

T.M/621.38/T41

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL CALLAO

ESCUELA DE POSGRADO

**UNIDAD DE POSGRADO DE LA FACULTAD
DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA**



**“MÉTODO NO INVASIVO DE
DETECCIÓN DE PATOLOGÍAS CON
TERMOGRAFÍA INFRARROJA”**

**TESIS PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA
CON MENCIÓN EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**AUTORES: NELLY LUZ TERUKINA OSHIRO
FERNANDO TANAKA TAKASHIGUE**

**Callao 2016
PERÚ**

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO

MIEMBROS DEL JURADO

| | | |
|----------------|-------------------------------------|-------------------|
| DOCTOR | : CIRO ITALO TERÁN DIANDERAS | PRESIDENTE |
| DOCTOR | : MARCELO NEMESIO DAMAS NIÑO | SECRETARIO |
| DOCTOR | : JUAN HERBER GRADOS GAMARRA | MIEMBRO |
| MAESTRO | : ARMANDO PEDRO CRUZ RAMÍREZ | MIEMBRO |
| MAESTRO | : JACOB ASTOCONDOR VILLAR | ASESOR |

N° DE LIBRO : 01

FOLIO : 040

FECHA DE APROBACIÓN : abril 22, 2016

RESOLUCIÓN DIRECTORAL : 030-2016-UPG-FIEE

DEDICATORIA

A DIOS Y A MI FAMILIA

Dedicamos el éxito de esta investigación a Dios, a nuestros padres y a nuestros hijos Rocío y Ricardo quienes siempre han estado con nosotros y a nuestros amigos por su apoyo incondicional, que no nos dejaron desfallecer para así poder llevar a cabo la culminación de este proyecto.

AGRADECIMIENTO

Deseamos expresar de todo corazón nuestros más sinceros agradecimientos a todas aquellas personas que nos brindaron su apoyo incondicional y su valiosa amistad durante la realización de esta investigación.

A Dios, por darnos la oportunidad de compartir nuestras vidas y regalarnos a nuestra familia, por estar con nosotros en cada paso que damos, por fortalecer nuestros corazones y por haber puesto en nuestro camino a aquellas personas que han sido nuestros ángeles.

A nuestros padres, por darnos la vida, querernos mucho y sacrificarse por nosotros.

A nuestros queridos hijos Rocío y Ricardo, por su paciencia y comprensión y por querernos y apoyarnos siempre, esto también se los debemos a ustedes.

A todos nuestros amigos, por compartir los buenos y malos momentos y darnos su voz de aliento cuando estábamos a punto de desfallecer.

A todos nuestros maestros, por brindarnos una oportunidad, por sus valiosos aportes, y por los lazos de amistad que nos unen.

“MÉTODO NO INVASIVO DE DETECCIÓN DE PATOLOGÍAS CON TERMOGRAFÍA INFRARROJA”

ÍNDICE

CARÁTULA

HOJA DE RESPETO

HOJA DE REFERENCIA DEL JURADO Y APROBACIÓN

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

| | |
|--------------------------|---|
| ÍNDICE | 1 |
| LISTADO DE FIGURAS | 4 |
| LISTADO DE TABLAS..... | 6 |
| RESUMEN | 7 |
| ABSTRACT..... | 9 |

CAPÍTULO I

| | |
|--|----|
| 1.- PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN..... | 11 |
| 1.1.- Identificación del problema..... | 14 |
| 1.2.- Formulación del problema..... | 16 |
| 1.3.- Objetivos de la investigación..... | 18 |
| 1.4.- Justificación | 18 |

CAPÍTULO II

| | |
|--------------------------------------|----|
| 2.- MARCO TEÓRICO..... | 21 |
| 2.1.- Antecedentes del estudio | 21 |
| L El fundamento ontológico..... | 23 |
| L El fundamento epistemológico..... | 23 |

| | | |
|-------|---------------------------------|----|
| L | El fundamento metodológico..... | 23 |
| 2.2.- | Definición de términos..... | 36 |

CAPÍTULO III

| | | |
|-------|---|----|
| 3.- | VARIABLES E HIPÓTESIS..... | 50 |
| 3.1.- | Definición de las variables..... | 50 |
| 3.2.- | Operacionalización de las variables | 50 |
| 3.3.- | Hipótesis general e hipótesis específica..... | 51 |

CAPÍTULO IV

| | | |
|-------|--|----|
| 4.- | METODOLOGÍA..... | 52 |
| 4.1.- | Tipo de investigación..... | 52 |
| 4.2.- | Diseño de la investigación..... | 52 |
| 4.3.- | Población y muestra | 57 |
| 4.4.- | Técnicas e instrumentos de recolección de datos..... | 57 |
| 4.5.- | Procesamiento de recolección de datos | 58 |
| 4.6.- | Procesamiento estadístico y análisis de datos | 58 |

CAPÍTULO V

| | | |
|-------|--|-----|
| 5.- | RESULTADOS | 140 |
| 5.1.- | Resultados de la primera etapa | 142 |
| 5.2.- | Resultados de la segunda etapa..... | 148 |
| 5.3.- | Resultados de la tercera etapa | 149 |
| 5.4.- | Resultados de la cuarta etapa, el método no invasivo de detección de patologías con termografía infrarroja | 154 |

CAPÍTULO VI

| | | |
|-------|--|-----|
| 6.- | DISCUSIÓN DE RESULTADOS..... | 169 |
| 6.1.- | Contrastación de hipótesis con los resultados | 170 |
| 6.2.- | Contrastación de resultados con otros estudios similares | 172 |

CAPÍTULO VII

| | |
|-----------------------|-----|
| 7.- CONCLUSIONES..... | 174 |
|-----------------------|-----|

CAPÍTULO VIII

| | |
|---------------------------|-----|
| 8.- RECOMENDACIONES | 175 |
|---------------------------|-----|

CAPÍTULO IX

| | |
|-------------------------------------|-----|
| 9.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 176 |
|-------------------------------------|-----|

| | |
|--------------|-----|
| ANEXOS | 184 |
|--------------|-----|

| | |
|---------------------------------|-----|
| A.- Matriz de consistencia..... | 185 |
|---------------------------------|-----|

| | |
|-----------------------------------|-----|
| B.- Consentimiento informado..... | 186 |
|-----------------------------------|-----|

| | |
|---|-----|
| C.- Certificado de la cámara usada para pruebas propias | 189 |
|---|-----|

| | |
|---|-----|
| D.- Especificaciones técnicas de la cámara termográfica SATIR | 191 |
|---|-----|

| | |
|--|-----|
| E.- Plano de consultorio sugerido con medidas mínimas..... | 194 |
|--|-----|

| | |
|---|-----|
| F.- Código MATLAB de ayuda diagnóstica..... | 195 |
|---|-----|

LISTADO DE FIGURAS

| | | |
|----------------|---|-----|
| FIGURA N° 1.1 | : Diferentes métodos existentes de detección imágenes ... | 14 |
| FIGURA N° 1.2 | : Imagen normal y patológica | 17 |
| FIGURA N° 2.1 | : Anatomía del músculo esquelético | 34 |
| FIGURA N° 2.2 | : Termografía de zonas músculo esqueléticas | 35 |
| FIGURA N° 2.3 | : Desarrollo tumoral | 36 |
| FIGURA N° 2.4 | : Tipos de angiogénesis | 38 |
| FIGURA N° 2.5 | : Espectro electromagnético | 39 |
| FIGURA N° 2.6 | : Diferentes tipos de paletas | 44 |
| FIGURA N° 2.7 | : Distribución de la temperatura en un rostro | 47 |
| FIGURA N° 2.8 | : Paleta hierro, paleta arcoiris | 48 |
| FIGURA N° 2.9 | : Cámara termográfica | 49 |
| FIGURA N° 4.1 | : Cuatro angiomas plantares por Attiger | 88 |
| FIGURA N° 4.2 | : Clasificación conceptual de los patrones termográficos con 20 categorías diferentes | 89 |
| FIGURA N° 4.3 | : Perfil de temperatura para un tumor aislado del cuerpo, durante 100 segundos | 104 |
| FIGURA N° 4.4 | : Fantomas de agar | 106 |
| FIGURA N° 4.5 | : Fantomas con el foco simulando la patología | 107 |
| FIGURA N° 4.6 | : Cámara termográfica usada para las pruebas | 108 |
| FIGURA N° 4.7 | : Esquema gráfico del procedimiento de la toma termográfica | 110 |
| FIGURA N° 4.8 | : Pantalla principal del software aplicativo de SATIR | 134 |
| FIGURA N° 4.9 | : Pantalla con algunas iniciaciones de las características y ayudas del software aplicativo de SATIR | 135 |
| FIGURA N° 4.10 | : Pantalla con cuadro de distribución de temperatura | 136 |
| FIGURA N° 4.11 | : Diagrama del código | 137 |
| FIGURA N° 4.12 | : Pantalla principal | 138 |
| FIGURA N° 4.13 | : Pantalla de selección de promedio de la temperatura | 138 |
| FIGURA N° 4.14 | : Pantalla de selección de un sector de temperatura | 139 |
| FIGURA N° 5.1 | : Termografía de la planta de los pies | 146 |
| FIGURA N° 5.2 | : Termografía de mamas | 148 |

| | |
|---|-----|
| FIGURA N° 5.3 : Fantomas con foco simulando patología | 149 |
| FIGURA N° 5.4 : Prueba abdomen | 150 |
| FIGURA N° 5.5 : Prueba pies | 150 |
| FIGURA N° 5.6 : Mamas con intervención quirúrgica anterior | 151 |
| FIGURA N° 5.7 : Detalle de mamas con intervención quirúrgica anterior ... | 151 |
| FIGURA N° 5.8 : Mamas con cirugía de extracción de tumor | 151 |
| FIGURA N° 5.9 : Mamas sin patologías | 152 |
| FIGURA N° 5.10 : Afección lumbar | 152 |
| FIGURA N° 5.11 : Pies diabéticos | 153 |
| FIGURA N° 5.12 : Ejemplos de camillas | 163 |
| FIGURA N° 5.13 : Plano del consultorio sugerido con medidas mínimas | 164 |
| FIGURA N° 5.14 : Diagrama de flujo del método no invasivo para la detección de patologías con termografía infrarroja | 165 |
| FIGURA N° 5.15 : Ejemplos de posturas recomendadas para las tomas | 166 |
| FIGURA N° 5.16 : Pantalla aplicativa | 168 |

LISTADO DE TABLAS

| | | |
|--------------|---|-----|
| TABLA N° 2.1 | : Microbolómetro de la cámara termográfica | 45 |
| TABLA N° 2.2 | : Ejemplo de emisividad | 46 |
| TABLA N° 4.1 | : Cambios encontrados utilizando diferentes métodos de análisis de esta investigación, resultados | 66 |
| TABLA N° 4.2 | : Hallazgos patológicos significativos para 94 biopsias de lesiones | 71 |
| TABLA N° 4.3 | : Sensibilidad y especificidad de los tres modos de la Sentinel Breastscan | 72 |
| TABLA N° 4.4 | : Comparación de la mamografía, la ecografía, y la termografía en el diagnóstico de cáncer de mama, (N = 2,036) | 75 |
| TABLA N° 4.5 | : Comparación de la mamografía, la ecografía, y la termografía en el diagnóstico de cáncer de mama, lesiones < 2cm diámetro (N=853) | 76 |
| TABLA N° 5.1 | : Cuadro de aplicaciones patológicas | 143 |
| TABLA N° 5.2 | : Condiciones que afectan, exactitud, precisión y capacidad de respuesta de las medidas de temperatura | 161 |

RESUMEN

La presente tesis es un estudio sobre el uso de imágenes termográficas para complementar la evaluación de diagnóstico temprano de lesiones o patologías. Las zonas o regiones de interés que pueden asociarse a fenómenos fisiológicos o patológicos, presentan temperaturas uniformes respecto a la zona adyacente. Estas zonas son de interés en el diagnóstico médico tanto para evaluar la evolución temporal en un mismo paciente o para analizar la diferencia frente a patrones predefinidos.

El método utilizado es científico, descriptivo, experimental y transversal; se seleccionan los cuestionamientos y se resuelven independientemente cada uno de ellos, se presentan estudios y resultados de la aplicación de estas técnicas sobre un conjunto de imágenes. Del punto de vista médico, una lesión o una patología generalmente tiene una relación con problemas del flujo sanguíneo, las que se relacionan con la variación de temperatura en la superficie de la piel. Por ello, las imágenes térmicas pueden mostrar gráficamente funciones fisiológicas que estén relacionadas con cambios de temperatura, permitiendo la detección de lesiones antes de que sean clínicamente evidentes.

Finalmente, la termografía infrarroja en el área del diagnóstico con imágenes presenta ventajas sobre técnicas convencionales como la no invasividad al momento de la toma. En esta investigación se ha realizado una recopilación descriptiva de la información de los estudios realizados

de diversas investigaciones referente al uso de imágenes térmicas en medicina y se han realizado pruebas de casos propios, a fin de poder verificar la viabilidad de la aplicación de la termografía infrarroja como ayuda de diagnóstico y su eficacia de ser una herramienta de aplicación general.

ABSTRACT

This thesis presents a study on the use of thermal images to complement the evaluation of early diagnosis of injuries or diseases. Areas or regions of interest that can be associated to physiological or pathological phenomena present uniform temperature with respect to the surrounding area. These areas are important in medical diagnostics either to evaluate the temporal evolution in the same patient or to analyze the difference from predefined patterns.

The method is scientific, descriptive, experimental and transversal; the questions are selected and independently resolve each, studies and results of the application of these techniques on a set of images are presented. Since medical appreciation, injury or condition generally has a relationship with problems of blood flow, which are related to the temperature variation in the skin surface. Therefore, thermal images can graphically display physiological functions that are related to changes in temperature, allowing the detection of lesions before they are clinically evident.

Finally, thermography in the area of diagnostic images has advantages over conventional techniques such as non-invasiveness when shooting. This research was performed a descriptive compilation of information from various research studies regarding the use of thermal imaging in medicine and tests they have been conducted own cases, in order to verify the

feasibility of the application of thermography as diagnostic aid and its effectiveness as a tool of general application.

CAPÍTULO I

1.- PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

La evolución de los avances tecnológicos de los sensores infrarrojos, el procesamiento de la imagen, el desarrollo de algoritmos y bases de datos y la integración de los sistemas, ha dado lugar a la posibilidad de nuevos métodos de análisis, investigación y ayudas de diagnóstico; dentro de ellos se presenta la posibilidad del uso de imágenes médicas con tecnología infrarroja.

El desarrollo de cámaras infrarrojas con arreglos de plano focal que no requieren refrigeración añaden una nueva dimensión a esta posible modalidad, nuevos materiales para el detector con sensibilidad térmica mejorada ya se encuentran disponibles. De tal forma que el avance en la tecnología de lectura de las imágenes térmicas mediante circuitos utilizando el procesamiento de señal en la actualidad, es posible; estos avances permiten utilizar cámaras termográficas de forma amigable con sistemas de bajo costo relativo a tecnologías similares anteriores y con alta sensibilidad térmica y una resolución espacial de 8 y las 14 micras.

Otro factor importante es el creciente interés en el desarrollo de algoritmos de procesamiento de imágenes para mejorar la interpretación de firmas térmicas.

En el área clínica, recientes investigaciones abordan los temas claves de la sensibilidad y especificidad de diagnóstico de imágenes por infrarrojos,

se están realizando esfuerzos para lograr la interpretación de datos clínicos cuantitativos en los procedimientos de diagnóstico estandarizados.

Para este fin, los protocolos clínicos destacan nuevos conceptos como la imagen térmica dinámica y el mapeo de texturas térmicas. Si bien las imágenes termográficas aparecieron en escena desde hace varios años como una herramienta de aplicación en entornos industriales y militares, sus aplicaciones en medicina son incipientes y recién están comenzando a explorarse. No obstante, presentarían un campo de acción potencialmente muy grande, ya que representa una técnica no invasiva y que no está basada en radiaciones ionizantes.

La termografía en si es una técnica de imagen que emplea detectores sensibles al rango infrarrojo para generar un mapa térmico de un objeto, al captar su emisión de calor. Su uso en el caso biomédico podría extenderse a todas las zonas del cuerpo que no pueden ser expuestas directamente a la radiación para obtener una imagen. En el ámbito médico, específicamente en el área del diagnóstico por imágenes, la termografía presenta algunas ventajas sobre técnicas convencionales como la no invasividad al momento de la captura, la velocidad y simpleza del proceso de adquisición de la imagen y el bajo costo relativo de su utilización comparado con otras tecnologías de imágenes. A partir de dichas ventajas y el amplio rango de aplicaciones que se presentarían, nace la inquietud de aplicar técnicas de procesamiento de imágenes

convencionales y la posibilidad de desarrollar otras que generarían un aporte extra que asistirá al especialista en su diagnóstico.

Pueden encontrarse en la literatura antecedentes recientes de aplicaciones exitosas en los sistemas empleados en aeropuertos para la detección de personas con patrones febriles, indicadores de enfermedades infectocontagiosas como la influenza AH1N1, influenza aviar y otras desde el punto de vista médico, como veremos en la presente investigación, que una lesión o patología está relacionada con variaciones de flujo sanguíneo las cuales impactan directamente sobre la temperatura de la superficie de la piel lo cual significa que las imágenes térmicas pueden mostrar gráficamente, en imágenes las funciones fisiológicas que están relacionadas con cambios de temperatura, lo cual tiene un beneficio inmediato como la detección de lesiones antes de que sean clínicamente evidentes.

FIGURA N° 1.1
DIFERENTES MÉTODOS EXISTENTES DE DETECCIÓN DE IMÁGENES

IMAGEN MRI



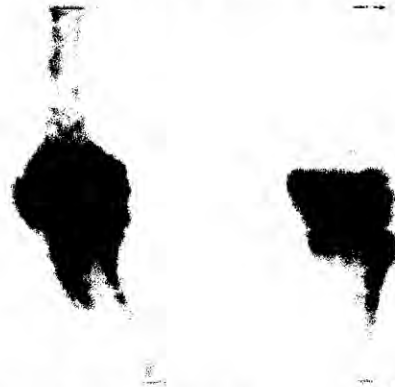
ULTRASONIDO



RAYOS X



RAYOS GAMA



Fuente: Infrared thermal imaging in medicine

1.1.- Identificación del problema

Se buscó una mejor alternativa en la ayuda diagnóstica que permita detectar patologías tempranamente, frente a los procedimientos que ya existen, de aquí surgió la siguiente pregunta que determinó el problema:

¿Se requieren de aplicaciones en la medicina que contribuyan a la detección temprana de patologías de forma no invasiva o rápida como posibilidad de pre diagnóstico?

La respuesta fue sí; sí se requieren otros métodos que permitan poder realizar la detección de patologías en regiones anatómicas que no deben exponerse a situaciones invasivas o de nivel de riesgo controlado como rayos X u otros como método de obtención de imagen, o en aquellos casos donde la imagen de otros métodos resulta insuficiente o se pudiera tener de forma inmediata o rápida como posibilidad de pre-diagnóstico; por ejemplo, en zonas extremadamente sensibles a la radiación como los aparatos reproductivos (testículos, ovarios), tiroides, retina y glándulas mamarias, que pueda ser útil para el seguimiento de mujeres que estén cursando embarazos, donde por ejemplo las mamas sufren cambios constantemente y sólo puede recurrirse a la ecografía mamaria para diagnóstico, a pesar de las limitaciones de esta técnica basada en ultrasonidos, o como una alternativa de un posible pre diagnóstico rápido que ayude al médico en la determinación de un procedimiento para el diagnóstico final .

Se planteó entonces cómo realizar la detección temprana de estas patologías y otras posibles alteraciones, de forma alternativa con el uso de una técnica avanzada sin ser invasivo.

1.2.- Formulación del problema

La detección temprana es fundamental en muchos casos para evitar la indicación diagnóstica de un procedimiento que tenga un grado o nivel invasivo que perturbe al paciente, es mejor tener un procedimiento alternativo que detecte alguna patología que permita luego recomendar un procedimiento de diagnóstico convencional si fuese necesario; la termografía posee ventajas sobre estas técnicas convencionales, tales como no irradiar al paciente y no necesitar un contacto directo con la zona o área bajo estudio y tomar la imagen, lo cual conlleva a la reducción de los tiempos de estudio y a un mayor confort para el paciente.

De aquí formulamos el problema principal:

Para ello nos preguntamos ¿De qué manera el método no invasivo de la termografía infrarroja interviene en la ayuda a la detección temprana de patología?

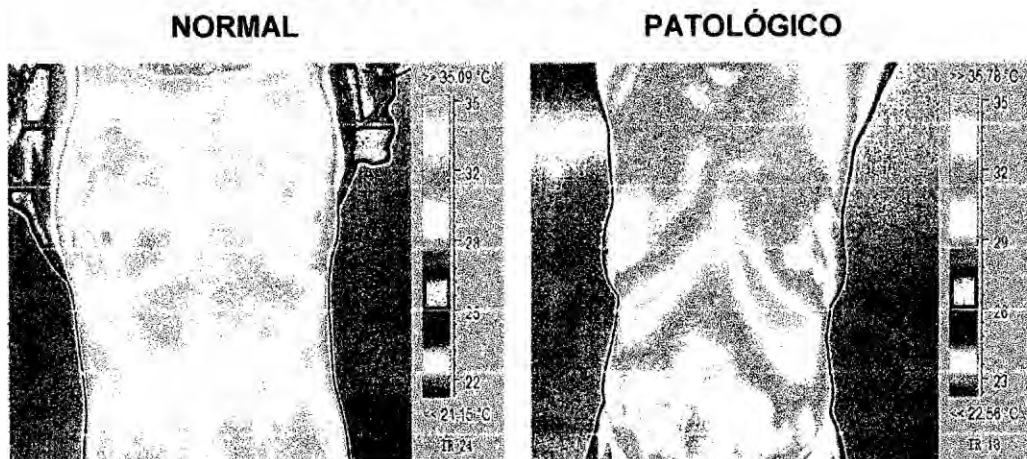
Entonces, el problema principal quedó formulado del modo siguiente: ¿De qué manera el método no invasivo ayuda a la detección temprana de patologías?

Este planteamiento del problema principal tiene su base en los parámetros de imagen, ya que la imagen térmica podía ser mucho menos sensible a la borrosidad cinética ocasionada por los movimientos del paciente y también a la presencia de artefactos, en virtud de la propia naturaleza de la formación de la imagen térmica.

En cuanto a la resolución, las dimensiones de la imagen adquirida son muy importantes. Así como la resolución en temperatura, dado que es necesario contar con una resolución mínima en términos de grados de temperatura, considerando que es necesario un factor de emisividad para la piel del cuerpo humano, el que se analizó y se determinó.

Un ejemplo de lo que son las imágenes térmicas.

FIGURA N° 1.2
IMAGEN NORMAL Y PATOLÓGICA



Fuente propia

Las imágenes infrarrojas para uso médico es una metodología con tecnología multidisciplinaria y debe incluir a expertos de campos muy diferentes: ingenieros electrónicos, médicos, tecnólogos, etc.

Por lo que surgió la siguiente pregunta para poder formular el problema específico: ¿Cómo ayudarían las imágenes termográficas al diagnóstico?

