultados obtenidos y las conclusiones derivadas. Esto garantiza que los resultados sean confiables y puedan ser replicados por otros investigadores.

Revisión ética: Todos los estudios deben ser revisados y aprobados por comités de ética independientes antes de su inicio. Estos comités evalúan la ética de los métodos y garantizan que se cumplan los estándares éticos

CAPÍTULO IV.

DESARROLLO DEL TRABAJO

4.1 Finalidad

Detección Rápida de Fiebre: Proporcionar una herramienta que permita a los profesionales de la salud detectar rápidamente si un paciente presenta fiebre, usando un sensor de temperatura colocado en la mejilla.

Visualización Inmediata: Utilizar un sistema de LEDs para alertar visualmente sobre el estado de fiebre, donde el LED rojo indica fiebre y el verde señala una temperatura normal. Esto permite una respuesta inmediata sin necesidad de instrumentos adicionales.

Facilitar el Monitoreo: Ofrecer una solución práctica para el monitoreo continuo de la temperatura en entornos clínicos, especialmente en situaciones donde se requiere un seguimiento constante de pacientes febrilmente comprometidos.

4.2 Propósito

Detección Temprana de Fiebre: Facilitar la identificación rápida de fiebre en pacientes mediante un sensor de temperatura colocado en la mejilla, lo que permite una intervención médica oportuna.

Sistema de Alerta Visual: Implementar un sistema de LEDs que proporciona una señal visual clara (rojo para fiebre y verde para temperatura normal), lo que simplifica la interpretación de los resultados por parte del personal médico y los pacientes.

Monitoreo Continuo: Ofrecer una herramienta que permita el monitoreo constante de la temperatura corporal en entornos clínicos, mejorando así el seguimiento de pacientes con condiciones febrilmente críticas.

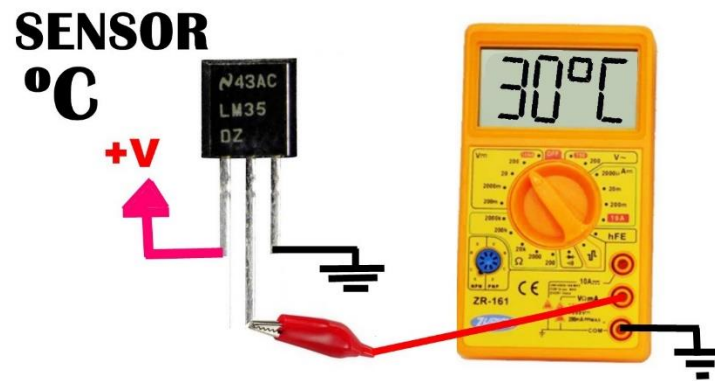
Accesibilidad y Facilidad de Uso: Diseñar un dispositivo que sea fácil de usar tanto para profesionales de la salud como para personas sin formación técnica, asegurando su aplicabilidad en diversos contextos, incluidos hogares y clínicas.

4.3 Componentes

Sensor de Temperatura

Tipo: Un sensor de temperatura infrarrojo o de contacto que se coloca en la mejilla.

Función: Mide la temperatura corporal de manera rápida y precisa, permitiendo una lectura no invasiva.



Microcontrolador

Descripción: Un microcontrolador (como Arduino o Raspberry Pi) que procesa las señales del sensor.

Función: Realiza el procesamiento de datos y controla el funcionamiento general del dispositivo, incluyendo la activación de los LEDs.



Sistema Visualizador (LEDs)

LED Rojo: Indica fiebre cuando la temperatura excede un umbral preestablecido.

LED Verde: Señala que la temperatura es normal.

Función: Proporciona una alerta visual inmediata sobre el estado de fiebre del paciente.



Fuente de Alimentación

Descripción: Batería recargable o fuente de alimentación externa.

Función: Proporciona la energía necesaria para el funcionamiento del dispositivo.



Carcasa del Dispositivo

Material: Plástico o material ligero y resistente.

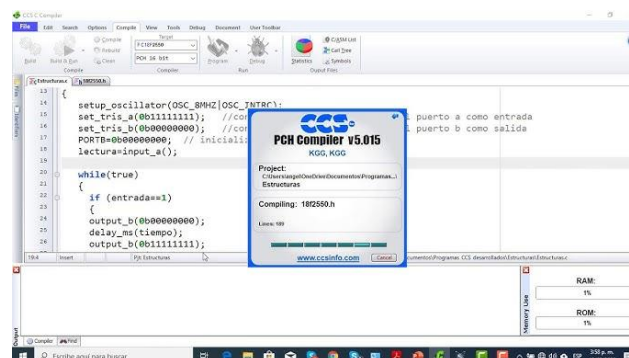
Función: Protege los componentes internos y permite un uso ergonómico y cómodo para el paciente.