Las imágenes infrarrojas para uso médico es una tecnología aplicada en una metodología no invasiva de diagnóstico rápido, alternativo que se

puede decir que exige una participación multidisciplinaria (médicos, tecnólogos, ingenieros electrónicos, ingenieros biomédicos) y debe incluir a expertos de campos muy diferentes en su desarrollo si se quiere explotar su potencial en su totalidad.

Por lo que el problema específico quedaría formulado del modo siguiente:

¿Cómo ayudan al diagnóstico de patologías el método no invasivo con el uso de las imágenes de la termografía infrarroja?

1.3.- Objetivos de la investigación

Objetivo general: Desarrollar una metodología no invasiva para la detección de patologías.

Objetivo específico: Aplicar la tecnología de la termografía infrarroja analizando las imágenes termográficas como alternativa adicional de diagnóstico que de una manera ordenada pueda realizar la detección temprana de patologías de forma no invasiva.

1.4.- Justificación

El resultado final de esta investigación es una nueva herramienta en la lucha por el bienestar de la salud de las personas mediante la detección temprana de patologías, de manera no invasiva o mínimamente invasiva

con un gran beneficio para el paciente, dado que la formación de imágenes por infrarrojos no implica el uso de radiación ionizante, acceso venoso, u otros procedimientos convencionales que son invasivos, por lo tanto, el examen no representaría ningún daño para el paciente.

La metodología es también una ayuda pre diagnóstica para el médico que le permite mediante las imágenes térmicas tener una idea preliminar de la patología o enfermedad que puede tener el paciente.

Esta metodología clasificaría como una tecnología de imagen funcional, esto porque proporcionará información sobre el funcionamiento fisiológico normal y anormal de los sistemas nerviosos sensoriales, simpáticas, sistema vascular, procesos locales inflamatorios, sistemas esqueléticos y patologías en general que se afecten por la vascularización o angiogénesis.

- **Limitaciones y facilidades**

Dado que esta Tesis es una investigación científica, descriptiva, experimental y transversal, la presente investigación está limitada del modo siguiente:

En la parte descriptiva se limita a la recopilación y análisis de la información de investigaciones y pruebas realizadas por otras investigaciones existentes, y del estado del arte actual de la tecnología de termografía infrarroja llevada a su aplicación médica. En la parte experimental se desarrolló un trabajo de pruebas propias que estuvo

limitado por la cantidad de pacientes para las pruebas y los tipos de patologías, debido a la parte financiera por los costos del equipamiento requerido y de los procedimientos y en la parte transversal el límite fue el tiempo de investigación .

CAPÍTULO II

2.- MARCO TEÓRICO

2.1.- Antecedentes del estudio

La asociación entre los cambios en la temperatura y la enfermedad es casi tan antigua como la propia medicina.

En el año 480 aC, en los escritos de Hipócrates se registra el uso del diagnóstico termo-biológico: observó una suspensión de lodo repartidas en el cuerpo de un paciente, las áreas que se secaban primero, de tal forma que indicaba una patología en el órgano subyacente. Continuó con la investigación y sus observaciones clínicas demostraron que ciertas temperaturas relacionadas con el cuerpo humano eran de hecho un indicativo de la normalidad y de los procesos fisiológicos anormales.

Hipócrates dijo: "debe estar una parte del cuerpo más caliente o más frío que el resto, a continuación, la enfermedad está presente en esa parte".

En la década de 1950, la investigación militar en los sistemas de vigilancia por infrarrojos para movimiento de tropas nocturnas marcó el comienzo de una nueva era en la tecnología IR. Una vez desclasificado a mediados de 1950, la tecnología de imagen infrarroja fue puesta a disposición con fines comerciales, en un principio para aplicaciones industriales.

En 1956, se produjo el primer uso de diagnóstico utilizando la diferencia de temperatura, cuando Lawson descubrió que la temperatura de la piel

con un cáncer en la mama era mayor que la normal. También demostró que la sangre venosa que va al tumor a menudo era más caliente que su suministro arterial. Esta investigación si bien se realizó aplicando instrumental de contacto demostró la posibilidad de la relación temperatura y la patología.

Dada la investigación innovadora de Lawson, esta base se ha utilizado de forma tímida durante más de 40 años como un procedimiento de detección complementario en la evaluación de la mama. Con el tiempo los avances significativos que se han logrado en los sistemas de detección de infrarrojos y la aplicación de un sofisticado procesamiento de imagen computarizada, para sus aplicaciones convencionales de forma inicial en la industria, permiten que esta tecnología sea revisada desde ese entonces, lográndose un progreso considerable en los últimos 20 años en el desempeño de equipos de imagen infrarrojos haciéndolos prácticos, simples, amigables, haciendo posible el encaminamiento hacia una estandarización de la técnica y de los posibles protocolos clínicos para la formación de imágenes térmicas. Los mecanismos fisiológicos de la distribución de la temperatura sobre la superficie del cuerpo están ahora mejor estudiados, dando lugar a la posibilidad de más pruebas de la exactitud del diagnóstico de formación de imágenes térmicas en los trastornos definidos.

- **El fundamento ontológico**

Se desarrolló la aplicación de un método que permite que los pacientes tengan facilidades para realizar sus pruebas de forma sencilla y cómoda, reduciendo los posibles efectos colaterales a los pacientes, que se presentará como este método alternativo a los métodos convencionales existentes.

- **El fundamento epistemológico**

Se desarrolló el método del procedimiento de toma de imágenes térmicas para detección de las patologías que permite tener una temperatura diferenciada, entre las partes del cuerpo del paciente.

- **El fundamento metodológico**

Se determinó el procedimiento aplicando las técnicas de termografía infrarroja como técnica de detección de patologías, aprovechando la emisión de calor del cuerpo y la irrigación de los agentes patógenos con temperatura diferenciada, recolectando información de pruebas realizadas por investigadores del tema y documentadas y comparándolas con otras pruebas y procedimientos de aplicación de esta tecnología, para encontrar un procedimiento que permitió la aplicación de la tecnología como soporte o alternativa u otros medios de detección de patologías, para ser aplicadas en el país.

Antecedentes históricos

Herschel descubrió la radiación infrarroja haciendo pasar la luz solar a través de un prisma y midiendo la temperatura en los distintos colores obtenidos con un termómetro de mercurio y observó que la temperatura aumentaba cuando colocaba el termómetro más allá de la zona correspondiente a la luz roja en una zona que denominó como "calor negro".

El "calor negro" era la región del espectro electromagnético que actualmente se conoce como radiación infrarroja y se sabe que se trata de una radiación electromagnética. El espectro en que se encuentran los rayos infrarrojos es el electromagnético dentro de las longitudes de onda de 0,7 micras a 1000 micras

Los cuerpos en general cuando se encuentran por encima del cero absoluto, producen radiación infrarroja que es calor. Cuando más alta es la radiación, mayor es la temperatura del cuerpo. La radiación infrarroja es invisible al ojo humano y su rango en el espectro electromagnético esta entre la luz visible y las microondas. Por lo que se puede decir que la longitud de onda de los infrarrojos se encuentra entre las 0,7 y las 1000 micras. Las cámaras termográficas operan en el rango denominado infrarrojo térmico, que es donde se radian los niveles de temperaturas más comunes esto es entre 8 y 14 micras, que equivale a temperaturas que están aproximadamente entre los -20 y 350°C.

La ley de Stefan-Boltzmann, también conocida como la Ley de Stefan, establece que la energía radiada total por unidad de superficie de un cuerpo negro por unidad de tiempo (irradiación de cuerpo negro), es directamente proporcional a la cuarta potencia de su temperatura absoluta. Esta ley se puede expresar matemáticamente como:

$$E = \sigma \times T^4$$

Donde:

E = Radiación emitida total en W/m^2 .

$\sigma = 5.6697 \times 10^{-8} W m^{-2} K^{-4}$ (Constante de Stefan-Boltzmann).

T = Temperatura absoluta del materia emisor en grados Kelvin.

La piel humana emite radiación infrarroja principalmente en el rango de longitud de onda con una media de pico a 9-10 micras, se ha encontrado que aproximadamente el 90% de la radiación infrarroja emitida en los seres humanos estaría en estas longitudes de onda, este dato es importante al momento de definir las características técnicas de la cámara termográfica.

Las cámaras termográficas

Las cámaras termográficas son equipos que detectan imágenes térmicas o firmas térmicas en la banda de la longitud de onda infrarroja sin contacto directo con el sujeto u objeto observado.

Los primeros equipos de cámaras termográficas se conocieron como detectores fotoconductores. A partir de 1916, el investigador Theodore Case realizó experimentos con los detectores para producir una señal que permitiera la interacción directa con fotones en vez de calor, lo que llevó a que finalmente obtuviera un detector fotoconductor más rápido y sensible. La tecnología termográfica por los años cuarenta hasta los cincuenta, el desarrollo fue para cumplir básicamente un rol militar con sus requisitos en un número creciente de aplicaciones.

Durante la Segunda Guerra Mundial se vieron los inicios de las técnicas modernas de la aplicación infrarroja. Los éxitos en la aplicación de tecnología de infrarrojos para situaciones como la percepción lejana ha sido realizable por el desarrollo oportuno de los detectores de infrarrojos de gran rendimiento de más de cincuenta años.

El mayor tiempo de investigación se ha dedicado para cumplir con las necesidades militares, pero actualmente otras aplicaciones se han incluido de forma sistemática, especialmente en la última parte del siglo XX. En las se pueden incluir, la industria, el área médica y la conservación de la energía.

Los científicos alemanes descubrieron que al enfriar el detector fotoconductor se mejoraba el rendimiento general del mismo.

No fue hasta los años sesenta en que la termografía se comenzó a utilizar en aplicaciones no militares. Aunque los primeros sistemas de termografía eran grandes, muy lentos en la adquisición de datos y de baja resolución,

se utilizaron mayormente en aplicaciones industriales, como en la inspección de sistemas de transmisión y distribución eléctrica. Como consecuencia de las aplicaciones militares, dieron lugar a los primeros sistemas portátiles, que podemos emplear hoy en aplicaciones como el diagnóstico de edificios y comprobaciones no destructivas diversas.

Al final de los ochenta, se introdujo al mercado un nuevo elemento llamado matriz de plano focal (FPA), el cual cambió completamente el concepto de operación, este nuevo sensor de imagen estaba conformado de una matriz generalmente rectangular con detectores sensibles al infrarrojo situado en el plano focal de una lente. Se deben de tener en cuenta varios aspectos técnicos al elegir una cámara infrarroja de uso clínico de forma apropiada.

A partir de ese momento las cámaras termográficas disponen de un sensor térmico llamado microbolómetro que funciona transformando su resistencia eléctrica al recibir la radiación infrarroja. El cambio de esta resistencia se mide y se compara con una determinada temperatura, a la cual se asigna un color para cada temperatura, formando de esta manera una imagen. Estos sensores pueden trabajar a temperatura ambiente y no necesitan refrigeración siendo esto una ventaja ya que resultan más económico que los de uso militar.

Las unidades de cámara más pequeñas y el uso de microbolómetros conducen a una mayor movilidad y formación de imágenes de objetos al instante; ya que la cámara esta ensamblada con detectores de alta

sensibilidad. Esta mejora fue significativa en comparación a los primeros detectores tipo escáner y definitivamente contribuyó mejorando la calidad de la imagen y de la resolución espacial. Las matrices que forman las cámaras termográficas modernas tienen un conjunto de píxeles que van desde 16×16 a 640×640 . Para conservar los detalles de la temperatura la cámara termográfica la determina su rango dinámico.

Este rango dinámico se determina durante el proceso de digitalización de imagen y la formación electrónica. De esta forma asigna un número adecuado de bits para el procesamiento de las imágenes. La mayoría de cámaras que existen en mercado usan de 12 a más bits por píxel. Esto es bastante importante para preservar los detalles finos en las imágenes del cuerpo humano. Por lo que, en la toma de imágenes, se deberá tener cuidado que entre el campo de visión de la cámara y el paciente nada se encuentre más diferenciado térmicamente; es decir, que no esté mucho más frío o más caliente que el paciente, a fin de evitar las diferencias de temperatura de escena de más de 30°C (por ejemplo, lámparas, refrigeradores, estufas en el fondo podría causar distorsiones). Esto es similar al tratar de usar una cámara digital para capturar imágenes visibles de una persona de pie, junto por ejemplo, a luces electrónicas puede favorecer o sacrificar detalles de la escena cerca de las luces brillantes.

Por lo que hubo que diseñar un entorno de colección con un pequeño diferencial del rango de temperatura. Una manera simple de hacer esto

fue simplemente llenar el campo de la cámara con el ancho de visión del sujeto por ejemplo u otro la climatización del lugar y del paciente.

Formación de imágenes por infrarrojos clínica es un procedimiento que detecta registros; es decir, produce una imagen de las temperaturas superficiales de la piel de un paciente y los patrones térmicos. La imagen obtenida se asemejaría a la imagen de la zona anatómica en estudio. El procedimiento utiliza un equipo que proporciona ambas representaciones cualitativas y cuantitativas de estos patrones de temperatura.

Los problemas encontrados con los sistemas de cámaras de infrarrojos de primera generación, tales como la sensibilidad del detector correctos, calibración, interfaz analógica, y otros, han sido resueltos durante casi estas dos últimas décadas. Los sistemas de imágenes infrarrojas computarizadas modernas tienen la capacidad de detectar pequeñas variaciones en las emisiones térmicas, encaminado juntamente con la producción de equipos con alta resolución de imágenes que pueden someterse al procesamiento analítico informático sofisticado.

Principios biológicos

La piel humana, como todos los cuerpos tiene un valor de emisividad (capacidad de un objeto para proyectar el calor) respecto a los rayos infrarrojos la cual se ha determinado a fin de poder realizar las tomas de imágenes térmicas. La física de la radiación de calor y la fisiología de la termorregulación en el cuerpo humano se utiliza para la interpretación de

imágenes térmicas. La regulación de la temperatura de la piel es un sistema complejo que depende de la tasa de flujo de sangre, las estructuras locales de los tejidos subcutáneos y la actividad de los sistemas nervioso simpático el cual es el principal regulador de la circulación sanguínea en la piel y es, por lo tanto, el principal regulador de emisión térmica.

La vasoconstricción y la vasodilatación de los vasos sanguíneos funcionan para regular el flujo sanguíneo en la piel. Los termorreceptores en la piel, también conocidos como los corpúsculos de Ruffini, reconocen la temperatura ambiente.

Un aumento de la temperatura da como resultado vasodilatación, que conduciría a un aumento del flujo sanguíneo a la piel, mientras que la vasoconstricción se produciría por una disminución de la temperatura y los resultados en el flujo sanguíneo reducido a la piel.

La transferencia de calor por radiación es de gran valor en la medicina; dado que un flujo de sangre intensificado indicaría una señal de aumento de la temperatura (hipertermia) y la hiper-vascularización estaría relacionada directamente con el nivel de actividad biológica de las patologías.

La angiogénesis como proceso biológico

La formación de nuevos vasos sanguíneos a partir de otros, o angiogénesis, es una de las características de las neoplasias. La

angiogénesis tiene como principio la creación de vasos sanguíneos a partir de los vasos existentes, la vasculogénesis en cambio, forma vasos sanguíneos provenientes de células que abundan durante el crecimiento del cuerpo llamadas endoteliales y cuando se establece la adultez y la estructura vascular se establece, la vasculogénesis no se presenta. Los vasos sanguíneos se forman creando una red vascular primaria con capilares pequeños (vasculogénesis).

La angiogénesis es el proceso fisiológico que se encarga de la formación de nuevos vasos sanguíneos partiendo de los vasos que ya existen. Este fenómeno de la angiogénesis es normal durante el proceso embrionario, durante el crecimiento orgánico aún durante la cicatrización de heridas. Pero también es un proceso fundamental en la formación maligna del crecimiento tumoral.

Es posible ver los siguientes tipos de angiogénesis: angiogénesis aquellas denominadas por brotes que también se conoce como yemación y la de no brotes de vasos también se llama por intususcepción. En la formación de estos vasos nuevos tienen las siguientes etapas en la formación de nuevos vasos: ruptura de la membrana basal; posteriormente se produce la migración de células endoteliales a través de la matriz, posteriormente las células se agrupan y se conforma la membrana basal nuevamente con sus adhesiones endoteliales, finalmente el flujo es restablecido.

Por otra parte, en la angiogénesis por no-brotos la formación de vasos a partir de los ya existentes sería por medio de la separación de vasos por pilares transcapilares o postes de matriz extracelular; la angiogénesis que no es por brotes ocurriría por el aumento de células endoteliales que en el interior del vaso generará una abertura central que dividiría a los capilares.

El tipo de angiogénesis va a depender del órgano o tejido específico que intervendrían en la formación de tumores o su participación en las patologías y su manifestación fisiológica que produciría el aumento de la temperatura de la zona afectada.

Músculo esquelético

Un músculo esquelético está constituido por fascículos musculares formados, a su vez, por un conjunto de fibras musculares.

Cada músculo se inserta en el hueso por medio de los tendones, que están constituidos básicamente por tejido fibroso, elástico y sólido.

Tejido conjuntivo

Un compartimento muscular comprende un grupo de músculos rodeados por un tejido que los recubre: la aponeurosis.

La no elasticidad de la aponeurosis contraen las células musculares en un eje unidas a los tendones que a su vez lo conectan a los huesos.

Inervación y vascularización del músculo

Los músculos, además de estar constituidos por fibras musculares y tejido conjuntivo, están recorridos por vasos sanguíneos y fibras nerviosas. La actividad normal de un músculo esquelético depende de su inervación.

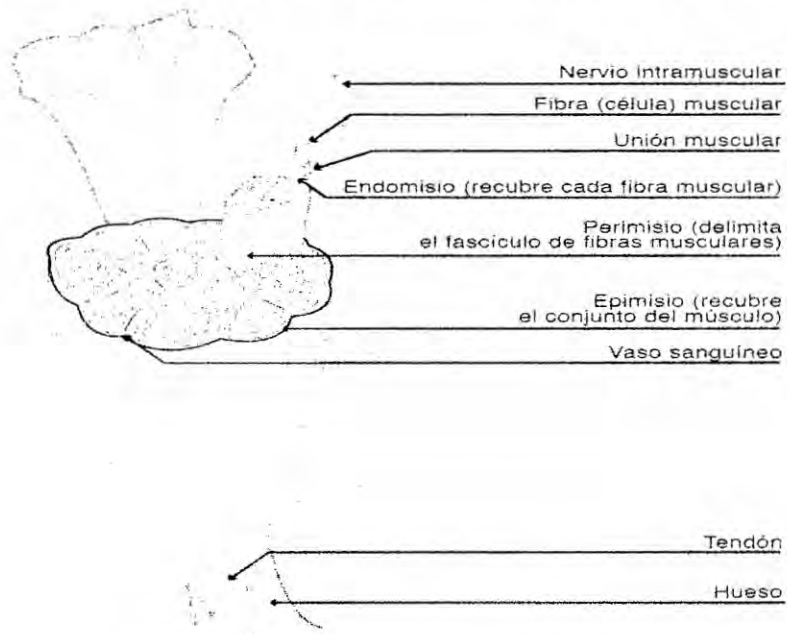
Cada fibra muscular esquelética está en contacto con una terminación nerviosa que regula su actividad. Las fibras nerviosas motoras (o nervios motores) transmiten a los músculos las órdenes emitidas (impulsos nerviosos) por el sistema nervioso central. La vascularización, que se realiza a través de las arterias y las venas, es esencial para el funcionamiento muscular.

El músculo esquelético está rodeado de varias capas de tejido conjuntivo:

- El endomisio rodea cada fibra muscular.
- El perimisio agrupa las distintas fibras musculares en haces de fibras musculares.
- El epimisio recubre el conjunto del músculo.

Tras haber atravesado el epimisio, los vasos sanguíneos (arteriolas y vénulas) que garantizan la vascularización del músculo, crean una fina red de capilares que llega al perimisio y después al endomisio para vascularizar cada fibra muscular. Las prolongaciones de los nervios llegan también al perimisio. Terminan en una arborescencia cuyas ramificaciones acaban en la unión neuromuscular para inervar las diferentes fibras musculares.

FIGURA N° 2.1
ANATOMÍA DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO



Fuente: El Músculo Esquelético (Saber y Entender)

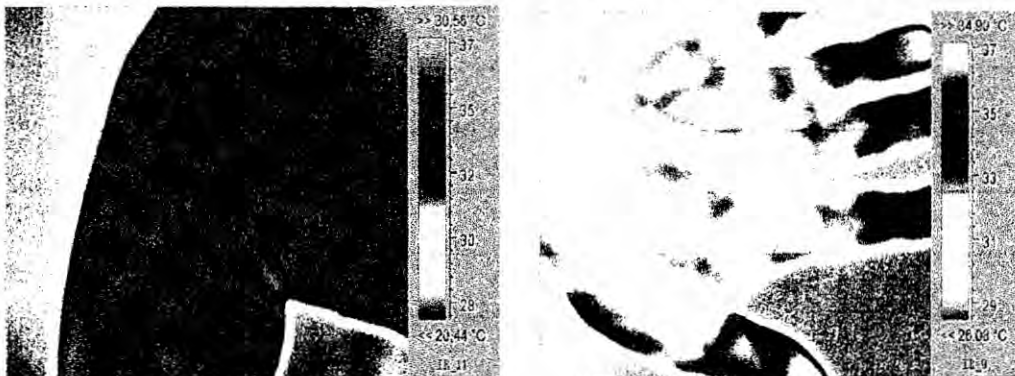
Algunas patologías que podemos mencionar:

La Artritis Inflamatoria

Desde los primeros tiempos, los médicos han utilizado los signos cardinales de la inflamación, es decir, dolor, hinchazón, calor, enrojecimiento y pérdida de función. Cuando se tiene una inflamación aguda, el aumento de la temperatura es fácilmente detectado por el tacto. Sin embargo, los cambios sutiles en la temperatura de la superficie articular se producen y aumentan o disminuyen, entonces la temperatura puede tener una expresión directa de la reducción o el aumento de la inflamación. Esto significa que los cambios debido al tratamiento, ya sea

farmacéutica, física o quirúrgica, podría ser medido objetivamente. El trabajo de Collins y Cosh en 1970 mostró que la temperatura de la superficie de una articulación artrítica se relaciona con la intra-articular conjunta, y para otros marcadores bioquímicos de la inflamación.

FIGURA N° 2.2
TERMOGRAFÍA DE ZONAS MÚSCULO ESQUELÉTICAS



Fuente: Propia

El codo de tenista

Inserción muscular dolorosa de los músculos extensores del codo se asocia con zonas calientes en un termograma. Estas zonas calientes han sido utilizadas con éxito como medida de resultado para el tratamiento de seguimiento.

Lesiones mamarias

El estudio realizado por, Lawson sobre la posibilidad de la eficacia de la medición de la temperatura en un estudio con pacientes mujeres durante

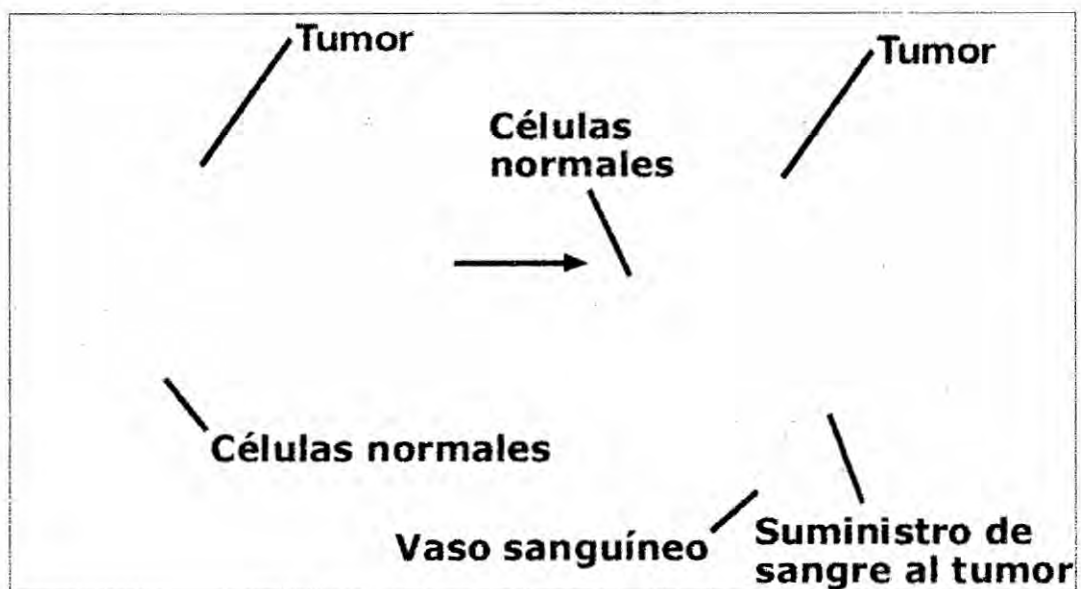
un periodo de tiempo con la finalidad de verificar problemas patológicos como resultados de procesamiento de estas mediciones.

2.2.- Definición de términos

Tumor

Un tumor se puede definir como un conjunto de células que crecen y se dividen con una velocidad mayor que las normales rompiendo el equilibrio. Existen dos tipos de tumores: los benignos y los malignos. Los primeros son no invasivos, es decir, son tumores que suelen estar encapsulados y al crecer sus células no se dirigen hacia otros tejidos; por lo tanto, destruyéndolos u operándolos desaparecen totalmente del organismo.

FIGURA N° 2.3
DESARROLLO TUMORAL



Fuente: Nota escrita Alamas en Racimo

Angiogénesis

La formación de nuevos vasos sanguíneos a partir de la distribución de vasos existentes se le conoce como angiogénesis.

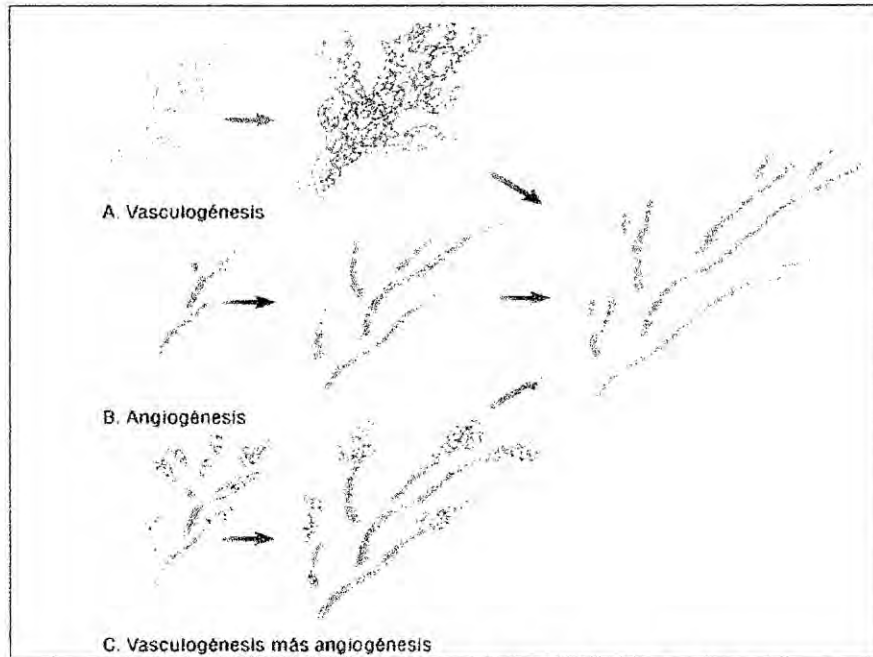
El término angiogénesis fue introducido para describir la formación de la placenta, inicialmente por Hertig en 1935, debemos señalar que la angiogénesis, no solo está presente en los tumores cancerosos, sino que es posible encontrarla en la menstruación o en cicatrización de heridas o en irritación ocular o en la formación del embrión y en algunas enfermedades y en las placas arteroescleróticas.

Diferencia respecto a la vasculogénesis:

- a) Vasculogénesis: Generación de nuevos vasos sanguíneos a partir de células progenitoras vasculares, formación durante el desarrollo embrionario. Durante la edad adulta asociada con células progenitoras circulantes.

- b) Angiogénesis: Formación de nuevos vasos sanguíneos a través de la extensión o remodelación de los vasos sanguíneos existentes, formación durante el desarrollo embrionario. Durante la edad adulta, cicatrización de heridas, ciclo menstrual, tumor-angiogénesis.

FIGURA N° 2.4
TIPOS DE ANGIOGÉNESIS



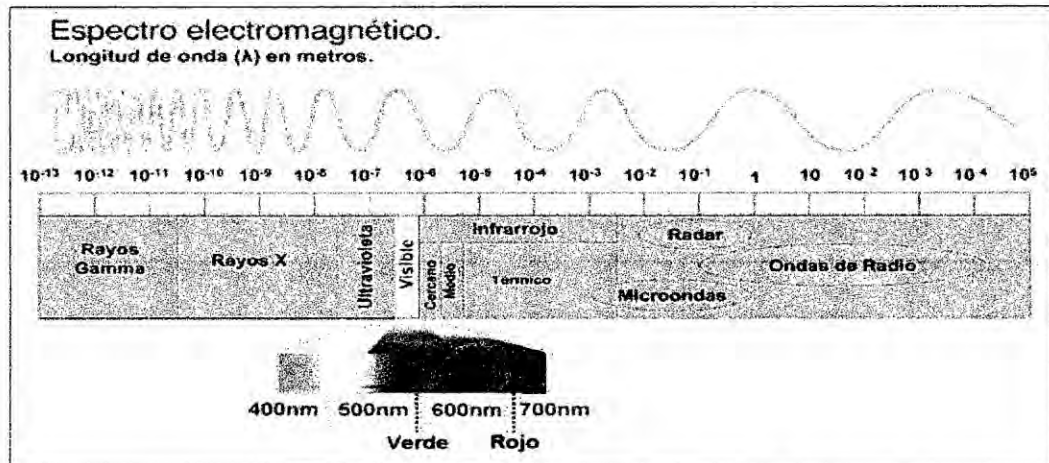
Fuente : Rev.. Esp. Cardiológica 2002.

Radiación Infrarroja

El significado de radiación se puede definir como la continua emisión de energía de cualquier cuerpo, entonces a esta energía se le llama radiante y se comporta como ondas electromagnéticas, las que viajan en el vacío a la velocidad de $3 \cdot 10^8$ m/s. Todas las ondas como, las radiaciones infrarrojas o la luz visible u otros como rayos X, forman las diferentes bandas o regiones del espectro electromagnético.

La cantidad de radiación emitida por un cuerpo aumenta a medida que se incrementa su temperatura; la termografía es una forma de obtener imágenes térmicas infrarrojas, las que dependen de la emisividad del cuerpo.

FIGURA N° 2.5
ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO



Fuente:

http://astronomia2009.es/Zona_Articulos/La_nueva_mirada_de_Galileo/El_Universo_mas_alla_de_lo_visible.html

Todos los objetos están compuestos de átomos que vibran continuamente, esta vibración de las partículas cargadas, genera ondas electromagnéticas. Cuanto mayor sea la temperatura de un objeto, más rápida es la vibración, y por lo tanto la mayor es la energía radiante espectral.

Como resultado, todos los objetos emiten continuamente radiación a una velocidad con una longitud de onda, distribución que depende de la temperatura del objeto y su emisividad espectral, $\mathcal{E}(\lambda)$.

Emisión radiante se trata por lo general en términos del concepto de un cuerpo negro. Un cuerpo negro es un objeto que absorbe toda la radiación incidente y, a la inversa de acuerdo a la ley de Kirchhoff, es un radiador perfecto.

La energía emitida por un cuerpo negro es el máximo teóricamente posible para una temperatura dada.

La fuente de radiación (o el número de fotones emitidos) y su distribución de longitudes de onda están dadas por la ley de radiación de Planck:

$$W(\lambda, T) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \left[e^{\left(\frac{hc}{\lambda kT}\right)} - 1 \right]^{-1} \text{ W}/(\text{cm}^2 \mu\text{m})$$

$$P(\lambda, T) = \frac{2\pi c}{\lambda^4} \left[e^{\left(\frac{hc}{\lambda kT}\right)} - 1 \right]^{-1} \text{ fotones}/(\text{s cm}^2 \mu\text{m})$$

Donde:

λ = Longitud de onda.

T = Temperatura.

h = Constante de Planck.

c = Velocidad de la luz.

k = Constante de Boltzmann.

Cuerpo negro

Sobre todos los cuerpos en su superficie incide permanentemente energía, estas lo hacen desde dentro como de fuera del cuerpo, la que viene del exterior es de todos los objetos del entorno. Cuando la energía

radiante alcanza la superficie de un cuerpo un porcentaje de esta se va a reflejar y lo demás se transmitirá.

En el caso de este tipo de cuerpo ocurre que toda la energía que llega en su superficie es totalmente absorbida y la energía que este cuerpo refleja desde del interior la emite toda.

No hay en realidad un cuerpo negro de forma natural, hay cuerpos que como el "negro de humo " apenas refleja el 1% de la energía.

En todo caso, es posible asemejar un cuerpo negro como una aproximación por un cono con una pequeña abertura. Por la abertura superior pasa la energía radiante que llega y se absorbe por sus paredes luego de reflejarse varias veces en su interior para que finalmente una porción mínima de esta sea reflejada por esta abertura. De esto se desprende que toda la energía es absorbida.

Transmisión atmosférica

La mayor parte de las aplicaciones requieren la transmisión a través del aire, pero la radiación es atenuada por los procesos de dispersión y absorción. Dispersión que provoca un cambio en la dirección de un haz de radiación; que es causada por la absorción y la radiación de retorno de la energía por las partículas en suspensión.

Para partículas más grandes, la dispersión es independiente de la longitud de onda. Sin embargo, para partículas pequeñas, en

comparación con la longitud de onda de la radiación, el proceso se conoce como dispersión de Rayleigh.

La dispersión de las moléculas de gas es despreciable para longitudes de onda superiores a 2 micras. También el humo y partículas de niebla de luz son generalmente pequeñas con respecto a las longitudes de onda de infrarrojos, y por lo tanto la radiación IR puede penetrar más a través del humo y las nieblas de radiación visible. Sin embargo, la lluvia, la niebla y las partículas de aerosoles son más grandes y, en consecuencia dispersan IR y radiación visible en un grado similar.

Radiación y contraste

La radiación total recibida desde cualquier objeto es la suma de la radiación emitida, reflejada y transmitida. Los objetos que no son cuerpos negros emiten sólo la fracción $\mathcal{E}(\lambda)$ de radiación de cuerpo negro, y la fracción restante, $1 - \mathcal{E}(\lambda)$, se transmiten ya sea para los objetos opacos, o se refleja.

Cuando la escena se compone de objetos y fondos de temperaturas similares, radiación reflejada tiende a reducir el contraste disponible. Sin embargo, las reflexiones de los objetos más calientes o más fríos tienen un efecto significativo en la apariencia de una escena térmica.

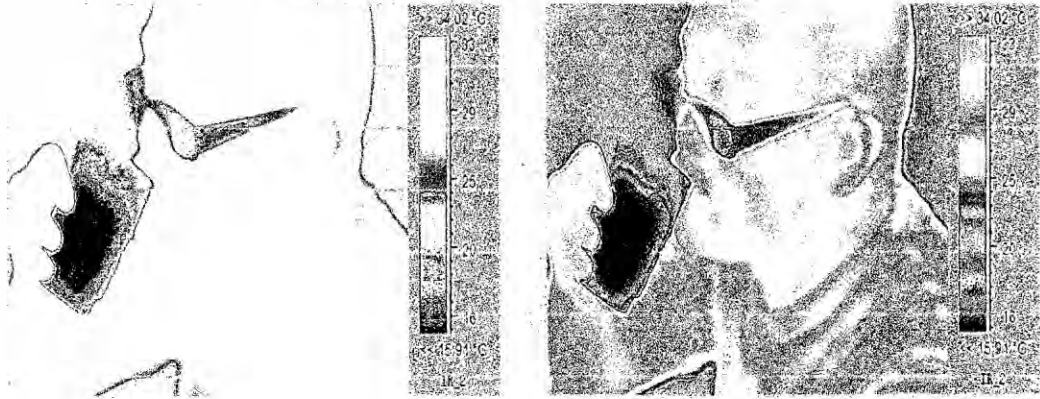
Si bien refleja la luz del sol tiene un efecto insignificante en la imagen 8-13 micras, es importante en la banda 3-5 μm . Surge una imagen térmica a partir de las variaciones de temperatura o diferencias en la emisividad

dentro de una escena. El contraste térmico es uno de los parámetros importantes para los dispositivos de formación de imágenes de infrarrojos. En general, se prefiere la banda de 8-14 micras para imágenes térmicas de alto rendimiento debido a que una mayor sensibilidad a los objetos de la temperatura ambiente y su mejor transmisión a través de la niebla y el humo. Sin embargo, la banda m 3-5 μm puede ser más apropiado para el objeto más caliente, o si la sensibilidad es menos importante que el contrario.

Sensor térmico

Los dos parámetros más importantes para un sensor térmico son su sensibilidad y resolución. La sensibilidad se mide en grados Celsius, con una buena sensibilidad los sensores pueden detectar las diferencias de temperatura pequeñas. Esta sensibilidad se considera valiosa para el diagnóstico médico, ya que las variaciones locales de temperatura causadas por los tumores y la angiogénesis son generalmente más altas. La resolución de la temperatura es análoga al número de colores que un monitor de un computador puede mostrar. Cuanto mejor sea la resolución, más suave será la transición de la temperatura, en el caso que el paciente tenga gradientes bruscos de temperatura, éstos serán atribuibles a la situación misma y no a la cámara.

FIGURA N° 2.6
DIFERENTES TIPOS DE PALETAS



Fuente: Propia

La resolución espacial del sensor se determina principalmente por el tamaño del sensor de imagen o píxel. Este parámetro es exactamente análogo a la del mundo de la fotografía digital. Así como una cámara digital de 4 megapíxeles puede tomar fotos más nítidas que una cámara de 2 megapíxeles, el número de píxeles es un elemento clave en el diseño de una cámara médica.

Hay cámaras térmicas muy económicas en el mercado con 320×240 píxeles, y las imágenes de estas cámaras pueden ser muy adecuadas para el filtrado informal; las imágenes pueden parecer granuladas si es ampliada a menos que se reduzca el área de visualización o el campo de visión. A modo de ejemplo, si la imagen es de la zona del pecho completo, alrededor de 45.72 cm (18 pulgadas), una cámara de 320 píxeles proporcionará la capacidad para resolver las características espaciales de aproximadamente 0,15875 cm (1/16 pulgada).

Cuadro ejemplo de especificación técnica de un microbolómetro de la cámara termográfica.

TABLA N° 2.1
ESPECIFICACIÓN TÉCNICA DE UN MICROBOLÓMETRO
DE LA CÁMARA TERMOGRÁFICA

| | |
|---|-------------------------------|
| Resolución IR de la cámara termográfica | 384 x 288 píxeles |
| Resolución espacial (IFOV) | 1,2 mRad |
| Rango espectral | 8 ... 14 μm |
| Sensibilidad térmica | 65 mK |
| Distancia píxeles | 25 μm |
| Matriz de plano focal (FPA) | Microbolómetro no refrigerado |

Emisividad

La toma de una imagen térmica de objetos que son metálicos no pintados o que se encuentran desgastados es difícil, dado que no emiten mucho pero reflejan mucho.

Tanto si se considera solamente las firmas térmicas o patrón, como si queremos hacer una medición de temperatura radiométrica, se requiere considerar este tipo de factores. En muchas cámaras termográficas existe la posibilidad por software de hacer correcciones de emisividad; así también de la temperatura de segundo plano. Existen tablas de corrección de la emisividad que se han elaborado para los materiales, estas tablas de corrección de la emisividad pueden resultar útiles para entender cómo se comportará un material, lo que puede ocurrir, cuando se hace una

corrección en una superficie en general de baja emisividad, el margen de error producido podría ser grande e inaceptable.

Los materiales con superficies de baja emisividad requieren de alguna forma ser adaptados para ser leídos, una forma puede ser cubriéndolos con cinta aislante o pintarlos con el fin de aumentar la emisividad. Lo que hace que la interpretación y la medida estén precisas y sean prácticas.

TABLA N° 2.2
EJEMPLO DE EMISIVIDAD

| Material | (Temperatura del material) | Emisividad |
|-------------------------|-----------------------------------|-------------------|
| Caucho, duro | (23 °C) | 0.94 |
| Caucho, blando, gris | (23 °C) | 0.89 |
| Hierro fundido, oxidado | (200 °C) | 0.64 |
| Madera | (70 °C) | 0.94 |
| Corcho | (20 °C) | 0.70 |
| Cobre, deslustrado | (20 °C) | 0.04 |
| Cobre, oxidado | (130 °C) | 0.76 |
| Plásticos: PE, PP, PVC | (20 °C) | 0.94 |
| Pintura, negra, mate | (80 °C) | 0.97 |
| Pintura, blanca | (90 °C) | 0.95 |
| Mármol, blanco | (40 °C) | 0.95 |
| Ladrillo | (40 °C) | 0.93 |
| Papel | (20 °C) | 0.97 |
| Porcelana | (20 °C) | 0.92 |
| Arenisca | (40 °C) | 0.67 |
| Acero, galvanizado | (200 °C) | 0.52 |
| Arcilla, cocida | (70 °C) | 0.91 |

FIGURA N° 2.7
DISTRIBUCIÓN DE LA TEMPERATURA EN UN ROSTRO



Fuente: Propia

Paleta

Las imágenes digitales y el procesamiento de imágenes se han convertido en la norma, para paletas de colores aplicadas por los diferentes usuarios. Por ejemplo, en aplicaciones de ingeniería se utiliza una paleta de colores llamado "hierro", donde el amarillo es más caliente que el rojo y el blanco es más caliente que el amarillo, como se encuentra cuando el hierro se calienta en un horno. En la medicina, donde la temperatura es más limitada se ha preferido una paleta "arco iris", con el rojo como caliente y azul/negro tan frío.

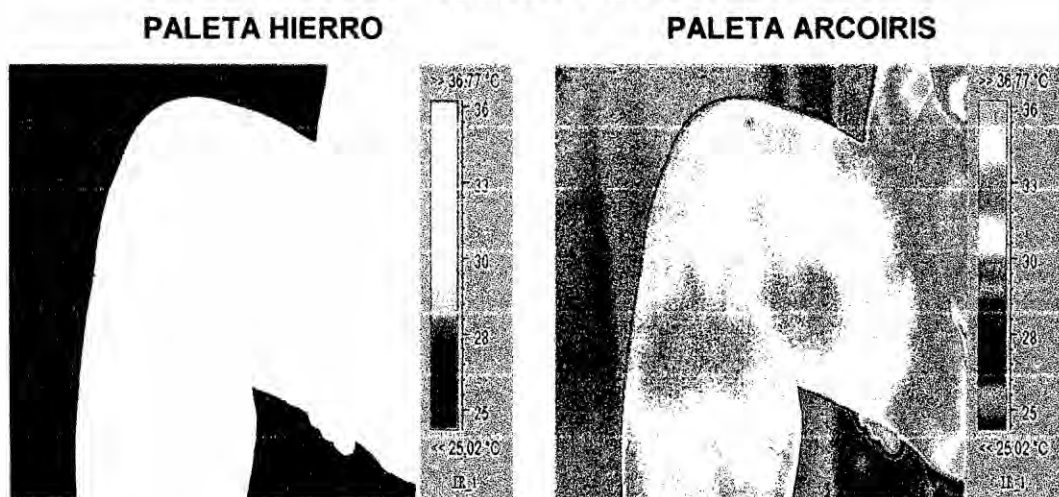
Estas escalas de color también pueden ser lineal o logarítmica en su distribución, y en algunos paquetes de software, el usuario puede generar su propia escala de color para una aplicación específica si es necesario.

En general, la escala de color de temperatura utilizado en el momento de captura de imagen debe aparecer junto a la imagen final. Con esto, la

imagen queda bien definida, ya que la amplitud y el nivel de temperaturas son esenciales para la información completa proporcionada en el termograma.

Estos temas se definen con frecuencia en cualquier protocolo de normalización, ya que son elementos esenciales para la comparación de los termogramas para indicar el cambio.

FIGURA N° 2.8



Fuente: Propia

Resolución

La resolución de la cámara termográfica se define como la capacidad de poder ver los detalles de la imagen. Así como sucede en una cámara fotográfica digital contemporánea cuando más resolución se tiene mayor detalles podremos tener en la imagen térmica.

Sensibilidad y precisión

La sensibilidad es la capacidad de distinguir por lo menos dos valores de temperatura diferentes.

Campo de visión (FOV)

El campo de visión (FOV) es una característica que define el tamaño de lo que se ve en la imagen térmica. La lente es el componente de mayor influencia en la conformación del campo de visión, independientemente del tamaño de la matriz. Sin embargo, cuanto más grandes sean las matrices, mayor será la resolución, independientemente de la lente utilizada, en comparación con matrices más estrechas.

FIGURA N° 2.9
CÁMARA TERMOGRÁFICA



Fuente: Propia

CAPÍTULO III

3.- VARIABLES E HIPÓTESIS

3.1.- Definición de las variables

Variable independiente

Método no invasivo con tecnología de termografía infra roja.

Variable dependiente

Detección de las patologías aplicando tecnología de termografía infrarroja.

3.2.- Operacionalización de las variables

Indicadores para la variable independiente

- Tipos de métodos no invasivos de termografía.

Indicadores para la variable dependiente

- Tipos de patologías aplicables.
- Casos de estudio sobre la aplicación de tecnología infrarroja con análisis de las imágenes térmicas.

Entonces operacionalizando las variables en función de los indicadores.

Variable X= Método no invasivo con tecnología de termografía infra roja.

- Indicadores tipos de métodos no invasivos de termografía.

X1=Método regular para zona corporal.

X2= Método con enfriamiento inicial de manos y pies.

X3= Método con aplicación de gel o alcohol.

Variable Y= Detección de las patologías aplicando tecnología de termografía infrarroja.

- Indicadores tipos de patologías aplicables.

Y1=Patologías a las mamas o senos.

Y2=Patologías producidas por la diabetes en manos y pies.

Y3= Patologías musculo esqueléticas (dolores y articulaciones).

- Indicadores casos de estudio sobre la aplicación de tecnología infrarroja con análisis de las imágenes térmicas.