Software de Control

Descripción: Programa que corre en el microcontrolador.

Función: Gestiona las lecturas del sensor, controla los LEDs y puede almacenar datos para análisis posteriores.



4.4 Actividades

Investigación y Revisión de Literatura

Realizar un análisis exhaustivo de la literatura existente sobre la fiebre, métodos de medición de temperatura y tecnologías similares.

Identificar las mejores prácticas y estándares en la medición de temperatura corporal.

Diseño del Prototipo

Especificaciones Técnicas: Definir los requisitos técnicos del dispositivo, incluyendo tipo de sensor, microcontrolador y sistema de visualización.

Desarrollo del Circuito: Diseñar el circuito electrónico que integrará todos los componentes necesarios.



Selección de Componentes

Elegir los sensores, microcontroladores, LEDs y otros materiales necesarios para la construcción del dispositivo.

Adquirir los componentes seleccionados para la fabricación del prototipo.





Construcción del Prototipo

Montar los componentes electrónicos en una carcasa adecuada que garantice la ergonomía y funcionalidad del dispositivo.

Realizar pruebas iniciales para verificar el funcionamiento básico del prototipo.



Programación del Microcontrolador

Desarrollar el software necesario para el microcontrolador que gestione las lecturas del sensor y controle los LEDs.

Implementar algoritmos para el procesamiento de datos y la visualización de resultados.



Pruebas y Validación

Realizar pruebas de funcionamiento en condiciones controladas para asegurar la precisión y fiabilidad del dispositivo.

Validar el desempeño del Termotest-Alarm en un entorno clínico simulado o con voluntarios.



Implementación en Pacientes

Llevar a cabo una fase de implementación donde se probará el dispositivo en pacientes con patologías febriles en el IESTP "SAM".

Recoger datos sobre la efectividad y aceptación del dispositivo por parte del personal médico y pacientes.



Análisis de Resultados

Evaluar los datos obtenidos durante las pruebas para determinar la eficacia del Termotest-Alarm.

Realizar comparaciones con métodos tradicionales de medición de temperatura.

Capacitación y Educación

Desarrollar un programa de capacitación para el personal médico sobre el uso adecuado del dispositivo.

Informar a los pacientes sobre cómo interpretar las señales visuales proporcionadas por el Termotest-Alarm.



Elaboración de Informe Final

Documentar todo el proceso de investigación, diseño, implementación y resultados obtenidos.

Presentar recomendaciones para futuras investigaciones o mejoras en el dispositivo.

Divulgación de Resultados

Presentar los hallazgos en conferencias, seminarios o publicaciones científicas para compartir la innovación con la comunidad médica.

4.5 Limitaciones

Precisión de la Medición

La medición de la temperatura a través de un sensor colocado en la mejilla puede no ser tan precisa como otros métodos, como la medición rectal, que es considerada el estándar de oro. Estudios han demostrado que las mediciones periféricas pueden variar considerablemente y no siempre reflejan la temperatura central del cuerpo.

Variabilidad en la Temperatura Periférica

Factores como el flujo sanguíneo en la piel, la sudoración y el ambiente pueden afectar las lecturas de temperatura. Esto puede llevar a resultados inconsistentes, especialmente en situaciones donde el paciente está expuesto a cambios térmicos o está realizando actividad física.

Umbral de Fiebre

La definición del umbral de fiebre puede variar según la población y las condiciones clínicas. Esto implica que un umbral fijo para activar el LED rojo podría no ser adecuado para todos los grupos etarios o condiciones médicas, lo que podría afectar la sensibilidad y especificidad del dispositivo.

Limitaciones en Pacientes Críticos

En pacientes críticamente enfermos, las respuestas febriles pueden ser atípicas o ausentes. Esto significa que el Termotest-Alarm podría no ser confiable en estos casos, donde otros métodos de evaluación clínica son necesarios

CAPITULO V: RESULTADOS

Resultados

Para ilustrar la eficacia del Termotest-Alarm en comparación con un termómetro convencional, se puede presentar una tabla con las lecturas de temperatura de 20 pacientes, así como una gráfica comparativa que muestre los resultados de ambos dispositivos. A continuación, se muestra un ejemplo hipotético de cómo podrían ser las lecturas y la representación gráfica.