Y4=Casos de aplicación a las mamas o senos.

Y5=Casos de aplicación a la diabetes en manos y pies.

Y6= Casos de aplicación musculo esqueléticas y articulaciones.

3.3.- Hipótesis general e hipótesis específica

Hipótesis general

El método no invasivo permite detectar patologías mediante la aplicación de técnicas avanzadas de tecnología infrarroja.

Hipótesis específica

Las imágenes termográficas muestran imágenes fisiológicas que detectan patologías no visualizadas por métodos convencionales.

CAPÍTULO IV

4.- METODOLOGÍA

4.1.- Tipo de investigación

La investigación es del tipo científico, descriptivo, experimental y transversal.

4.2.- Diseño de la investigación

La investigación muestra e indica las características más importantes del uso de la tecnología Infrarroja en su aplicación para uso médico de tal forma que los termogramas en este caso se desarrollaron como toma de imágenes médicas, la investigación se orientó a llevar el método que se desarrolló como un complemento de ayuda al diagnóstico médico temprano en las patologías o lesiones y se verificaron sus ventajas comparativas con otros métodos existentes y de esta forma se trató de conocer las situaciones preponderantes de esta tecnología y se verificaron aplicaciones en varios tipos de patologías y la mejor metodología en la aplicación de la tecnología que servirá para el planteamiento de nuevas investigaciones para el mejoramiento, desarrollo, adecuación, consolidación e implementación del método.

La investigación se planteó realizarla en cuatro etapas, las cuales describimos:

- Primera etapa: En esta etapa de investigación se recolectó la información correspondiente a los estudios realizados en aplicaciones referentes al procesamiento de imágenes térmicas en el campo médico con la recopilación de datos de estas investigaciones realizadas, se encontraron diferentes metodologías y pruebas que se realizaron sobre aplicaciones médicas los que dieron una base inicial para el desarrollo de nuestro método, la información se analizó y se contrastó con otras similares a fin de comprobar su validez, y finalmente se obtuvo un cuadro de aplicaciones más resaltantes que pueden tomarse en cuenta y se tuvo de esta manera una base inicial que determinaron las pautas iniciales para el método.
- Segunda etapa: En esta etapa, a fin de poder analizar la capacidad de la tomas termográficas para con los tejidos humanos se realizó una prueba propia simulada con un fantomas (cuerpo que emula a uno real) con el cual se pudo contrastar y verificar las posibilidades del método, que es el de captar en la superficie del tejido diferencias de temperatura.
- Tercera etapa: En esta etapa, se realizaron pruebas con fuentes propias de casos de pacientes puntuales los que sirvieron para el análisis y desarrollo del método, aplicando para ello las técnicas y la información recolectada en la primera etapa se desarrolló el método en

sí, mediante método de prueba y contraste a fin de verificar la evolución del método en sus variantes que se pudieran encontrar. En esta parte experimental propia se tomaron “pacientes prueba” como se indica con el fin comprobar la metodología. Esta experimentación contó con un formulario de consentimiento informado para cada paciente, dando a conocer a cada paciente en forma resumida y clara de qué se trata la investigación y que es la termografía.

- Cuarta etapa: En esta etapa se desarrolló el método final como resultado de la investigación, con las recomendaciones propias para la mejor utilización de la tecnología infrarroja para la aplicación en la detección de patologías.

Para alcanzar los objetivos de esta investigación: explicar, demostrar, probar y plantear la solución objeto de este estudio formulado en la hipótesis fue prioritario desarrollar lo siguiente:

- Desarrollar lo planteado en las cuatro etapas de esta investigación.
- Desarrollar la prueba experimental planteada como prueba experimental propia.
- Estructurar el método a partir de los resultados de la información recolectada y de las pruebas experimentales propias.

Para el tratamiento de las imágenes se utilizó el software o programa para el procesamiento de imágenes térmicas dado por el fabricante, en este

caso SATIR. Las empresas que fabrican las cámaras termográficas también fabrican el software de soporte (propietario), que se utilizó para el análisis de las imágenes.

Para la obtención de las imágenes experimentales procuramos tener una cámara termográfica SATIR y la presencia de pacientes muestras, quienes fueron analizados mediante tomas de las imágenes térmicas y llevadas hacia el desarrollo de la técnica conforme se desarrolló la investigación.

Los datos históricos fueron obtenidos de información existentes de las investigaciones realizadas respecto a la aplicación de la termografía infrarroja.

La correlación de los datos se realizó por comparación simple y contraste de los resultados de forma directa en el caso de los pacientes prueba y de los datos procedentes de otras investigaciones de forma histórica de acuerdo a los resultados encontrados.

La prueba de la hipótesis planteada de forma general: El método no invasivo permitió detectar patologías mediante la aplicación de técnicas avanzadas de tecnología infrarroja. Así como de la hipótesis específica: Las imágenes termográficas mostraron imágenes fisiológicas que detectaron patologías no visualizadas por métodos convencionales.

En nuestro caso, como se ha explicado se verificó el desarrollo del método en función de:

Datos históricos:

- Tipos de métodos que se encontraron y que pueden aplicarse a esta investigación.
- Tipos de patologías que eran viables a aplicar a esta investigación.
- Casos de estudio sobre la aplicación de la tecnología que se encontraron y eran viables a esta investigación.

Se realizaron resúmenes que muestren la correlación de la eficacia, los tipos de patologías y el tipo de método o prueba, los cuales se evaluaron de forma comparativa a fin de obtener la metodología final.

Datos experimentales propios:

Se realizaron los análisis de las imágenes térmicas de los "paciente prueba" y se realizaron cuadros comparativos en función a:

- Tipo de método aplicado.
- Tipo de patología encontrada.
- Tipo de resultado obtenido.

Con los resultados encontrados se realizó un análisis que muestra la correlación de la eficacia, los tipos de patologías y el tipo de método o prueba, los cuales se evaluaron de forma comparativa a fin de obtener la metodología final a aplicar.

Con lo que se probó la hipótesis planteada de forma general: El Método no invasivo permitirá detectar patologías mediante la aplicación de

técnicas avanzadas de tecnología infrarroja. Así como de la hipótesis específica: Las imágenes termográficas mostrarán imágenes fisiológicas que detectarán patologías no visualizadas por métodos convencionales. Y que llevará a determinar el método final.

4.3.- Población y muestra

Por el tipo de tema y la forma al que se refiere esta investigación en este caso no aplica determinar el tamaño de muestra pues, se trata de desarrollar un método no invasivo para la detección de patologías con la termografía infrarroja en la cual para la parte experimental se han tomado pacientes por selección directa.

4.4.- Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Debido a que no se ha determinado el tamaño de la muestra, no corresponde utilizar las técnicas e instrumentos para recolección de datos, sin embargo en acápite de diseño de la investigación se ha indicado como se realizado la recolección de información para cada etapa de la investigación.

4.5.- Procesamiento de recolección de datos

En este caso no aplica, pero en el acápite de diseño de la investigación se explica cómo se realizó la recolección de información y pruebas propias, para el caso de la presente tesis.

4.6.- Procesamiento estadístico y análisis de datos

Debido a que se trata del desarrollo de un método de aplicación, no corresponde utilizar el procesamiento estadístico. Pero seguidamente indicamos que método y como hemos aplicado para proceder en la investigación y el análisis de los datos obtenidos, así como los datos mismos de cada etapa de la investigación

Método general

El método general fue el método científico.

Se realizó la investigación de antecedentes, mediante la recolección y selección de información de investigaciones y pruebas realizadas las cuales fueron procesadas y evaluadas conforme a los resultados que en estos estudios se encontraron las cuales a su vez comprobaron, realizando pruebas propias con casos los cuales se analizaron a fin de comprobar el método dentro de las limitaciones indicadas en el acápite

correspondiente, con los resultados que se pudieron obtener se desarrolló una metodología aplicable como ayuda diagnóstica.

Método específico

Descriptiva: porque se seleccionaron los cuestionamientos y se resolvieron independientemente cada una de ellos.

Experimental: Porque se realizaron pruebas reales propias como contrastes a lo que se encuentre en el método descriptivo.

Las pruebas propias sirvieron de contraste y referencia contra la información que se encontraron y se procedió a definir una metodología para aplicación de esta técnica de detección temprana de patologías no invasiva.

Trasversal: Porque el periodo de investigación fue menor de un año.

Las imágenes infrarrojas para uso médico es una metodología con tecnología multidisciplinaria y debe incluir a expertos de campos muy diferentes ingenieros electrónicos, médicos, tecnólogos y otros que pudieran contribuir al desarrollo.

- **Desarrollo de las etapas de la investigación**

Primera etapa:

En la primera etapa de esta investigación se recolectó información correspondiente a los estudios realizados en aplicaciones referentes al procesamiento de imágenes térmicas; en donde se realizó una

recopilación de investigaciones realizadas publicadas en artículos, libros u otros con el objetivo de poder verificar las diferentes metodologías y pruebas que los autores realizaron con la tecnología de la Termografía infrarroja y que nos permitió tener una base inicial para el desarrollo de nuestro método, la información obtenida se analizó y se contrastó con otras investigaciones similares a fin de corroborar su validez, y finalmente se obtuvo un cuadro de aplicaciones más resaltantes que pudimos encontrar y presentamos un resumen de algunos de los estudios que consideramos se pueden tomar en cuenta como representativos y obtener una base inicial que determinó nuestro método inicial, estos documentos que consideramos refrendan la hipótesis de nuestra tesis y permiten tener la base teórica de esta técnica para su aplicación médica.

Patrones hipertermales con malignidad

- El aumento de metabolismo. (Lawson 1956, 57).
- Hipervascularidad, incluyendo la angiogénesis y la liberación de angiogénico factores. (Lawson 1956, 57, y Chughtai 1963).
- Posibles casos de disfunción termorregulador.

Casos de estudio

- Aplicación de la termografía en el dolor lumbar crónico. Revista Sociedad Española. Dolor 8: Supl. II, 43-47, 2001. C. Pichot.
- Imágenes térmicas hoy y su relevancia para la diabetes. F. Ring.

- Termografía en la detección del cáncer de mama. G. Chapman, y V. Lea.
- Termografía un método factible para la detección del cáncer de mama? D. Kolaric, Z. Herceg, A. Nola, V. Ramljak, T. Kulis, J. Holjevac, J. Deutsch y S. Antonini, C. Antropol. 37 (2013) 2: 583–588 The American Society of Breast Surgeons.
- La eficacia de un sistema de imagen térmica infrarroja digital no invasivo para la detección de cáncer de mama. N. Arora, D. Martins, D. Ruggerio, E. Tousimis, J. Swistel, M. Osborne y R. Simmons. Department of Surgery, New York Presbyterian Hospital–Cornell, NY, USA.
- A comparison of mammography, ultrasonography, and far-infrared thermography with pathological results in screening and early diagnosis of breast cancer. X. Yaoa, W. Weia, J. Lia, L. Wang, Z. Xua, Y. Wana, K. Li. Asian Biomedicine Vol.8 N°1 February 2014; 11-19. article
- Posibilidades de la termografía para los estudios de las úlceras de pie diabético. C. Cabal y E. González Dalmau. Rev. Cubana Angiol Cir Vasc. 2014, Vol.15, N°1, ISSN 1682-0037.
http://www.bvs.sld.cu/revistas/ang/vol15_1_14/ang07114.htm
- Thermal imaging today and its relevance to diabetes. F.Ring. Journal of Diabetes Science and Technology. Vol.4, Issue 4, July 2010.

- Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis. Article in journal of biomedical optics· February 2015. Impact Factor: 2.75.
DOI: 10.1117/1.JBO.20.2.026003 · Source: PubMed. Ch. Liu, J. van Netten, J. van Baal, Sicco Bus, F. van der Heijden
- Asymmetric thermal response of human feet to hopping detected by digital infrared imaging. K. Byung, J. Eui-Chan, J. Hyung y S. Kwang. Departments of radiology, Chung-Ang University College of Medicine, 102 Heukseok-ro, Dongjakgu, Seoul 156-755, Republic of Korea.
- Infrared imaging of the diabetic foot. G. Serbu, Romanian society of thermography information 2009.
- Screening of foot inflammation in diabetic patients by non-invasive imaging modalities. T. Nagase, H. Sanada, M. Oe, K. Takehara, K. Nishide y T. Kadowaki. The University of Tokyo Japan.
www.intechopen.com
- Thermography hand temperature distribution in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. N. Borojevi, D. Kolari, S. Grazio, F. Grubi, S. Antonini, A. Nola, E. Herceg. Periodicum Biologorum. UDC57:61 Vol.113, N°4, 445–448, 2011. ISSN 0031-5362
- Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. A. Denoble, N. Hall, C. Pieper y V. Kraus. Clinical medicine insights: arthritis and musculoskeletal disorders 2010:3, Libertas Academica.

- Aplicación de la termografía en el dolor lumbar crónico. C. Pichot, 2001 Sociedad Española del Dolor. Publicado por Arán Ediciones, S.A.
- Implicación de la termografía en el diagnóstico de la distrofia simpático refleja: a propósito de un caso Ma. González, Ma. Antón, J. Fuertes González, E. Blázquez y A. Margüello. Patología del aparato locomotor, 2007 · Vol.5 · Nº 1 · 68-74.
- Termografía infrarroja y el estudio de riesgos de lesiones músculo esqueléticas. M. Morales, E. Medina, A. Carnevali y E. Orozco.

Las patologías

Luego de la clasificación y revisión de estas investigaciones, se determinó que se tomarían 3 patologías como esquema de base para la investigación, las cuales fueron las siguientes:

- Patologías de las mamas o senos.
- Patologías producidas por la diabetes: los referidos a los problemas del pie diabético.
- Artritis o artrosis, dolores ocultos. Problemas musculares.

Resúmenes de los documentos seleccionados

Patologías en la mama

Documento 1

Thermography – A feasible method for screening breast cancer? D. Kolaric, Z. Herceg, A. Nola, V. Ramljak, T. Kulis, J. Holjevac, J. Deutsch y S. Antonini. *Coll. Antropol.* 37 (2013) 2: 583–588.

Esta investigación sobre el uso potencial de la termografía para la detección más eficaz de carcinoma de mama realizado por los autores fue un estudio aprobado por el comité de ética del Hospital Universitario de Tumores en Zagreb, Croacia (2009) y todos los participantes dieron su consentimiento por escrito, se evaluó a 26 pacientes programados para la cirugía de carcinoma de mama. Los diferentes procedimientos, tanto la exploración de ultrasonido, la mamografía como la termografía se llevaron a cabo en la Hospital Universitario de Tumores, Zagreb, Croacia. Las termografías se realizaron con ThermoTracer TH7102WL, NEC.

Los resultados fueron que mientras que la mamografía detectó 31 cambios en los 26 pacientes, la termografía fue más sensible y detectó 6 cambios más en los mismos pacientes. Los 37 cambios fueron sometidos al análisis citológico y se encontraron que 16 de las muestras fueron

malignas, 8 eran sospechosos malignos y 11 fueron benignos con atipia o proliferación, mientras que sólo 2 muestras tuvieron hallazgos benignos.

El método histopatológico (PHD) registró 75,75% cambios malignos en el número total de muestras. El análisis estadístico de los datos muestra una probabilidad de un hallazgo mamográfico correcta en 85% de los casos (sensibilidad del 85%, una especificidad del 84%) y una probabilidad de que un hallazgo termográfico correcto en 92% de los casos (sensibilidad del 100%, una especificidad del 79%).

Como el cáncer de mama sigue siendo el cáncer más frecuente en las mujeres y la termografía ha exhibido sensibilidad superior, los autores sostienen que la termografía debe encontrar inmediatamente su lugar en los programas para la detección precoz del carcinoma de mama, con el fin para reducir los sufrimientos de esta devastadora enfermedad. En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos por esta investigación.

TABLA N° 4.1
CAMBIOS ENCONTRADOS UTILIZANDO DIFERENTES MÉTODOS DE
ANÁLISIS DE ESTA INVESTIGACIÓN, RESULTADOS

| EDAD MEDIA DEL PACIENTE | 49.42 | N (%) |
|---|------------------------------------|--------------|
| MAMOGRAFÍA | Microcalcificaciones | 7 (22.58) |
| | Asimetría | 3 (9.67) |
| | Distorsión estructural | 6 (19.35) |
| | Masa Nueva | 15 (48.38) |
| Cambios generales observados con la mamografía | 31 | |
| TERMOGRAFÍA | Señal Principal | 17 (45.94) |
| | Señal Secundaria | 20 (54.06) |
| Cambios generales observados con la Termografía | 37 | |
| LA CITOLOGÍA | Benigna | 2 (5,40) |
| | Benigna con atipia o proliferación | 11 (29.72) |
| | Sospecha de lesión | 8 (21.62) |
| | Alteración maligna | 16(43,24) |
| Cambios generales observados en la citología | 37 | |
| PATOHISTOLOGÍA | Benigna | 2 (6.06) |
| | Benigna con atipia o proliferación | 6 (18.18) |
| | Carcinoma in situ | 12 (36.36) |
| | Carcinoma invasor | 15 (39.39) |
| Cambios generales observados en patohistología | 33 | |

Del resultado de este estudio, es significativo mencionar la diferencia entre el número de cambios observados en los pacientes durante el uso de la mamografía vs. termografía.

El uso de la mamografía dio un total de 31 cambios de la observación de 26 pacientes en comparación con 37 cambios detectados mediante termografía.

Las comparaciones de sensibilidad y especificidad de la mamografía y la termografía indicaron lo siguiente según los autores:

- La ausencia de resultados falsos negativos con la termografía.
- El descubrimiento de 5 nuevos carcinomas en 26 pacientes usando termografía.
- La posibilidad de utilizar imágenes termográficas para la detección de cambios malignos en las primeras etapas de la enfermedad.

Los autores concluyen que la detección temprana del carcinoma de mama representa una situación muy exigente para los médicos que se ocupan de estos casos tanto en el diagnóstico, como la terapéutica.

Hay una gran necesidad de procedimientos de diagnóstico no invasivos, fiables y aplicables para el descubrimiento temprano de la patología mamaria, por lo que manifiestan los autores que la termografía es del interés de varios especialistas.

Como el cáncer de mama sigue siendo el cáncer más frecuente en las mujeres, creen que la termografía pronto encontrará su lugar en la práctica clínica.

La búsqueda de nuevas tecnologías y técnicas para el descubrimiento precoz de cambios en los senos, cuando aún están en fase curable, representa el progreso futuro en este ámbito.

Los resultados indican que la termografía es un método de sensibilidad superior a documentar los cambios sospechosos de mama por lo que sería prudente utilizar la termografía como método primario en la detección de carcinoma de mama.

Documento 2

The American Society of Breast Surgeons Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer.

N. Arora, D. Martins, D. Ruggerio, E. Tousimis, A. Swistel, M. Osborne y R. Simmons. Department of Surgery, New York Presbyterian Hospital–Cornell, New York, USA

Noventa y dos (92) mujeres para las que una biopsia de mama se había recomendado sobre la base de una mamografía previamente sospechosa o ultrasonido se incluyeron en este estudio que duró dos (2) años y se llevó a cabo en el Presbyterian Hospital-Cornell, Nueva York y el consentimiento informado se obtuvo de todos los pacientes y la aprobación de la Junta de Revisión Institucional.

Las pacientes que eran obesas mórbidas, que tenían una talla de sujetador superior a DD, o que fueron sometidas a una mastectomía contralateral previa fueron excluidas debido a limitaciones técnicas.

El examen se realizó con los pacientes desnudados de la cintura para arriba y se colocaron en una suite equipado con una silla equipada con

espejos de vista laterales, un enfriador de aire integral, y una cámara infrarroja digital.

La cámara digital era un tipo de matriz de plano focal no refrigerado con un tamaño de imagen de 320x240 píxeles, sensibilidad a 0,08°C, y un espectro operativo (longitud de onda) rango de 7-12 mm.

El examen duró aproximadamente 4 minutos por paciente, donde se reunió una serie dinámica que contiene más de 100 imágenes de la temperatura durante la administración de un estrés por frío (aire frío dirigido a los senos).

Con el software se extrajeron parámetros térmicos específicos, realizó un análisis de asimetría entre cada pecho, y se centró en las áreas de los senos que mostraron la mayor diferencia de temperatura en comparación con el tejido circundante.

Cada paciente fue sometida 3 modos de análisis para generar 3 diferentes puntuaciones. Una puntuación de riesgo global se tabuló en el modo de selección ciego, dando una puntuación de 0 (riesgo mínimo) al 7 (muy alto riesgo). Cualquier puntaje mayor que 0 se consideró un (sospechoso) resultado positivo.

En el modo de clínica, la localización de la lesión se evaluó en base a la interrogante una evaluación clínica positiva o negativa.

Por último, un tercer puntaje se generó utilizando una red neuronal (ANN) Evaluación artificial también dar un resultado positivo o negativo.

El estudio consistió en 94 biopsias en 92 pacientes de sexo femenino con una edad media de 51 años (rango 23-85).

De las 94 lesiones de mama, 60 eran malignas (incluyendo 2 con carcinoma lobular in situ, ya que estos tumores son considerados etapa 0) y 34 eran benignos en la biopsia.

Como se observa en la Tabla N° 4.2, la mayoría de los tumores malignos fueron carcinoma ductal infiltrante (IFDC).

El tamaño medio de los tumores invasivos fue de 1,4cm, con una gama de .5-14cm. De los 60 tumores malignos identificados en la biopsia, el SBS 58 identificó correctamente en tanto la proyección el modo y el uso de ANN, y 54 de 60 utilizando el modo clínico.

La sensibilidad y la especificidad para cada uno de los modos de la SBS se dan en la Tabla N° 4.3.

El valor predictivo negativo de la SBS en este conjunto de pacientes fue de 66,7% en el modo de selección, el 71,4% en el modo de clínica, y el 81,8% utilizando ANN. Todo carcinoma ductal in 4 lesiones in situ se identificaron utilizando el sistema SBS.

TABLA N° 4.2
HALLAZGOS PATOLÓGICOS SIGNIFICATIVOS PARA 94 BIOPSIAS DE
LESIONES

| PATOLOGÍA | N | % DE LOS CASOS |
|------------------|----------|-----------------------|
| Maligna | 58 | 62% |
| DCIS | 4 | 4% |
| IFDC | 43 | 46% |
| IFLC | 5 | 5% |
| Otros malignos | 6 | 6% |
| CLIS * | 2 | 2% |
| Benigna | 34 | 36% |

DCIS 5 carcinoma ductal in situ; IFDC 5 infiltrarse carcinoma- ductal

CLIS carcinoma de 5 lobular in situ.

* CLIS se incluye con enfermedades malignas como este tumor-ganglio-
metástasis es (TNM) en estadio 0.

TABLA N° 4.3
SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LOS TRES MODOS
DE LA SENTINEL BREASTSCAN

| | MODO PROYECCIÓN | MODO CLÍNICA | RED NEURAL |
|---------------|----------------------------|-------------------------|-------------------|
| Sensibilidad | 96,7% | 90,0% | 96,7% |
| Especificidad | 11,8% | 44,1% | 26,5% |

Dentro de la discusión los autores indicaron que los pacientes que podrían potencialmente beneficiarse de esta tecnología son aquellos cuyo diagnóstico de cáncer de mama puede ser difícil, incluyendo a las mujeres más jóvenes, los hombres, los pacientes con mamas densas, o pacientes con pechos alterados quirúrgicamente (implantes, reducción de senos; previstas pezones están intactas para la orientación y el análisis de asimetría).

Los estudios futuros utilizando DITI para estos grupos individuales pueden ayudar a evaluar este potencial.

Como conclusión, de este estudio indicaron que demostraron que un sistema modernizado DITI (Digital infrared thermal imaging) puede ser una prueba útil en la detección de cáncer de mama con 97% de sensibilidad en un ensayo clínico prospectivo de 92 pacientes.

Documento 3

Asian Biomedicine Vol.8 N°1 February 2014; 11-19. A comparison of mammography, ultrasonography, and far-infrared thermography with

pathological results in screening and early diagnosis of breast cancer. X.

Yao, W. Wei, J. Li, L. Wang, Z. Xu, Y. Wan, K. Li, S. Suna.

Antecedentes: Muchas de las técnicas de formación de imágenes de mama se han desarrollado como métodos clínicos primarios para identificar en etapa temprana de cáncer de mama y diferenciándolos de los tumores de mama benignos. Para la gran población de China, cualquier método de detección que sea rápida, económica y precisa, es digno de evaluación.

Objetivo: Comparar la eficacia de la mamografía, ecografía Doppler de color, y de la termografía infrarroja en la exploración y el diagnóstico precoz del cáncer de mama.

Métodos: Los datos de 2036 mujeres con enfermedad de mama entre enero de 2007 y mayo de 2011, fueron incluidos en este estudio. Todos los pacientes fueron sometidos a la mamografía, la ecografía, y las imágenes de termografía infrarroja lejana. La precisión diagnóstica de los tres métodos se determinó utilizando los resultados patológicos posoperatorios como el criterio estándar de diagnóstico.

Termografía infrarrojo lejano: El seno del sistema de termografía infrarroja lejana fue producido por la Universidad de Wuhan y Wuhan Hao Tecnología Co (Wuhan, Hubei, República Popular de China) y los exámenes fueron realizados por cirujanos experimentados.

La temperatura ambiente fue de $25\pm 3^{\circ}\text{C}$ y no había fuentes de energía térmica en la habitación y sin luz solar directa.

Los senos no fueron tocados antes del examen.

Los autores indican que como resultado hubo 480 pacientes en los cuales se encontró que tenían tumores malignos de mama en el examen patológico. La lesión de diámetro fue $< 2\text{cm}$ en 853 casos. Entre ellos, el cáncer de mama se encontró en 73 pacientes y carcinoma in situ en 22 pacientes. No hubo diferencias en la exactitud de la mamografía y la ecografía (96,1% frente a 95,8%).

Sin embargo, hubo diferencias significativas entre la exactitud de la termografía infrarroja (97,1%) y La ecografía y la mamografía. La sensibilidad y especificidad de la termografía de infrarrojo lejano fue superior a la de la mamografía y la ecografía en las lesiones $< 2\text{cm}$ de diámetro.

Como conclusión los autores indicaron que la termografía infrarroja es más precisa para la detección del cáncer de mama que la ecografía y la mamografía para las lesiones $< 2\text{cm}$. Tiene precisión diagnóstica similar a la ecografía y mejor diagnóstico exactitud que la mamografía para las lesiones $> 2\text{cm}$ de diámetro. Los resultados de la investigación dieron resultados que indican que la termografía infrarroja lejano es adecuada como herramienta de detección para el cáncer de mama, y su sensibilidad y especificidad son mejores que los de la ecografía y la mamografía para las lesiones $< 2\text{cm}$ de diámetro. El procedimiento se consideró

completamente no invasivo, rápido y económico, por lo que es adecuado para la evaluación de grandes poblaciones.

TABLA N° 4.4
COMPARACIÓN DE LA MAMOGRAFÍA, LA ECOGRAFÍA,
Y LA TERMOGRAFÍA EN EL DIAGNÓSTICO DE CÁNCER DE MAMA
(N = 2,036)

| | Patológica Examen | | Precisión | Sensibilidad | Especificidad |
|----------------------------|-------------------|---------|-----------|--------------|---------------|
| | Maligna | Benigna | | | |
| Mamografía | | | 93,56% | 78,3% | 98% |
| Maligno | 376 | 27 | | | |
| Benigna | 104 | 1529 | | | |
| Doppler Color Ecografía | | | 90,7% | 83,1% | 93,1% |
| Maligno | 399 | 108 | | | |
| Benigna | 81 | 1,448 | | | |
| Termografía Infrarrojo | | | 91,7% | 84,4% | 94,0% |
| Maligno | 405 | 93 | | | |
| Benigna | 75 | 1463 | | | |

La precisión diagnóstica de la mamografía fue superior a la ecografía ($\chi^2 = 11,41$, $p = 0,001$) y la termografía infrarroja lejana ($\chi^2 = 4,94$, $p = 0,026$), pero no hubo diferencia significativa en el diagnóstico, exactitud entre la ecografía y la termografía infrarroja lejana ($\chi^2 = 0,245$, $p = 0,245$).

TABLA N°4.5
COMPARACIÓN DE LA MAMOGRAFÍA, LA ECOGRAFÍA, Y LA
TERMOGRAFÍA EN EL DIAGNÓSTICO DE CÁNCER DE MAMA LESIONES
< 2CM DE DIÁMETRO (N = 853)

| | Patológica Examen | | Precisión | Sensibilidad | Especificidad |
|----------------------------|-------------------|---------|-----------|--------------|---------------|
| | Maligna | Benigna | | | |
| Mamografía | | | 96,1% | 80,8% | 97,6% |
| Maligno | 59 | 19 | | | |
| Benigna | 14 | 761 | | | |
| Doppler Color Ecografía | | | 95,8% | 86,3% | 96,6% |
| Maligno | 63 | 26 | | | |
| Benigna | 10 | 754 | | | |
| Termografía Infrarrojo | | | 97,1% | 90,4% | 97,8% |
| Maligno | 66 | 17 | | | |
| Benigna | 7 | 763 | | | |

No hubo diferencia en la precisión diagnóstica entre la mamografía y la ecografía ($\chi^2=0,864$, $p=0,353$). Sin embargo, hubo diferencias significativas en la precisión diagnóstica entre termografía infrarroja lejana y tanto la ecografía y la mamografía ($p < 0,05$)

Patologías Diabetes

Algunos de los factores más importantes que están implicados en la patogénesis del pie diabético están representados por cambios vasculares periféricas, tales como macroangiopatía, microangiopatía y capilares inducida por cambios en la circulación de neuropatía.

Estos factores producen variaciones de temperatura de la piel que pueden ser detectados utilizando termografía

Aunque controvertido, la mayoría de los autores revisados coinciden en que el examen de infrarrojos del pie diabético puede ser informativo en la evaluación de lo siguiente:

- Las perturbaciones en la circulación arterial
- Evaluación de la microangiopatía y otros cambios vasculares causadas por la neuropatía diabética
- La detección de zonas con alto riesgo de ulceración o re-ulceración
- Evaluación de la vitalidad del tejido, nivel de amputación, y la viabilidad del colgajo cutáneo intraoperatoria
- El diagnóstico de osteomielitis
- Seguimiento de la respuesta al tratamiento médico

El diagnóstico del pie diabético:

Una clasificación por riesgo está dado por el médico.

El riesgo aquí significa el riesgo de desarrollar una úlcera en el pie.

Si bien esta clasificación no es la misma en todos los países, se está tomando la siguiente a manera de referencia:

Grado 0: sin neuropatía, sin isquemia, posibles deformaciones del pie independiente de la diabetes.

Grado 1: Pequeña neuropatía definida como la ausencia de la sensación al menos un punto de los puntos en situación de riesgo de los pies.

Grado 2: Neuropatía + pies deformación y/o isquemia definida como la ausencia de 2 pulsos de pedal.

Grado 3: Amputaciones o úlceras que duraron más de 3 meses.

Documento 4

Posibilidades de la termografía para los estudios de las úlceras de pie diabético. C. Cabal y E. González. Rev Cubana Angiol Cir Vasc. 2014, Vol.15, N°1, pp. 47-51. ISSN 1682-0037.

http://www.bvs.sld.cu/revistas/ang/vol15_1_14/ang07114.htm

Se discuten las posibilidades y restricciones de la termografía como método para el diagnóstico no invasivo de las úlceras del pie diabético.

Las limitaciones más importantes que se exponen son:

- Los valores de temperatura en los diferentes individuos y sus partes son variables.
- La temperatura está condicionada más por los procesos superficiales que por los fenómenos que ocurren en profundidades del organismo.
- Es difícil separar las contribuciones de las diferentes partes que influyen en la temperatura registrada.
- Las posibles correlaciones entre los procesos fisiológicos y las variaciones de temperatura, son complejas y en muchos casos desconocidas.

- La termografía no brinda información anatómica; sin embargo, es un método de diagnóstico no invasivo, de relativo bajo costo, crecen los trabajos que mejoran la tecnología y aumentan las aplicaciones diagnósticas, lo que amerita que estas se evalúen sistemáticamente.

En el estudio se indica que las úlceras de pie diabético muchas veces son lesiones de relativa poca profundidad, lo que facilita que la termografía sea mejor utilizada en su diagnóstico, todos los trabajos evaluados en el estudio hacen énfasis en mejorar las referencias para las mediciones de temperatura y establecer metodologías más confiables. La termografía, la IR (de no contacto) y también en menor medida las de contacto, se describen para los estudios de las úlceras de pie diabético, como un método efectivo para seguir los procesos inflamatorios y por tanto como una posible herramienta para prevenir los riesgos de úlceras de pie diabético.

Documento 5

Thermal imaging today and its relevance to diabetes. F. Ring. Journal of Diabetes Science and Technology. Vol.4, Issue 4, July 2010.

En el estudio se indica que la técnica de examen, y las ventajas de la digitalización de imágenes asistido por ordenador ha mejorado en gran medida la fiabilidad de esta tecnología en la medicina. Los estudios en diabetología han demostrado el valor de esta nueva instalación y su

relevancia para la evaluación clínica de la perfusión periférica y la viabilidad del tejido.

El cuerpo humano es un sistema térmico eficiente. Estamos totalmente dependientes de la capacidad del cuerpo auto regularse a la temperatura corporal humana.

Los órganos vitales dependen de la perfusión regular de transporte de oxígeno de la sangre, y nuestra capacidad para sobrevivir en condiciones árticas o tropicales depende de los ajustes en la circulación humana a los órganos del cuerpo, de la que el corazón es el centro mecanismo de bombeo.

Brånemark y sus colegas observaron anomalías características en los patrones térmicos de las manos y los pies de 16 pacientes diabéticos con y sin complicaciones vascular. Llegando a la conclusión de que la termografía era una técnica útil para el estudio de la circulación y el metabolismo en la diabetes. Estimulación fría fue utilizado por Jiang y associates¹² en 2003 para evaluar el estado metabólico de la diabetes, que se consideran altamente específico. En otro estudio de 60 pacientes, Marcinkowska-Gapińska y Kowal¹³ analizaron los parámetros reológicos de sangre en 18 pacientes con diabetes y los comparó con un grupo de 20 pacientes con infarto de miocardio, siendo el resto controles sanos. Compararon los resultados con los datos de temperatura de la piel obtenidos por termografía. El uso de un estrés por frío a 20°C, un estudio

japonés encontró una alta correlación entre la recuperación térmica medido por termografía y láser de flujometría Doppler en el pie.

En esta revisión de varios estudios realizada por el autor concluye que la termografía infrarroja, es una técnica no invasiva para obtener imágenes fiables de la distribución de la temperatura de la piel y que cuando se utiliza en un medio ambiente estable, ha demostrado ser útil en la evaluación de la viabilidad del tejido y la circulación periférica aplicada a la diabetes mellitus. Es especialmente adecuado para mediciones de serie utilizados en el seguimiento de la respuesta al tratamiento.

Documento 6

Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis. Article in Journal of Biomedical Optics. February 2015. Impact Factor: 2.75

DOI: 10.1117/1.JBO.20.2.026003 · Source: PubMed. Ch. Liu, J. van Netten, J. van Baal, S. Bus, F van der Heijden.

En este estudio indican que: La identificación temprana de las complicaciones del pie diabético y sus precursores es esencial en la prevención de sus consecuencias devastadoras, como la infección del pie y amputación. Frecuente evaluación de riesgo de forma automática mediante un sistema de telemedicina inteligente podría ser factible y

rentable. La termografía infrarroja es una modalidad prometedora para tal sistema.

Las diferencias de temperatura entre las áreas correspondientes en los pies contralaterales son los parámetros clínicamente importantes. Este análisis asimétrico se ve obstaculizado por errores de segmentación pie, especialmente cuando la temperatura del pie y la temperatura ambiente son comparables, y por diferentes formas y tamaños entre los pies contralaterales debido a deformidades o amputaciones menores.

Para evitar el primer problema, utilizaron una imagen en color y una imagen térmica adquirida de forma sincrónica. Regiones del pie, detectadas en la imagen en color, se registraron de forma rígida a la imagen térmica. Esto dio lugar a 97,8% a 1,1% de sensibilidad y 98,4% a 0,5% de especificidad más de 76 pacientes diabéticos de alto riesgo con anotación manual como referencia.

Puntos correspondientes a los dos pies se pudieron encontrar independientemente de las formas y tamaños de los pies. También, la diferencia de temperatura de los pies izquierdo y derecho.

Análisis asimétrica

La metodología para la consecución de las diferencias de temperatura entre las zonas de los pies izquierdo y derecho, se refirieron a tres pasos que están involucrados "análisis asimétrica.":

- Segmentación del pie: Extraer los antecedentes de los pies derechos e izquierdos.
- Pies inscripción: Registro los dos pies para asociar áreas de un pie con las áreas correspondientes del pie contralateral.
- Detección: Comparación de la temperatura de las áreas asociadas: si la diferencia entre las temperaturas de dos áreas asociadas es mayor que un cierto umbral, entonces una de estas dos áreas se supone que es en peligro

Documento 7

Asymmetric thermal response of human feet to hopping detected by digital infrared imaging. K. Byung, J. Eui-Chan, J. Hyung y S. Kwang. Departments of radiology, Chung-Ang University College of Medicine, 102 Heukseok-ro, Dongjakgu, Seoul 156-755, Republic of Korea.

El objetivo de este estudio fue evaluar el efecto del ejercicio asimétrico, al saltar, midiendo la temperatura de la piel en los pies y tobillos con termografía infrarroja.

Se tomó como referencia este estudio porque permitió verificar el uso de la termografía en la distribución de la temperatura del pie.

El estudio fue del tipo voluntario, el lugar y duración del estudio fue: el Departamento de Cirugía Ortopédica y el Departamento de Radiología, Hospital de la Universidad Chung-Ang, entre junio de 2013 y marzo 2014.

Durante este estudio sometieron a diez voluntarios varones sanos los cuales saltaron con su extremidad dominante 1,000 veces durante 15 min. La termografía fue tomada mediante el uso de un dispositivo de imagen infrarroja a 24°C.

Cada voluntario tenía cuatro imágenes termográficas de los puntos de vista del dorso, plantares y la pantorrilla de ambas extremidades antes de saltar, y en tomas luego de 5, 20 y 30 minutos después de los saltos.

Las temperaturas se midieron al dorso del pie (subregión 1), menor tibial anterior (subregión 2), plantar medial (subregión 3), plantar lateral (subregión 4), la pantorrilla (subregión 5) y el tendón de Aquiles (subregión 6).

Entre los resultados del estudio de referencia, seis subregiones del pie y el tobillo tenían diferentes temperaturas. Cada subregión de ambos miembros tenían simetría en la temperatura. Entre las subregiones, la pantorrilla ($27.88^{\circ}\text{C} \pm 0,21$ en salto de extremidad vs $27,87^{\circ}\text{C} \pm 0.2$ en las extremidades no ejercitadas; $P > 0,05$), menor tibial anterior ($27,55 \pm 0,14$ vs $27,52 \pm 0,14$; $p > 0,05$), dorso de pies ($27,43 \pm 0,17$ vs $27,42 \pm 0,20$; $p > 0,05$), área plantar medial (27.24 ± 0.17 vs 27.26 ± 0.15 , $P > 0.05$), el tendón de Aquiles ($27,25 \pm 0,13$ vs $27.23 \pm 0,15$, $P > 0,05$) y lateral plantar ($26,78 \pm 0,21$ vs $26,80 \pm 0,20$, $P > 0,05$) mostraron la temperatura más alta en ese orden.

En el estudio se pudieron tomar termogramas de los cambios de temperatura causados con diferentes patrones dependiendo de las 12

subregiones en las que se dividió la zona de estudio del salto, sólo el medial (subregión 3) y lateral (subregión 4) también plantar las cuales mostraron aumento de la temperatura de la piel (27.39 ± 0.24 y $26.84 \pm 0,26$), respectivamente, en comparación con el valor basal ($27,24 \pm 0,17$ y $26,78 \pm 0,21$, respectivamente).

Este estudio permite verificar la posibilidad del uso de la termografía como parte de exámenes en los cuales se asume que existe una variación de la temperatura que implique una importancia razonable en la determinación de una anomalía.

Documento 8

Infrared imaging of the diabetic foot. G. Serbu. Romanian Society of Thermography InfraMation 2009 Proceedings 2009-086

Este estudio sobre los cambios circulatorios (angiopatía, microangiopatía y neuropatía inducida por angiopatía) juegan un papel importante en la patogénesis del pie diabético. En el estudio se ve que son responsables de los cambios de temperatura de la piel, que se puede detectar usando termografía infrarroja.

El autor indica que la termografía se puede utilizar en la detección de la osteomielitis que complica el pie diabético ulcerado, y también en la determinación de la línea de amputación y la viabilidad del colgajo de piel cutánea.

El autor presenta los resultados de un estudio de 42 pacientes con diabetes, examinados clínicamente y mediante termografía y considera que la termografía podrá irse convirtiendo en una opción en la investigación de la evaluación del pie diabético.

Finalmente concluye que la mayoría de los factores que generan "pie diabético" se basa en problemas de la circulación que inducen variaciones de temperatura, y estos se pueden evaluar mediante el examen termográfico de infrarrojos que tiene la ventaja de no ser invasivo, rápido y absolutamente seguro para los pacientes y médicos y adicionalmente indica que este método es útil también como una herramienta de la educación del paciente, ya que pueden "ver" estos cambios en un pie diabético; por lo tanto, que puedan entender mejor su enfermedad y ser más compatible.

Documento 9

Screening of foot inflammation in diabetic patients by non-invasive imaging modalities. T. Nagase, H. Sanada, M. Oe, K. Takehara, K. Nishide y T. Kadowaki. www.intechopen.com

Los autores a través de este estudio, han demostrado que las modalidades de imagen no invasivas tales como la termografía y la ecografía son herramientas muy prometedoras para la evaluación de la circulación sanguínea y el estado inflamatorio y para prevenir la formación

de úlceras en el pie diabético. El último estudio (Nishide et al., 2009) se completó y publicó la clasificación termográfica en un estudio posterior (Nagase et al., 2011).

Una de las razones por las cuales la obra por Nishide (Nishide et al., 2009) fue un éxito aun sin la clasificación, fue probablemente, que si centramos en los resultados termográficos de los callos, un trastorno clínicamente visible de la piel. Para la aplicación más amplia de la termografía a una variedad de espectro clínico de pie diabético en el futuro, el conocimiento acerca de los resultados termográficos normales debería ser esencial como referencia. En este sentido, los autores creen que su importancia clínica en la evaluación termográfica y ecográfica del pie diabético la que se basa en la clasificación realizada por los autores.

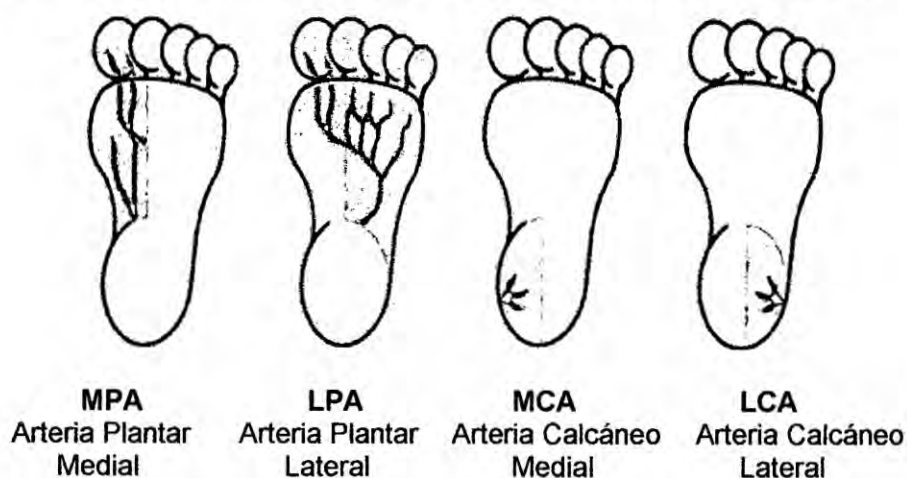
Los autores consideran que puede haber algunas dificultades en la interpretación del aumento de la temperatura atípico en termografía. El aumento de temperatura puede ser causada no sólo por una latente inflamación, sino también por la derivación y el aumento de la presión tal como lo describen en su investigación.

Para discriminar las causas, consideraron que una cuidadosa inspección del pie y el uso paralelo de la ecografía será útil. Los autores consideran que el tratamiento del pie diabético requiere un contacto entre el personal médico y los pacientes.

Los factores de comportamiento, tales como la falta de cumplimiento de los pacientes con el cuidado del pie, contribuyen al deterioro del pie

diabético. La medición de la temperatura por los propios pacientes en el hogar también es considerado dentro de esta investigación. Las estrategias de prevención de la auto monitorización de la temperatura de los pies utilizando un termómetro de infrarrojos portátil o cámaras termografía consideran que tienen una ventaja razonable en este sentido. En la siguiente figura se muestra lo que Attinger et al. (Attinger et al., 2006) propone cuatro angiosomas en la zona plantar: la angiosoma arteria plantar medial (MPA), la angiosoma arteria plantar lateral (LPA), la angiosoma arteria calcáneo medial (MCA) y angiosoma de la arteria calcáneo lateral (LCA). El pie dorsal está compuesto por una sola angiosoma Arteria Dorsal del Pie (DPA).

FIGURA N° 4.1
CUATRO ANGIOSOMAS PLANTARES POR ATTINGER ET AL.






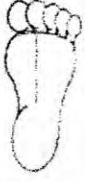





Fuente: (ATTINGER ET AL., 2006)

Descripción de las figuras:

Naranja y azul indican temperaturas más altas y más bajas, respectivamente. Las variaciones de los patrones termográficos plantares en los controles normales y pacientes diabéticos no-úlceraos

FIGURA N° 4.2

CLASIFICACIÓN CONCEPTUAL DE LOS PATRONES TERMOGRÁFICOS
CON 20 CATEGORÍAS DIFERENTES

| | | | | | |
|---|---|---|---|--|-------------------------------------|
| la | lb | lc | ld |  | Tipo I Patrón Mariposa |
| IIa | IIb | IIc | IIc |  | Tipo II MPA: O LPA: O |
| IIIa | IIIb | IIIc | IIId |  | Tipo III MPA: x LPA: O |
| IVa | IVb | IVc | IVd |  | Tipo IV MPA: O LPA: x |
| Va | Vb | Vc | Vd |  | Tipo V MPA: x LPA: x |
|  |  |  |  | | |
| Tipo a MCA: O LCA: O | Tipo b MCA: x LCA: O | Tipo c MCA: O LCA: x | Tipo d MCA: x LCA: x | | |

Fuente: *Journal of plastic, reconstructive & esthetic surgery*, Vol. 64 N°7.