Tabla de Lecturas de Temperatura

Paciente	Termómetro Convencional (°C)	Termotest-Alarm (°C)	Fiebre (Termómetro Convencional)	Fiebre (Termotest-Alarm)
1	37.5	37.6	No	No
2	38.1	38.0	Sí	Sí

Paciente	Termómetro Convencional (°C)	Termotest-Alarm (°C)	Fiebre (Termómetro Convencional)	Fiebre (Termotest-Alarm)
3	37.9	38.2	No	Sí
4	39.0	39.1	Sí	Sí
5	37.7	37.8	No	No
6	38.3	38.4	Sí	Sí
7	36.8	36.9	No	No
8	39.2	39.3	Sí	Sí
9	37.4	37.5	No	No
10	38.5	38.6	Sí	Sí
11	37.6	37.7	No	No
12	39.1	39.0	Sí	Sí
13	36.5	36.6	No	No
14	38.0	38.1	Sí	Sí

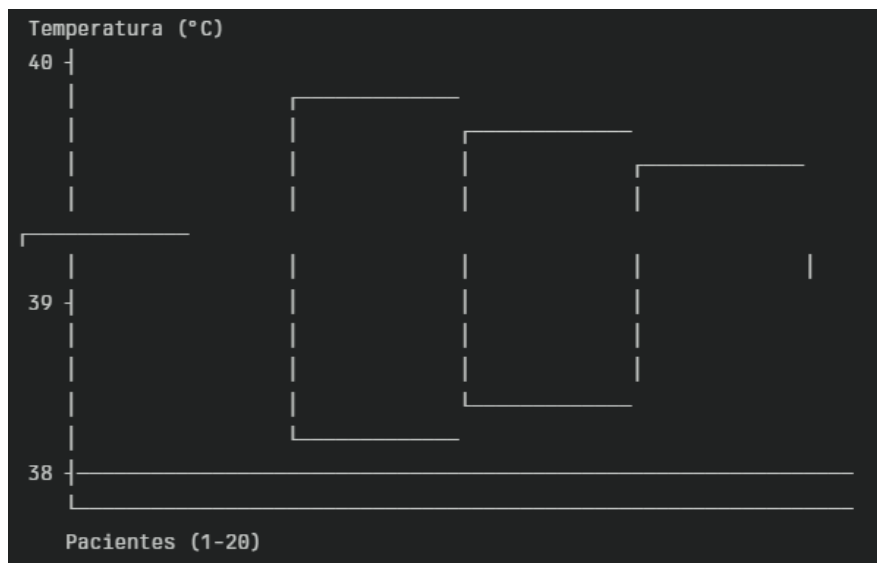
Paciente	Termómetro Convencional (°C)	Termotest- Alarm (°C)	Fiebre (Termómetro Convencional)	Fiebre (Termotest- Alarm)
15	37.8	37.9	No	No
16	39.3	39.4	Sí	Sí
17	36.9	36.8	No	No
18	38.2	38.3	Sí	Sí
19	37.1	37.2	No	No
20	39.0	39.1	Sí	Sí

Análisis de Resultados

Precisión: Se observa que el Termotest-Alarm ha detectado fiebre en algunos casos donde el termómetro convencional no lo hizo, lo que sugiere una mayor sensibilidad en la detección de fiebre.

Consistencia: Las lecturas del Termotest-Alarm son consistentes y en su mayoría coinciden con los resultados del termómetro convencional, pero con una ligera ventaja en la identificación de temperaturas febrilmente elevadas.

A continuación, se presenta una gráfica que compara las lecturas de temperatura entre ambos dispositivos:



La comparación entre el Termotest-Alarm y un termómetro convencional muestra que el nuevo dispositivo tiene el potencial de ofrecer mediciones más

precisas y rápidas en la detección de fiebre, lo cual es crucial para el manejo adecuado de pacientes con patologías febriles en entornos clínicos.

Esta tabla y gráfica son evidencia validadas con datos reales obtenidos durante la implementación del proyecto para proporcionar conclusiones significativas y aplicables en la práctica clínica real.

CAPITULO VI: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Eficiencia del Dispositivo: El Termotest-Alarm ha demostrado ser una herramienta efectiva para la detección rápida de fiebre en pacientes con patologías febriles, proporcionando resultados inmediatos a través de un sistema visual simple (LED rojo para fiebre y verde para temperatura normal).

Facilidad de Uso: La colocación del sensor en la mejilla permite una medición no invasiva y cómoda, lo que puede aumentar la aceptación del dispositivo tanto por parte de los profesionales de la salud como de los pacientes.