Nagase, T.

Patologías músculo esqueléticas, articulaciones y dolores ocultos

Documento 10

Thermography hand temperature distribution in rheumatoid arthritis and osteoarthritis. N. Borojevi, D. Kolari, S. Grazio, F. Grubi, S. Antonini, A. Nola, E. Herceg. Periodicum Biologorum. UDC 57:61 Vol.113, N°4, 445–448, 2011. ISSN 0031-5362.

Los autores indican que se inspiraron para esta investigación en un texto médico escrito del antiguo Egipto en el cual mencionan la temperatura como un indicador de una enfermedad.

Toman la tecnología de imágenes térmicas y consideran que aunque no se ha utilizado de forma rutinaria en la medicina es una posibilidad, para la detección de la inflamación de las articulaciones periféricas, que es el tipo dominante de presentación de la artritis reumatoide, consideran que las articulaciones son adecuadas para el escaneo infrarrojo térmico.

Durante la investigación han tenido en cuenta los cambios de los huesos en las articulaciones afectadas y como contraste y grupo de control han considerado tomas de sujetos sanos.

El propósito de este trabajo fue investigar imágenes térmicas de las manos de los pacientes con artritis reumatoide y la osteoartritis y analizar la distribución de temperatura.

Se tomaron imágenes termográficas de ambas manos de sujetos sanos, de pacientes con artritis reumatoide y de pacientes con osteoartritis. De

las imágenes térmicas obtenidas, analizaron la distribución de temperatura de las regiones. Los resultados indicaron que existe una diferencia significativa en el dedo y en las falanges tanto en los valores conjuntos de la temperatura media en los lados ventral y dorsal entre los pacientes sanos y pacientes con artritis reumatoide y con osteoartritis.

El valor de la temperatura de la superficie de la piel de la cara dorsal de la mano observado en sujetos sanos fue en el intervalo de 25,4°C a 35,1°C, en las personas que sufren de osteoartritis en el intervalo de 25,6°C a 35,4°C, y en sujetos con artritis reumatoide en el intervalo de 24,8°C a 35,0°C. Al mismo tiempo, la media de temperatura de la superficie de la piel de la cara ventral en todos los grupos era un poco más alto y en el sujeto sano que estaba en el intervalo de 24,8°C a 35,5°C, en sujetos con osteoartritis de 25,5°C a 35,6°C, y en sujetos con artritis reumatoide de 24,8°C a 36,5°C.

De los resultados obtenidos concluyeron que la distribución del calor sobre la superficie de la piel en la parte de la función de la articulación afectada y de la intensidad de la enfermedad y la terapia de fármaco dado también difiere entre los pacientes con artritis reumatoide y osteoartritis, haciendo que el uso de la termografía un posible método para diferenciar sujetos normales y sujetos con artritis reumatoide y sujetos con artrosis de unos a otros.

La temperatura de la piel de la superficie de la piel fue mayor en todos los sujetos observados en el lado ventral, lo que probablemente fue

condicionado por las relaciones anatómicas de la piel y el sistema circulatorio.

La media de temperatura de la piel de la superficie también ha mostrado una diferencia significativa entre los grupos observados donde fue la más alta en los pacientes con artritis reumatoide, menor en los pacientes con osteoartritis y la más baja entre los sujetos sanos.

Los autores hacen notar que los sujetos de este estudio fueron hospitalizados y bajo tratamiento antiinflamatorio estándar.

En este estudio según los autores, las imágenes termográficas se han mostrado como un potencial método simple, eficiente y reproducible para la diferenciación de los sujetos sanos y sujetos con artritis reumatoide y osteoartritis.

Documento 11

Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. A. Denoble, N. Hall, C. Pieper y V. Kraus. *Clinical Medicine insights: Arthritis and musculoskeletal disorders* 2010:3. Libertas Academica

En este estudio los autores consideran que la tecnología termografía infrarroja digital es un medio para medir el calor irradiado desde la superficie de la piel. El objetivo fue desarrollar y evaluar la reproducibilidad de las mediciones infrarrojas en serie de la rodilla y para

evaluar la asociación de la temperatura de la rodilla por región de interés con la radiográfica de osteoartritis de rodilla (ROA)

En esta investigación se realizaron un total de 30 estudios a mujeres (15 casos con artrosis sintomática de rodilla y 15 controles de la misma edad sin dolor de rodilla o gonartrosis) participaron en este estudio. Las imágenes infrarrojas se realizó con una cámara Meditherm MED2000™ Pro infrarrojos.

La reproducibilidad de imágenes infrarrojas de la rodilla se tomó con mediciones de temperatura a partir de dos imágenes las que se realizaron con 6 meses de diferencia en los controles cuyo estado de rodilla no se espera que cambie.

La temperatura cutánea media para cada una de las cinco regiones de la rodilla de interés fue extraído por medio de software. Con las radiografías de la rodilla se anotó la gravedad de ROA en base a la escala global de calificaciones Kellgren-Lawrence. El procedimiento de imagen térmica rodilla infrarroja usada consideran los autores que ha demostrado la reproducibilidad a largo plazo en los controles.

Los autores concluyen que la temperatura de la piel de la región rotuliana en correlación con la gravedad de la radiografía de la rodilla utilizando este método de formación de imágenes de infrarrojos de la rodilla es confiable y como una medida objetiva de un signo de inflamación, temperatura, indica una interrelación de la inflamación y la rodilla estructural daños ROA.

Este estudio confirmó una asociación de la temperatura cutánea conjunta de la rótula con la gravedad de la radiografía de la ROA.

Documento 12

Aplicación de la termografía en el dolor lumbar crónico. C. Pichot, 2001
Sociedad Española del Dolor. Publicado por Arán Ediciones, S.A.

En este estudio el autor indica que la termografía es un método diagnóstico que contribuye en la evaluación y la monitorización del tratamiento de pacientes con dolor crónico. A pesar de los estudios iniciales en una amplia variedad de condiciones patológicas, considera que en la actualidad la termografía se podría emplear para diagnosticar, evaluar y controlar los cuadros de dolor lumbar crónico, con o sin irradiación a extremidades inferiores, alteraciones circulatorias, síndromes de dolor miofascial, síndromes de atrapamiento nervioso, cicatrizaciones, síndromes dolorosos psicógenos, y especialmente síndrome de dolor regional complejo tipo I y tipo II (Distrofia Simpático-Refleja y Causalgia respectivamente) .

Se discute la utilidad de la Termografía en el diagnóstico del Síndrome de Dolor Miofascial y Fibromialgia. Su utilidad en el diagnóstico de las radiculopatías parece clara, aunque no posee mayor valor predictivo que otras exploraciones como electromiografía o RNM. Por último, es de

especial utilidad para diagnosticar alteraciones del sistema nervioso simpático subyacente en cuadros de dolor

Los trastornos neuropáticos aparecen como zonas de hipertermia en la fase aguda, y ofrecen un patrón hipotérmico en la fase crónica. Los síndromes miofasciales generalmente se caracterizan por zonas de hipertermia de 1 a 2°C, al contrario de lo que ocurre con los trastornos neuropáticos. Los trastornos articulares y periarticulares, en la fase aguda aparecen como un patrón de hiperemisión, mientras que en la fase crónica el patrón puede ser de hipoemisión y hacernos sospechar la presencia de una distrofia simpático-refleja postquirúrgico irradiado a las extremidades inferiores.

Documento 13

Implicación de la termografía en el diagnóstico de la distrofia simpático refleja: a propósito de un caso. Ma. González, Ma. Antón, B. Fuertes M. Patología del aparato locomotor. 2007 · Vol.5 N°1 · 68-74.

La Distrofia Simpático Refleja o Síndrome Regional Complejo tipo I es una patología de difícil diagnóstico y tratamiento especialmente debido al desconocimiento que existe sobre la fisiopatogenia de la enfermedad, y que puede tener consecuencias graves.

En el artículo describen un caso de distrofia simpático refleja de 5 meses de evolución de origen postraumático.

Mujer de 45 años diagnosticada de este síndrome tras sufrir fractura de 5º metacarpiano de mano derecha. Aunque ninguna de las pruebas complementarias es definitiva, los autores han realizado el seguimiento con termografía infrarroja, observando un paralelismo entre la mejoría clínica y termográfica en los tres primeros meses de tratamiento rehabilitador y farmacológico.

En la investigación los autores concluyen que la termografía permite seguir objetivamente la respuesta al tratamiento y es más precoz que los cambios clínicos cutáneos o las alteraciones radiológicas. En este caso, la termografía infrarroja ha contribuido a la evaluación y seguimiento del tratamiento prescrito, observando en un primer momento hipotermia con respecto a la mano contralateral y posteriormente una progresiva normalización del patrón termográfico.

Documento 14

Termografía infrarroja y el estudio de riesgos de lesiones músculo esqueléticas. M. Morales, E. Medina, A. Fernández, E. Orozco.

La investigación se enfoca en la aplicación de la Termografía Infrarroja, como método no invasivo, para evaluar posibles riesgos a sufrir de lesiones músculo esqueléticas en operarios de la industria manufacturera de neumáticos en Venezuela. En tal sentido, la investigación es del tipo Exploratoria, de corte transversal, en la cual se aplicó la Termografía

Infrarroja, paralelamente con la metodología "Rapid Entire Body Assessment" (REBA), en un puesto de trabajo de la zona de armado de neumáticos. Se pudo encontrar que las actividades evaluadas presentan un riesgo, de nivel medio, a sufrir lesiones músculo esqueléticas, siendo las partes del cuerpo más comprometidas los brazos, el cuello y el tronco, coincidiendo con los estudios termográficos realizados, observándose que la repetitividad de la actividad tiene impacto sobre el riesgo de lesiones por el efecto acumulativo en las zonas del cuerpo comprometidas por la tarea. Se encontró una correlación positiva entre ambos métodos aplicados con un coeficiente de correlación de Pearson de 0,2497, mostrando convergencia entre los métodos; sin embargo, el estudio es preliminar y debe realizarse un mayor número de pruebas para poder concluir estadísticamente sobre la confiabilidad de la Termografía Infrarroja como método para evaluaciones biomecánicas de puestos de trabajo.

➤ Segunda etapa

Verificación teórica

A partir de los siguientes estudios realizados en los cuales se trata la variación de la temperatura corporal como parte del desarrollo de una patología, los cuales forman parte de nuestra investigación y con los cuales podemos relacionar que la variación del tejido es parte del

desarrollo de las patologías; tal como se indicó en el marco teórico, el desarrollo de una patología o de un tumor genera una angiogénesis en su entorno lo que produce una elevación de la temperatura corporal en la zona de la afección.

Esta evolución de la temperatura fue estudiada por varios investigadores desde diferentes puntos de vistas, en la línea de nuestra investigación hemos encontrado el estudio realizado por Ray Lawson en su investigación Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer (Montreal Canad. M. A. J. Aug. 15, 1956), En la que se considera que una de las características biológicas importantes de los tumores malignos es el aumento de la tasa de crecimiento en comparación con la del tejido circundante, lo que a su vez se refleja en metabolismo local acelerada que es apoyado de manera adecuada por el aumento de la sangre y la vascularización linfática.

Estas alteraciones biológicas pueden detectarse mediante la estimación de los cambios de temperatura en el tumor o de su entorno inmediato. La energía térmica se transfiere por el proceso de la convección. Concluyendo en que el estudio de la temperatura corporal de un paciente permite la detección de estas patologías.

En su momento es claro que no se utilizó la termografía ya que la tecnología no estaba disponible sino una serie de termómetros de contacto.

Luego en un estudio realizado por el mismo Lawson con Chungai titulado *Breast Cancer and Body Temperature* (Montreal Canad. Med. Ass. 3. Jan. 12, 1963, vol.88). Aquí los autores refuerzan el estudio realizado años anteriores por Lawson y se orientan por la diferencia importante en la liberación metabólica de energía térmica entre las células normales y cancerosas. Esto no puede explicarse sobre la base de un aumento de la circulación.

El aumento de calor en el tumor y el área circundante como anfitrión en comparación con el tejido normal, en este estudio pudieron detectarlo con la ayuda de un aparato de grabación de calor. Lo que para esa época se consideró como nuevas técnicas de Grabación de temperatura, en el estudio se describen los resultados de su uso y las implicaciones.

Finalmente concluyen que el calor del cuerpo se produce por intercambio metabólico en el nivel celular; por lo tanto un aumento de la tasa metabólica se refleja localmente por el aumento de calor.

Las fluctuaciones de temperatura pueden ser fácilmente evaluadas in situ por termistores. Lo que permite que la radiación de calor desde la superficie puede ser visualizado. Consideran que el registro de la temperatura como muy valioso.

La ecuación de Pennes

Luego del análisis de los estudios base se buscó dar un paso adicional de ver la situación del biocalor desde el punto de vista de la ingeniería y

de ser posible mostrar un modelo matemático, en este tramo de la investigación encontramos el desarrollo matemático de Pennes, (Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the resting human forearm (Análisis de tejidos y sangre arterial Las temperaturas en el antebrazo humano en reposo))

Para los fines de nuestra investigación y la aplicación de este modelo vamos a estar utilizando la ecuación biocalor de Pennes (que es la ecuación general de difusión de calor con los términos adicionales para la perfusión de la sangre y el calor metabólico), en coordenadas esféricas, como sigue:

$$\frac{\rho C_p}{k} \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left(r^2 \frac{\partial T}{\partial r} \right) + q_p + \frac{q_m}{k}$$

Donde:

ρ = densidad del tumor.

C_p = capacidad calorífica del tejido.

k = conductividad térmica del tejido.

q_m = término calor metabólico (o calor que genera el tumor a partir de sus procesos metabólicos).

q_p = perfusión calor o el calor que se lleva lejos del sitio del tumor por el flujo sanguíneo arterial y se define como:

$$\frac{\omega * \rho b * C_{pb}}{k} (T_{\infty} - T)$$

Donde:

ω = tasa de perfusión de la sangre.

T_{∞} = temperatura arterial.

T = temperatura del tejido local.

ρb = densidad de la sangre.

C_{pb} = calor capacidad de la sangre. Esto significa que el perfil de temperatura con respecto al tiempo es dependiente de la difusividad de calor a través del tumor, así como la cantidad de calor que se intercambia a través de las arterias y la generación de calor metabólico.

En esta parte utilizamos la solución de esta ecuación desarrollada por Brian Ho, Kanmani Kannayiram, Ryan Tam, Harrison Yang (Modeling temperature in breast cancer tumor ultrasound – based hyperthermia treatment,) a fin de poder apreciar el comportamiento de la ecuación que Pennes.

Con la finalidad de abreviar y simplificar la ecuación el q_p (el término de la perfusión de calor) lo vamos obviar. Lo cual significa que quedarían dos posibles desarrollos, considerando el calor metabólico q_m o sin él,

para nuestro caso estaremos desarrollando el escenario básico sin considerar calor metabólico. Esto significa que la ecuación (después de dividir por $\frac{\rho C_p}{k}$ en ambos lados y simplificación) se reduce a:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = D \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} \right)$$

$$D = \frac{k}{\rho C_p}$$

Las condiciones de contorno para el caso nuestro son

$T_H(0,t) = 40^\circ\text{C}$ (Temperatura en el centro del tumor, aplicado en el punto de la fuente de temperatura).

$T_H(R,t) = 37^\circ\text{C}$ (Temperatura en los bordes del tumor, temperatura fisiológica).

Y la condición inicial usada es:

$T_{ss}(r,0) = 37^\circ\text{C}$ (Temperatura inicial del tumor a tiempo $t=0$, temperatura fisiológica).

El valor de las constantes fisiológicas usados en el modelo son:

$$k = 0.42 \frac{W}{m \cdot ^\circ C} \quad (\text{Conductividad térmica del tumor})$$

$$\rho = 920 \frac{Kg}{m^3} \quad (\text{Densidad del tumor})$$

$$C_p = 3600 \frac{J}{Kg \cdot ^\circ C} \quad (\text{Capacidad calorífica del tumor})$$

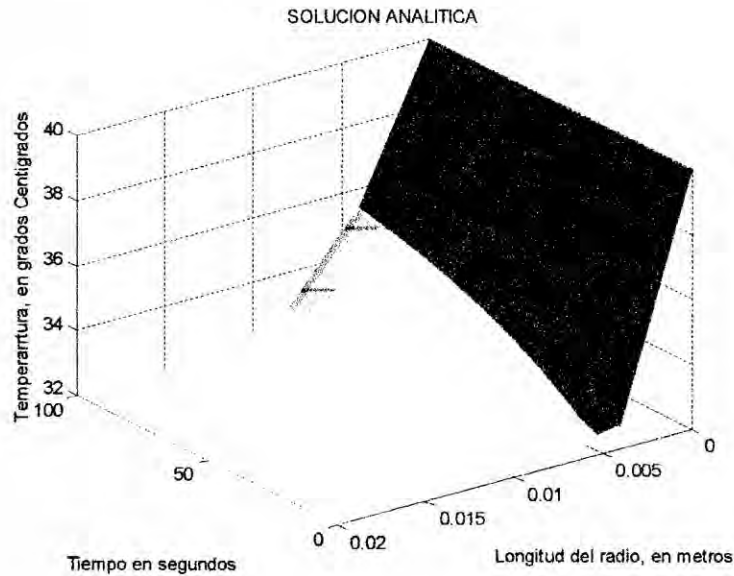
La solución analítica de estas ecuaciones usada para obtener perfiles de temperatura respectivos. Las condiciones de contorno aplicadas son:

$$q_m = 29000 \frac{w}{m^3} \quad (\text{Generación metabólica del tumor})$$

$$U(r, t) = \frac{-8r}{R} + 45 + \sum_{n=0}^{\infty} \left(\frac{-8}{n\pi} \right) \times \sin \left(\frac{n\pi r}{R} \right) e^{-\left(\frac{n\pi}{R} \right)^2 Dt}$$

La ecuación muestra el perfil de temperatura del tumor en un sistema aislado, lo que significa que no hay factores externos a considerar. Esto permite mostrar la difusión de calor a través del tumor si no hay medio de la pérdida de calor presente.

FIGURA N° 4.3
PERFIL DE TEMPERATURA PARA UN TUMOR AISLADO DEL CUERPO,
DURANTE 100 SEGUNDOS



La temperatura en el centro del tumor es una constante 40 °C. Para el caso de estudio la temperatura del tumor que se transporta hacia el exterior, desde la temperatura supuesta del centro del tumor, podría modificar la temperatura corporal hacia el exterior en pequeña escala y lo haga parecer normal, es decir no hay fiebre por ejemplo; sin embargo apreciamos que en el contorno cercano al centro del tumor hay una diferencia de temperatura, lo que muestra como es el comportamiento de la transferencia de temperatura corporal según la ecuación de Pennes tal como se muestra en la figura 4.3

Verificación con fantomas

Para poder realizar esta verificación teórica, se planteó la necesidad de realizar una prueba que simulase las condiciones reales, es decir simular una anomalía dentro del tejido humano para esto se realizó una prueba con un fantomas construido para este propósito.

Normalmente para poder probar algunos procedimientos médicos como en la terapia de formación de imágenes y la radiación molecular médica, donde se aplican radiofármacos multifuncionales que contienen beta / gamma y/o emisores de luz a tratamiento crónico de enfermedades degenerativas, ha sido necesario desarrollar una imitación del tejido humano con una constitución similar, que se denominan fantasmas o fantomas, que permiten una óptica y radiométrica caracterización.

De los varios tipos de materiales existentes, el gel de Agar ha demostrado ser un medio que permite modelar el tejido biológico en los estudios de fototerapia, por lo que se ha seleccionado para la presente investigación, en esta parte experimental del estudio a fin de determinar si la temperatura de un punto interno de un tejido es posible de visualizarse en la superficie del tejido y al mismo tiempo nos va permitir examinar desde otra óptica el fenómeno de la angiogénesis, que como se ha mencionado, esto se produce en la generación de tumores y patologías que van requiriendo más flujo sanguíneo .

El fantomas de agar gel se preparó a una concentración de 1 litro de agua, 2,3% de agar. La concentración de gel de agar utilizados en este estudio proporcionaron un medio sólido que permitió su fácil manipulación, produjo un gel rígido y mostró ser menos frágil y menos propenso a la fractura durante su manipulación y durante las pruebas de evaluación.

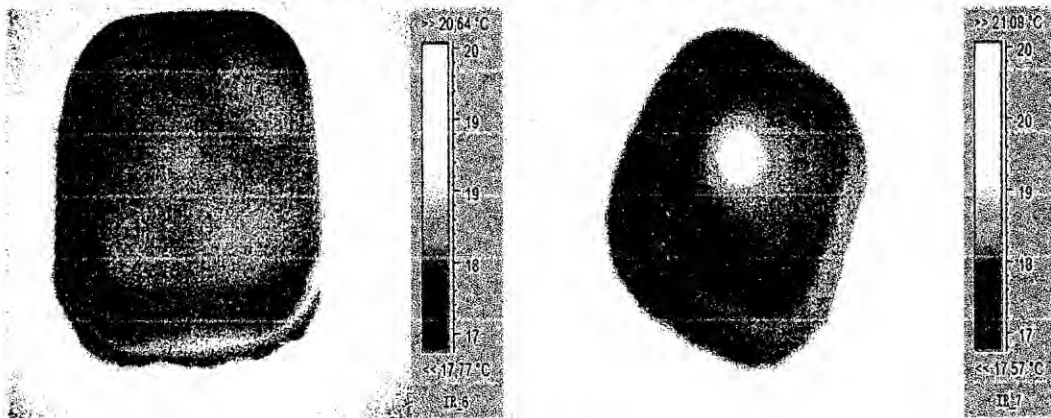
Este fantomas se construyó utilizando agar para simular el tejido humano, el agar es una especie de gelatina solida a base de algas marinas y para la simulación de la patología se utilizó un pequeño foco de disipación de 3W, a fin de poder verificar una anomalía debajo del tejido a más de 5cm de profundidad, tal como se muestra en la figura siguiente:

FIGURA N° 4.4
FANTOMAS DE AGAR



Fuente propia

FIGURA N° 4.5
FANTOMAS CON EL FOCO SIMULANDO LA PATOLOGÍA



Fuente propia

El fantomas se encontraba refrigerado y puesto a temperatura ambiente lo que lo llevo a 17°C en la superficie del fantomas, en la figura de la izquierda son las condiciones iniciales de prueba con el foco recién activado, en la figura de la derecha ya se puede observar la diferencia de temperatura provocada por el punto del foco que se proyecta hacia la superficie, comprobándose que es posible apreciar la diferencia de temperatura superficial respecto a un punto específico de estudio, con la cámara termográfica en una región determinada en la superficie de un tejido .

FIGURA N° 4.6
CÁMARA TERMOGRÁFICA USADA PARA LAS PRUEBAS



Fuente propia

➤ **Tercera etapa**

Pruebas propias

Se realizaron pruebas propias para poder en base a los resultados encontrados en las anteriores etapas y a partir de estos resultados se pudo terminar de definir el método y el protocolo del procedimiento adjuntamos seguidamente los reportes de los pacientes muestras. Las tomas se realizaron utilizando la cámara SATIR.

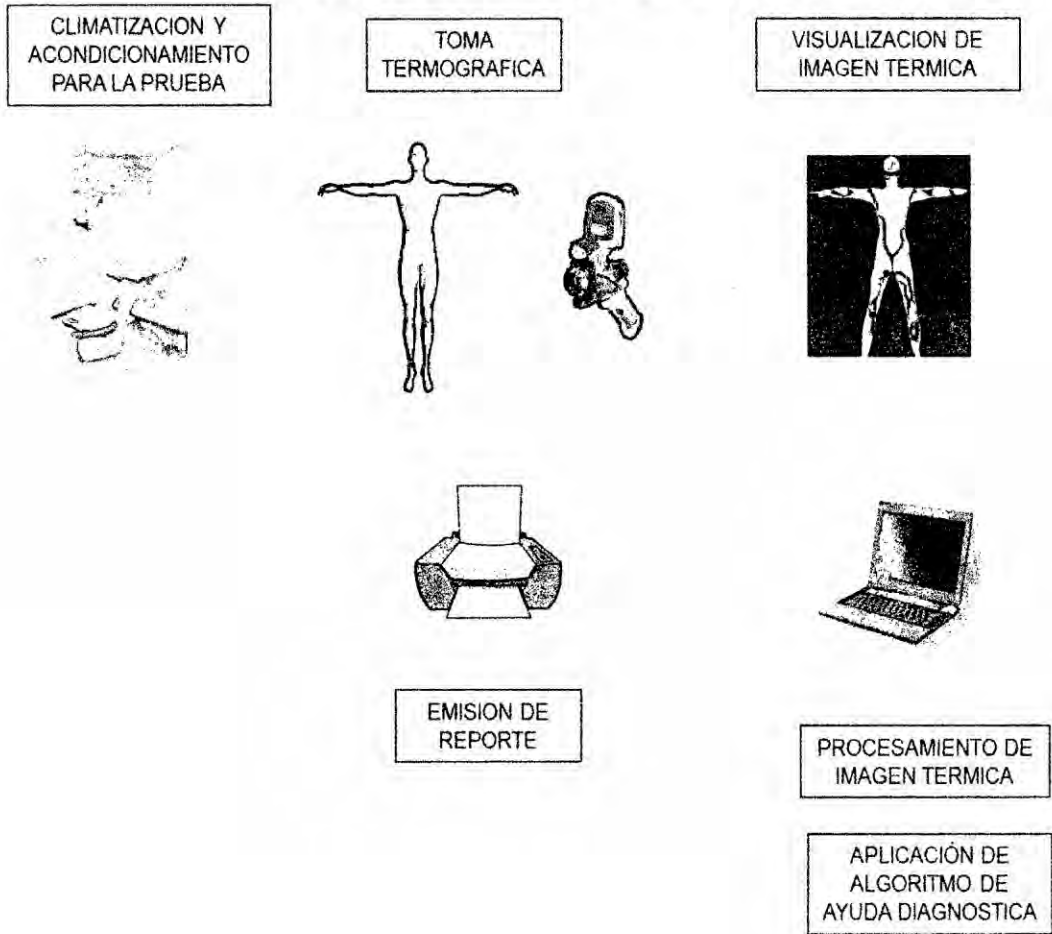
A fin de obtener datos fiables y reproducibles, se tomó en cuenta lo siguiente:

- Temperatura ambiente de la sala de pruebas: entre 18°C a 24°C.
- El tiempo de aclimatación: 20 minutos.

- Tener la zona corporal de evaluación descubierta.
- El paciente debe estar con la zona de prueba dispuesta de forma libre y sin contacto.
- Los datos objetivos de diferencia de temperatura se puede lograr mediante la fijación de una región de interés. Estos valores cuantitativos se utilizan para identificar si el sujeto está en condición normal o una condición anormal.
- Debemos entender que un punto caliente diferente en la zona de evaluación se define como un área que es al menos $0,5^{\circ}\text{C}$ más caliente que las estructuras adyacentes.
- Si la prueba requiere de enfriamiento adicional con agua, se brindó al paciente el recipiente con agua y que sumerja las partes requeridas por 2 a 3 minutos antes de realizar la toma respectiva.

FIGURA N° 4.7

ESQUEMA GRÁFICO DEL PROCEDIMIENTO DE LA TOMA TERMOGRÁFICA



Reporte Termográfico N°1

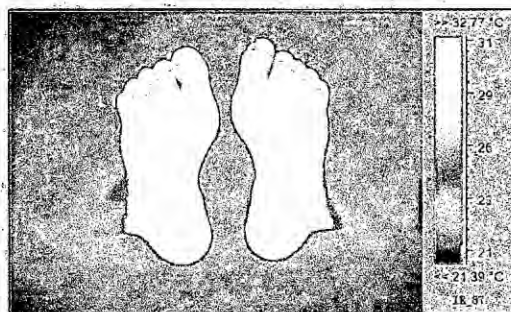
Tipo : Patología diabetes

Paciente : 1

Evaluacion: Pies, posible caso de diabetes

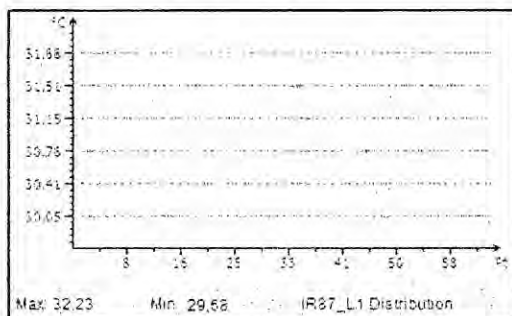
Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA, PALETA HIERRO



CUADROS DE DISTRIBUCIÓN

PIE DERECHO



PIE IZQUIERDO

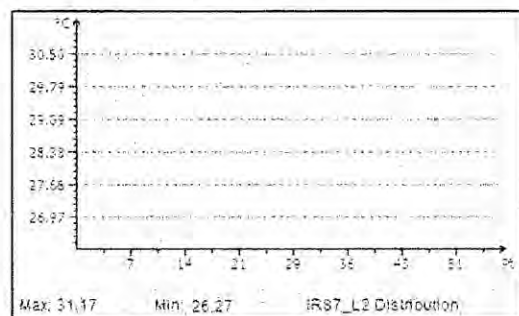


IMAGEN TÉRMICA, PALETA ARCO IRIS



Procedimiento:

Se consideró la inmersión de los pies en agua fría por espacio de 3 minutos. Luego se monitoreo térmicamente durante 10 minutos; se puede apreciar que no todos los dedos están al mismo nivel de recuperación de la temperatura corporal lo cual significa que existe una anomalía en la circulación sanguínea.

Reporte Termográfico N°2

Tipo : Patologías diabetes

Paciente : 2

Evaluacion: Pies, posible caso de diabetes

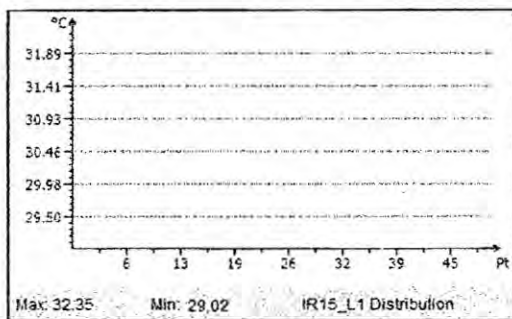
Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA, PALETA HIERRO



CUADROS DE DISTRIBUCIÓN

PIE DERECHO



PIE IZQUIERDO

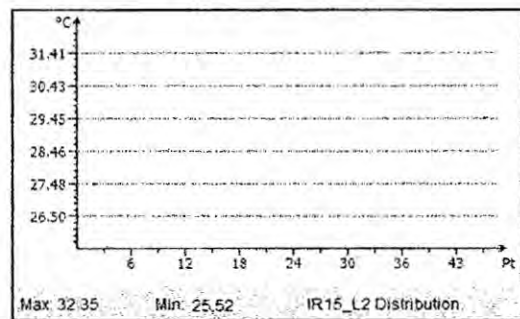


IMAGEN TÉRMICA, PALETA ARCO IRIS



Procedimiento:

Se consideró la inmersión de los pies en agua fría por espacio de 3 minutos. Luego se monitoreo térmicamente durante 10 minutos; como se puede apreciar, no todos los dedos están al mismo nivel de recuperación de la temperatura corporal lo cual significa que existe una anomalía en la circulación sanguínea.

Reporte Termográfico N°3

Tipo : Patologías dolor y vertebral

Paciente : 3

Evaluacion: Espalda, problema en la zona dorsal

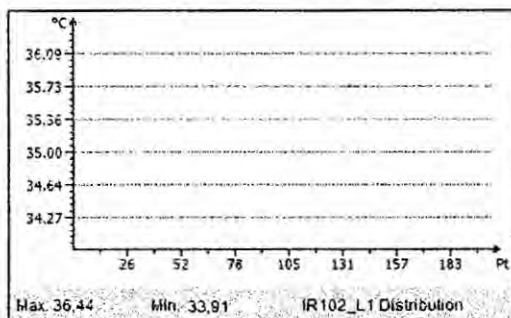
Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA, PALETA HIERRO



CUADROS DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA

HORIZONTAL



VERTICAL DORSAL

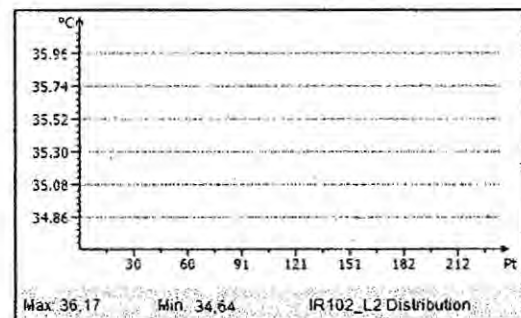
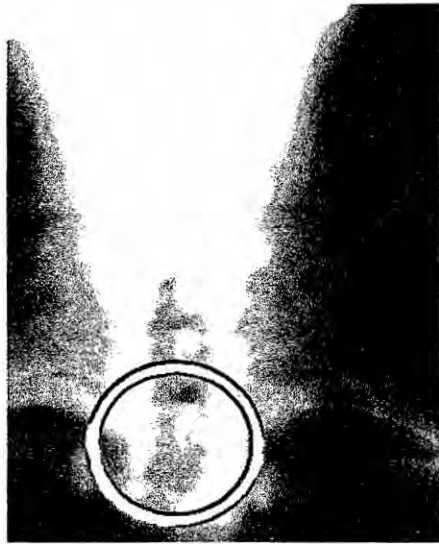


IMAGEN TÉRMICA, PALETA ARCO IRIS





Procedimiento:

Se consideró la climatización y se realizó la toma, se observa la zona de afección dorsal, el paciente indica tener dolor permanente en la zona. Se observó que la zona con más dolor está a mayor temperatura, en este caso se pudo contrastar con una toma de rayos X, observando una pérdida del espacio intervertebral,

Reporte Termográfico N°4

Tipo : Patologías dolor y vertebral

Paciente : 4

Evaluacion: Espalda, problema en la zona lumbar

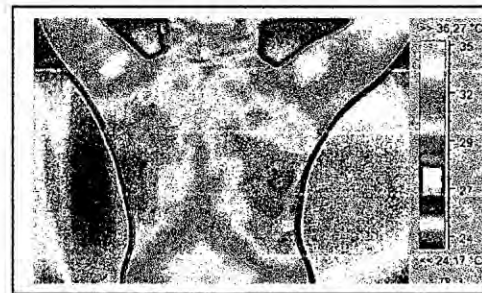
Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA

PALETA HIERRO

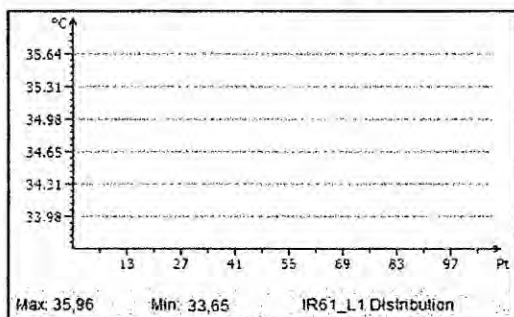


PALETA ARCO IRIS

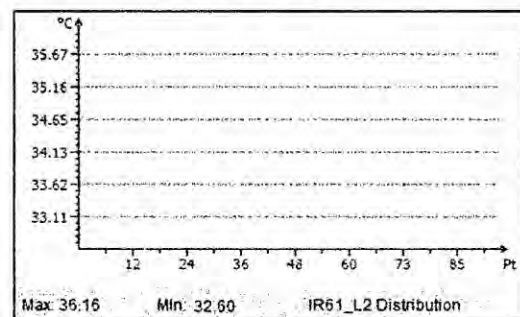


CUADROS DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA

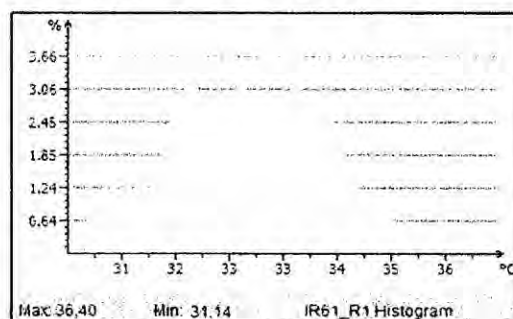
HORIZONTAL



VERTICAL



HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA DEL ÁREA



Procedimiento:

Se consideró la climatización y se realizó la toma, se examinó la zona de afección lumbar del paciente en la cual indica tener dolor permanente, se observó en la termografía que la zona con más dolor está a mayor temperatura.

Reporte Termográfico N°5

Tipo : Patologías dolor piernas

Paciente : 5

Evaluacion: Pantorrilla, problema dolor

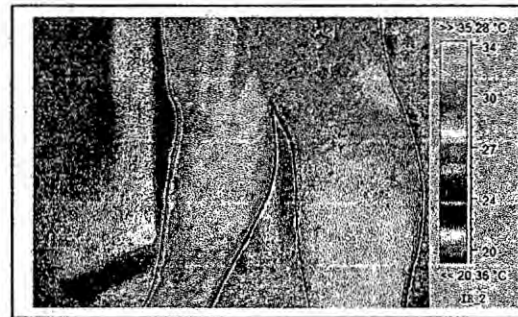
Sexo : Masculino

IMAGEN TÉRMICA

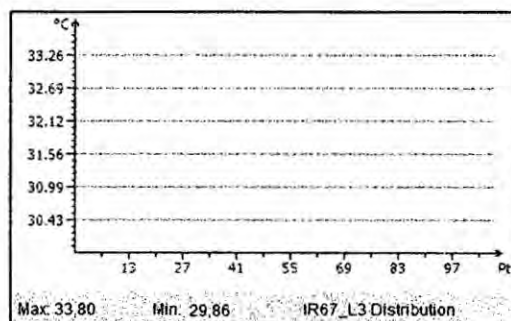
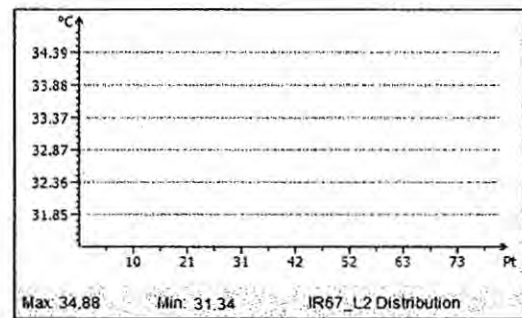
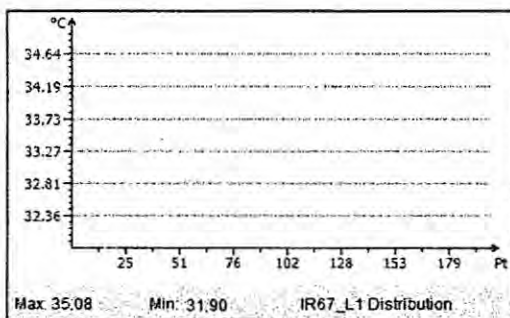
PALETA HIERRO



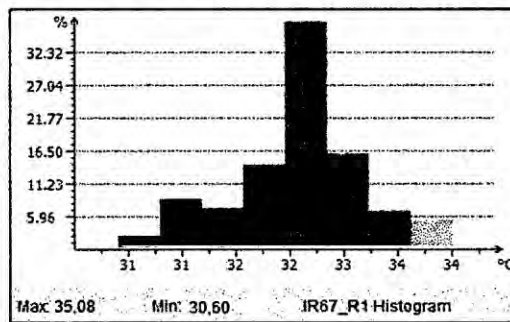
PALETA ARCO IRIS



CUADROS DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA



HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA



Procedimiento:

Se consideró la climatización y se realizó la toma, se observa zona de afección en la pantorrilla derecha del paciente el cual indica tener dolor permanente en la zona, se observó que la zona con más dolor está a mayor temperatura.

Reporte Termográfico N°6

Tipo : Patología mamas

Paciente : 6

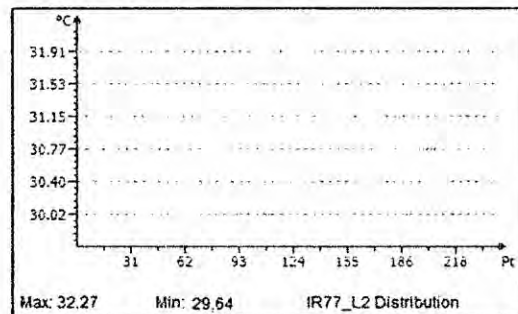
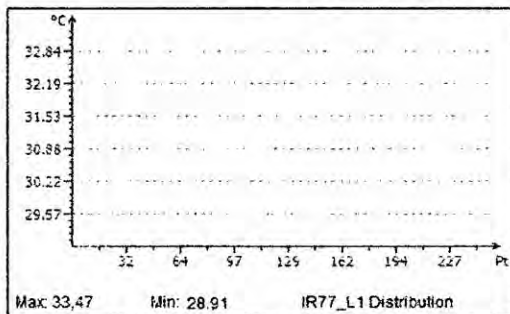
Evaluacion: Mamas

Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA, PALETA HIERRO, TOMA FRONTAL



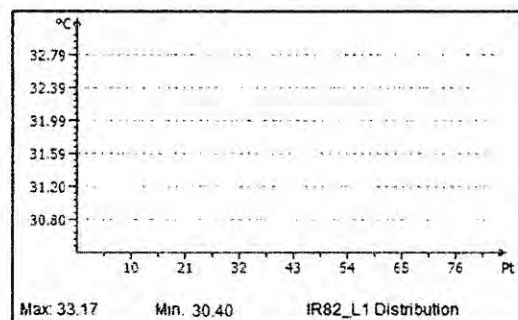
CUADROS DE DISTRIBUCIÓN TRANSVERSAL



TOMA OBLICUA IZQUIERDA

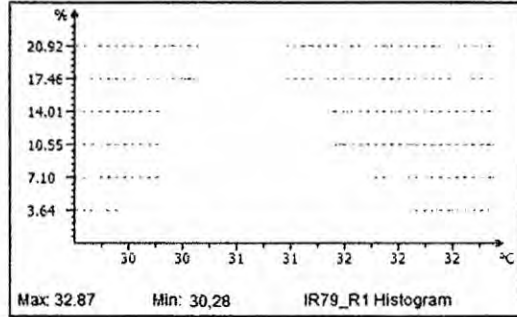


CUADRO DE DISTRIBUCIÓN, MAMA IZQUIERDA SUPERIOR



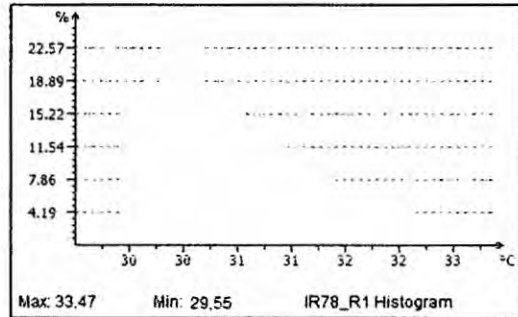
TOMA MAMA IZQUIERDA

**HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN,
MAMA IZQUIERDA SUPERIOR**



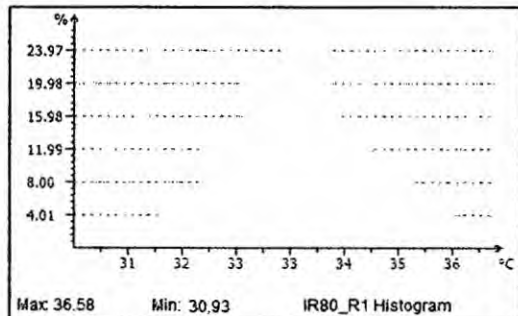
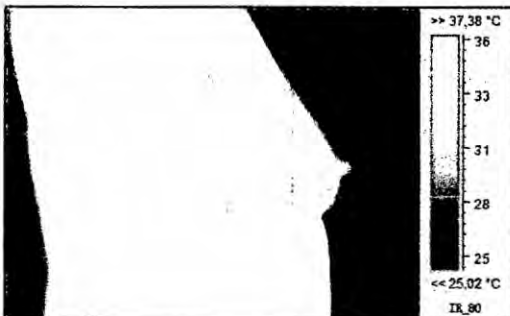
TOMA MAMA DERECHA

**HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN,
MAMA DERECHA SUPERIOR**



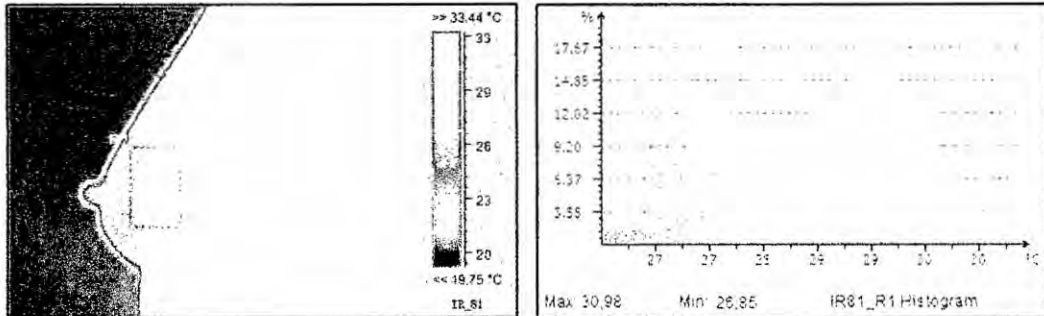
TOMA LATERAL MAMA DERECHA

**HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN
MAMA LATERAL DERECHA**

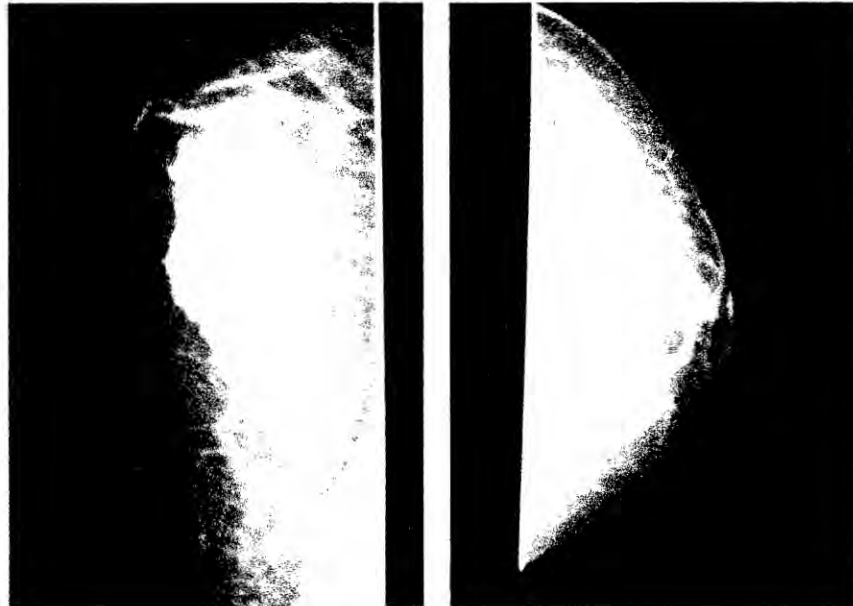


TOMA LATERAL, MAMA IZQUIERDA

HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN MAMA LATERAL IZQUIERDA



MAMOGRAFÍAS



Procedimiento:

Se procedió a la climatización, se aprecia en la mama izquierda una zona de pérdida de tejido, producto de una intervención quirúrgica, la temperatura mostrada es menor por este motivo; se observa en ambas mamas la presencia de calcificaciones y que en la termografía se muestra como mayor temperatura, en esta ocasión se pudo comparar con la mamografía confirmando la toma de mamograma.