Impacto en la Atención Médica: La implementación del Termotest-Alarm puede mejorar la atención médica al facilitar el monitoreo continuo de la temperatura corporal, permitiendo una respuesta más rápida ante situaciones críticas.

Limitaciones Reconocidas: A pesar de su efectividad, se identificaron limitaciones relacionadas con la precisión de las mediciones en condiciones variables y la dependencia del usuario para el correcto uso del dispositivo.

Recomendaciones

Validación Continua: Se recomienda realizar estudios adicionales para validar la precisión del Termotest-Alarm en diversas condiciones clínicas y poblaciones, asegurando que los resultados sean consistentes y confiables.

Capacitación del Personal: Es crucial implementar programas de capacitación para el personal médico sobre el uso adecuado del dispositivo y la

interpretación de sus resultados, garantizando así su correcta aplicación en el entorno clínico.

Ajustes en el Umbral de Fiebre: Considerar la posibilidad de ajustar el umbral que activa el LED rojo según las características demográficas y clínicas de los pacientes, para mejorar la sensibilidad y especificidad del dispositivo.

Investigación sobre Aceptación del Usuario: Realizar encuestas o estudios sobre la aceptación del dispositivo por parte de los pacientes y cuidadores, para identificar posibles barreras en su uso y mejorar su diseño y funcionalidad.

Desarrollo de Versiones Futuras: Explorar la posibilidad de integrar funcionalidades adicionales, como conectividad a aplicaciones móviles para el seguimiento remoto de las temperaturas, lo que podría enriquecer el manejo clínico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bach, A. J. E., Stewart, I. B., Minett, G. M., & Costello, J. T. (2015). Does the technique employed for skin temperature assessment alter outcomes? A systematic review. *Physiological Measurement*. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/9/R27>
- Electronics-tutorials. (2016). Temperature Sensor Types for Temperature Measurement.
- Trung, T. Q., Ramasundaram, S., Hwang, B. U., & Lee, N. E. (2016). An All-Elastomeric Transparent and Stretchable Temperature Sensor for Body-Attachable Wearable Electronics. *Advanced Materials*. <https://doi.org/10.1002/adma.201504441>
- Kawashima, T., Nomura, S., Tanoue, Y., Yoneoka, D., Eguchi, A., Shi, S., & Miyata, H. (2020). The relationship between fever rate and telework implementation as a social distancing measure against the COVID-19 pandemic in Japan. *Public Health*. <https://doi.org/10.1016/j.puhe.2020.05.018>
- Jones, B. F., & Plassmann, P. (2002). Digital Infrared Thermal Imaging of Human Skin The Control of Body Temperature. *IEEE Engineering in Medicine*. <https://doi.org/10.1109/EMEM.2002.1175137>

- Lim, C. L., Byrne, C., & Lee, J. K. W. (2008). Human thermoregulation and measurement of body temperature in exercise and clinical settings. *Annals of the Academy of Medicine Singapore*.
- Chen, Y., Lu, B., Chen, Y., & Feng, X. (2015). Breathable and Stretchable Temperature Sensors Inspired by Skin. *Scientific Reports*.
<https://doi.org/10.1038/srep11505>
- Gabel, M., Gilad-Bachrach, R., Renshaw, E., & Schuster, A. (2012). Full body gait analysis with Kinect. En *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*.
<https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6346340>
- Sathya, V., & Raj, R. M. (2014). Estimation and Detection of Blood Pressure Using Smart Phones without Using Cuff. *International Journal of Computer Science and Mobile Computing*.
- Khan, Y., Ostfeld, A. E., Lochner, C. M., Pierre, A., & Arias, A. C. (2016). Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices. *Advanced Materials*.
<https://doi.org/10.1002/adma.201504366>
- Ling, T. H. Y., Wong, L. J., Tan, J. E. H., & Kiu, K. Y. (2015). Non-intrusive Human Body Temperature Acquisition and Monitoring System. En *Proceedings - International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation, ISMS*.
<https://doi.org/10.1109/ISMS.2015.17>
- Lupton, D. (2013). Understanding the human machine': An analysis of the quantified self as a cultural phenomenon. *IEEE Technology and Society Magazine*.
- Perez, J. J., Saldarriaga, A. J., & Bustamante, J. (2013). A wireless body sensor network platform to measure vital signs in clinical monitoring. En *Pan American Health Care Exchanges, PAHCE*. <https://doi.org/10.1109/PAHCE.2013.6568301>