Reporte Termográfico N°7

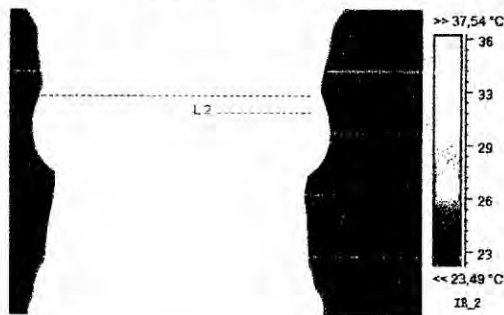
Tipo : Patología Mamas

Paciente : 7

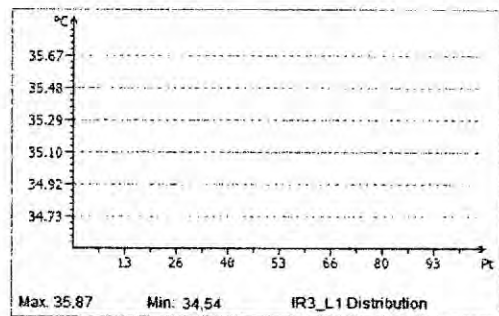
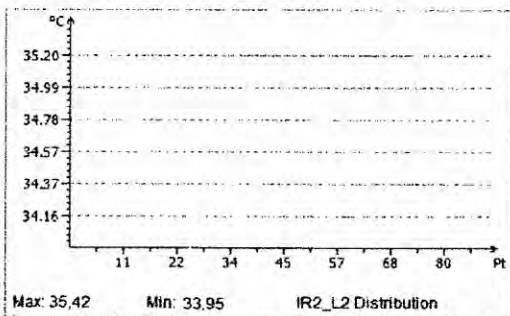
Evaluacion: Mamas

Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA, PALETA HIERRO, TOMA FRONTAL



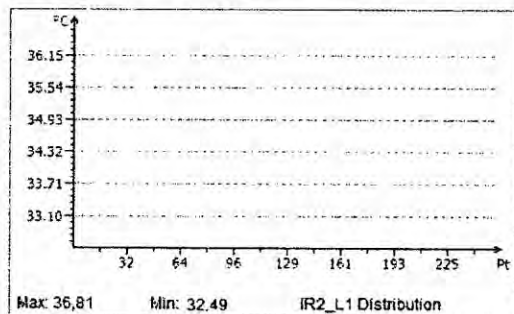
CUADROS DE DISTRIBUCIÓN TRANSVERSAL



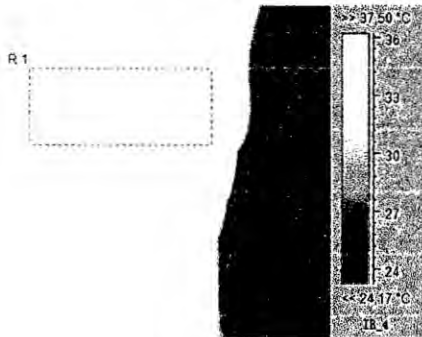
TOMA OBLICUA IZQUIERDA



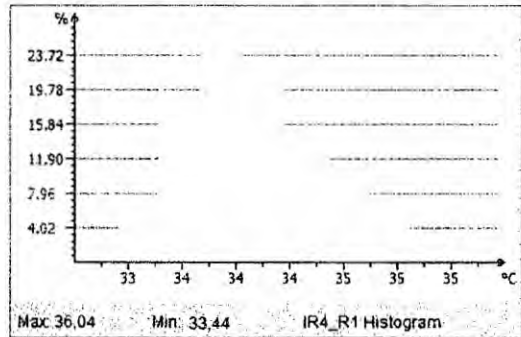
CUADRO DE DISTRIBUCIÓN MAMA IZQUIERDA SUPERIOR



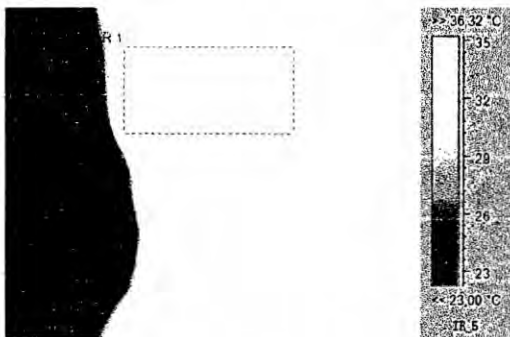
TOMA MAMA IZQUIERDA



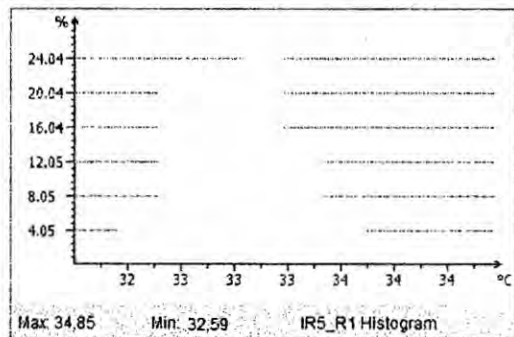
**HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN
MAMA IZQUIERDA SUPERIOR**



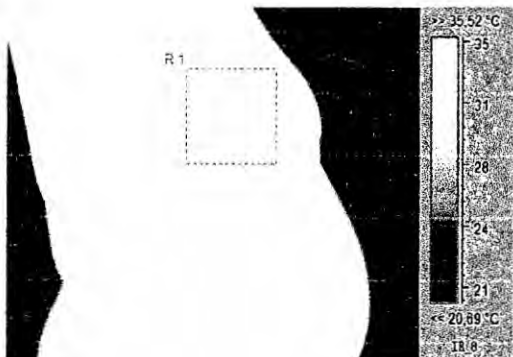
TOMA MAMA DERECHA



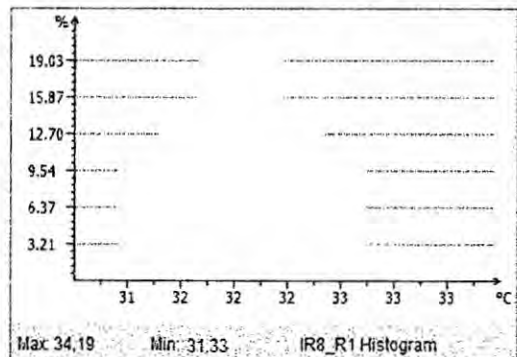
**HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN
MAMA DERECHA SUPERIOR**



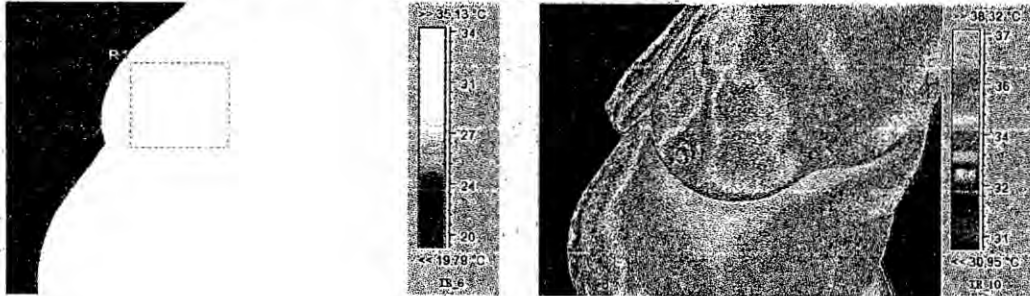
TOMA LATERAL, MAMA DERECHA



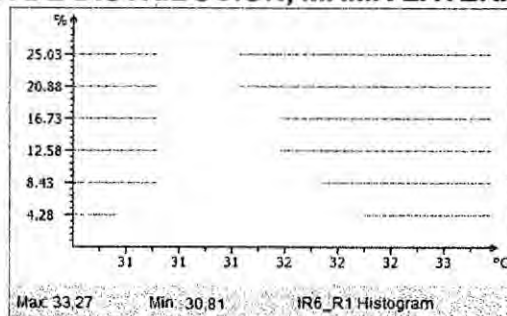
**HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN
MAMA LATERAL DERECHA**



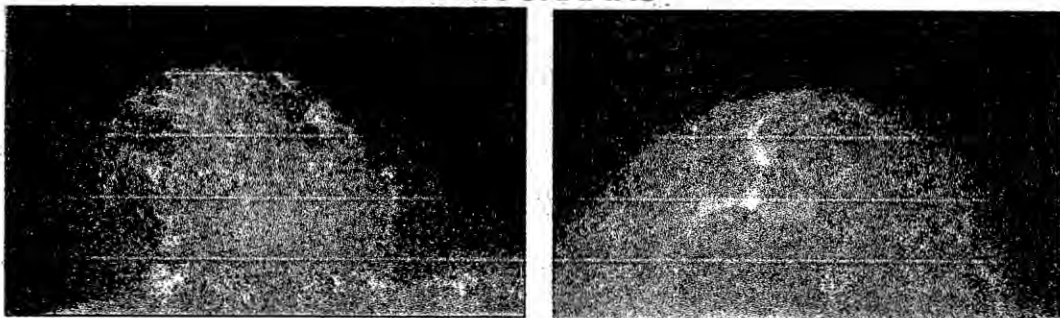
**TOMA LATERAL, MAMA IZQUIERDA TOMA LATERAL MAMA IZQUIERDA
PALETA ARCO IRIS**



HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN, MAMA LATERAL IZQUIERDA



MAMOGRAFÍAS



Procedimiento:

Se procedió a la climatización del paciente, se aprecia en la mama izquierda una zona de perdida de tejido, producto de una intervención quirúrgica, la temperatura mostrada es menor por este motivo, se observa en ambas mamas la presencia de calcificaciones y que en la termografía se muestra como mayor temperatura, en esta ocasión se pudo comparar con la mamografía confirmando la toma,

Reporte Termográfico N°8

Tipo : Patologías dolor lumbar

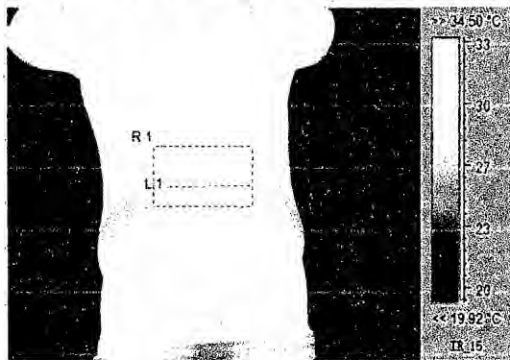
Paciente : 8

Evaluación: Espalda, problema en la zona lumbar

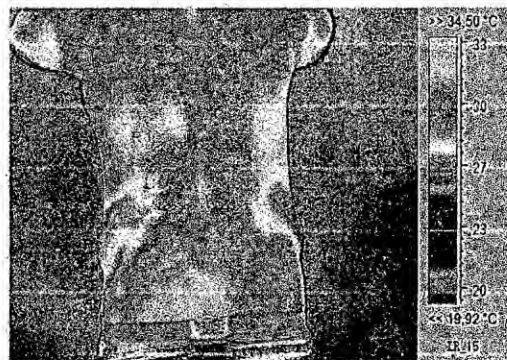
Sexo : Masculino

IMAGEN TÉRMICA

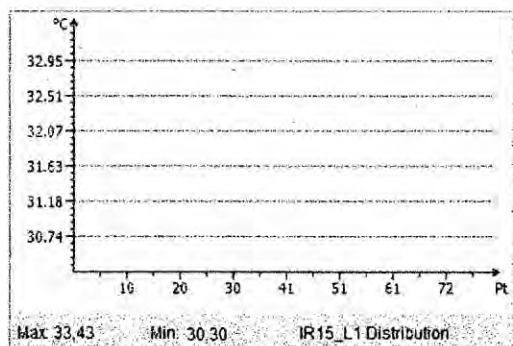
PALETA HIERRO



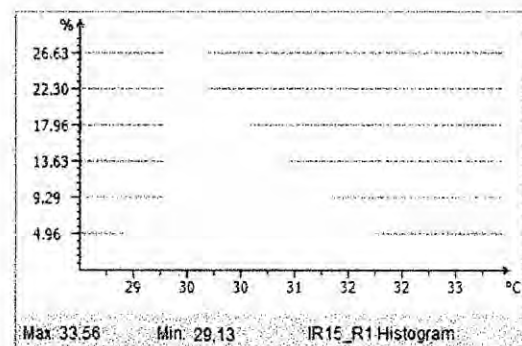
PALETA ARCO IRIS



CUADRO DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA HORIZONTAL



HISTOGRAMA DE DISTRIBUCIÓN TEMPERATURA



RADIOGRAFÍA



Procedimiento:

Se consideró la climatización y se realizó la toma, se observa la zona de afección lumbar, el paciente indica tener dolor en la zona, de la toma termográfica se observó que la zona de dolor está a mayor temperatura, en este caso se pudo contrastar con una toma de rayos X, observando una pérdida del espacio intervertebral que causa el dolor en la zona.

Reporte Termográfico N°9

Tipo : Patología diabetes

Paciente : 9

Evaluación: Pies, posible caso de diabetes

Sexo : Femenino

IMAGEN TÉRMICA

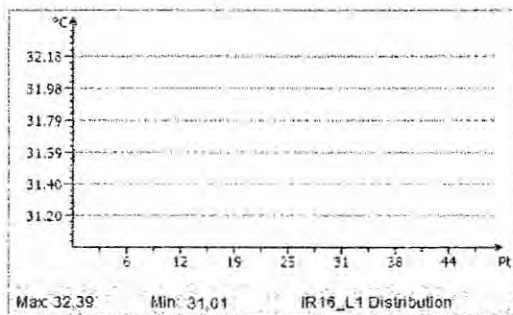
PALETA HIERRO



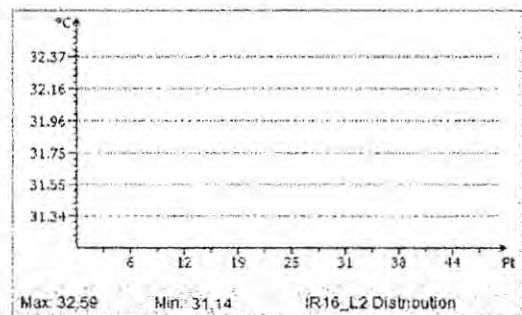
PALETA ARCO IRIS



PIE DERECHO



PIE IZQUIERDO



Procedimiento:

Se consideró la inmersión de los pies en agua fría por espacio de 3 minutos. Luego se monitoreo térmicamente durante 10 minutos; en este caso, se puede apreciar que, prácticamente todos los dedos están al mismo nivel de recuperación de la temperatura corporal lo cual significa que no existe una anomalía en la circulación sanguínea.

Reporte Termográfico N°10

Tipo : Patologias varios

Paciente : 10

Evaluacion: Zona abdominal

Sexo : Masculino

Imagen Térmica, Paleta Hierro, Zona Abdominal

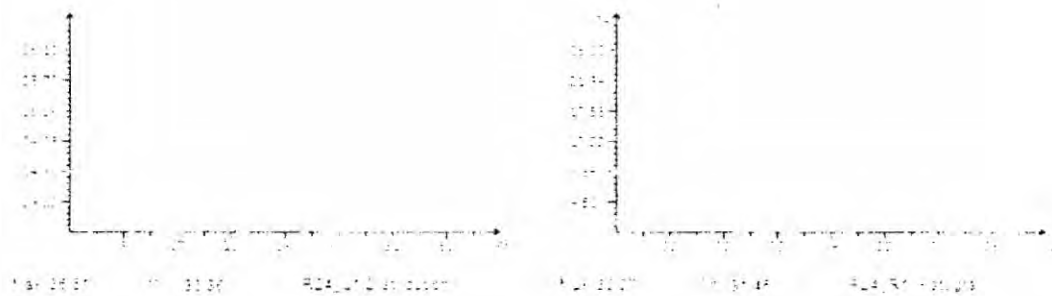
Toma Frontal

Toma Lateral Derecha



Cuadro de Distribución Transversal

Histograma del Area Afectada



Paleta Arco Iris



Procedimiento:

Se procedió a la climatización y luego a la realización de las tomas termográficas; se aprecia en la toma lateral derecha que en la zona abdominal presenta claramente tres puntos calientes en una distribución no uniforme lo que hace presumir una posible patología en la zona.

Reporte Termográfico N°11

Tipo : Patologías varios

Paciente : 11

Evaluacion: Zona abdominal

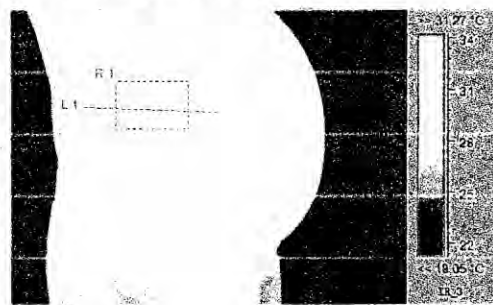
Sexo : Masculino

Imagen Térmica, Paleta Hierro, Zona Abdominal

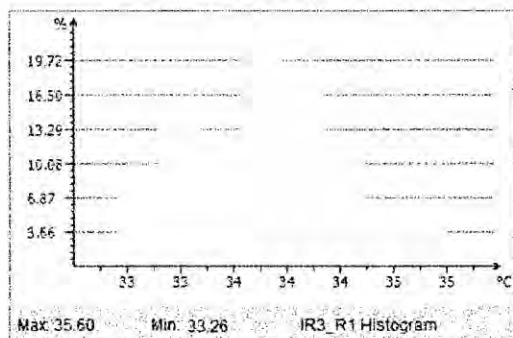
Toma Lateral izquierda



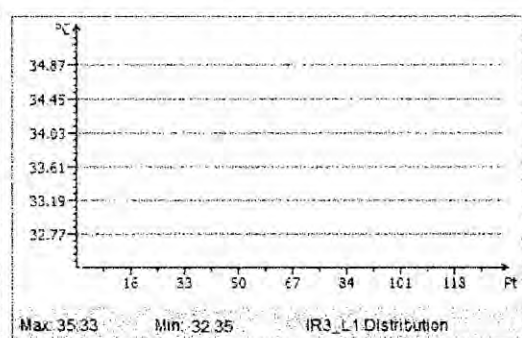
Toma Lateral Derecha



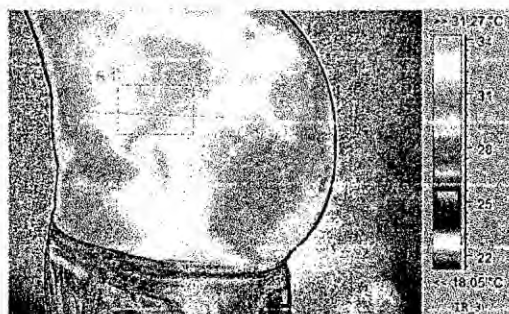
Cuadro de Histograma del Area Afectada



Distribución Transversal



Paleta Arco Iris



Procedimiento:

Se procedió a la climatización y luego a la realización de las tomas termográficas; se aprecia en la toma lateral derecha que en la zona abdominal presenta claramente una zona de temperatura más alta en una distribución no uniforme lo que hace presumir una posible patología en la zona hepática.

➤ Cuarta etapa

El protocolo del método

El protocolo del método se desarrollará en el capítulo de resultados dado que es la consecuencia de lo realizado en las tres primeras etapas

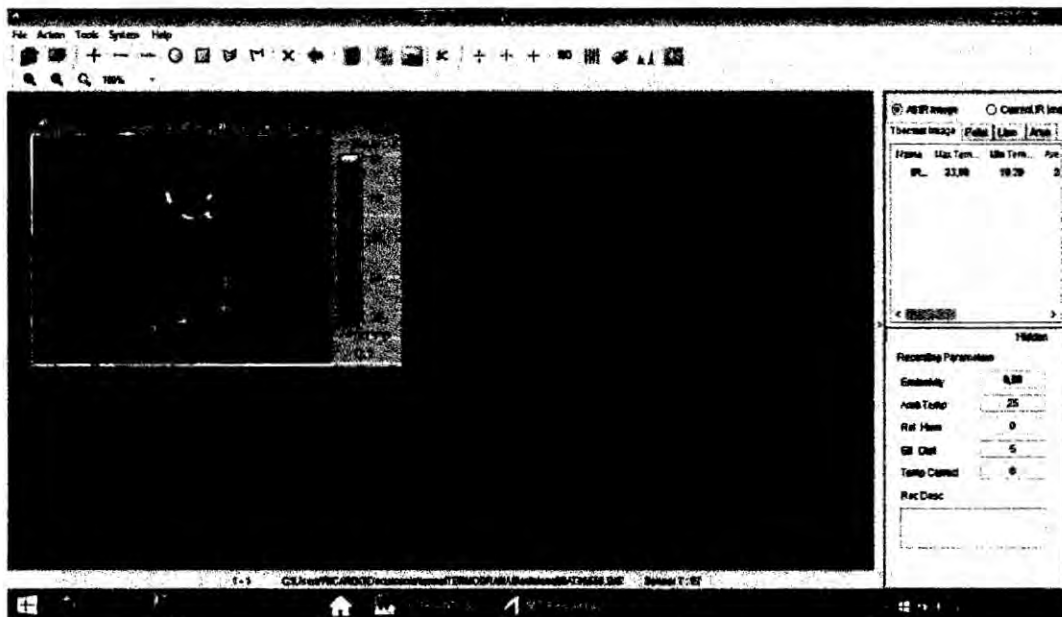
Software aplicativo para análisis de imágenes térmicas

El software de SATIR

El Software propietario de SATIR fue utilizado para el análisis y reportes de las imágenes térmicas. Como en todas las marcas de cámaras termográficas, el software de aplicación es propietario normalmente, este software permite visualizar las imágenes térmicas tal como se muestra en la figura

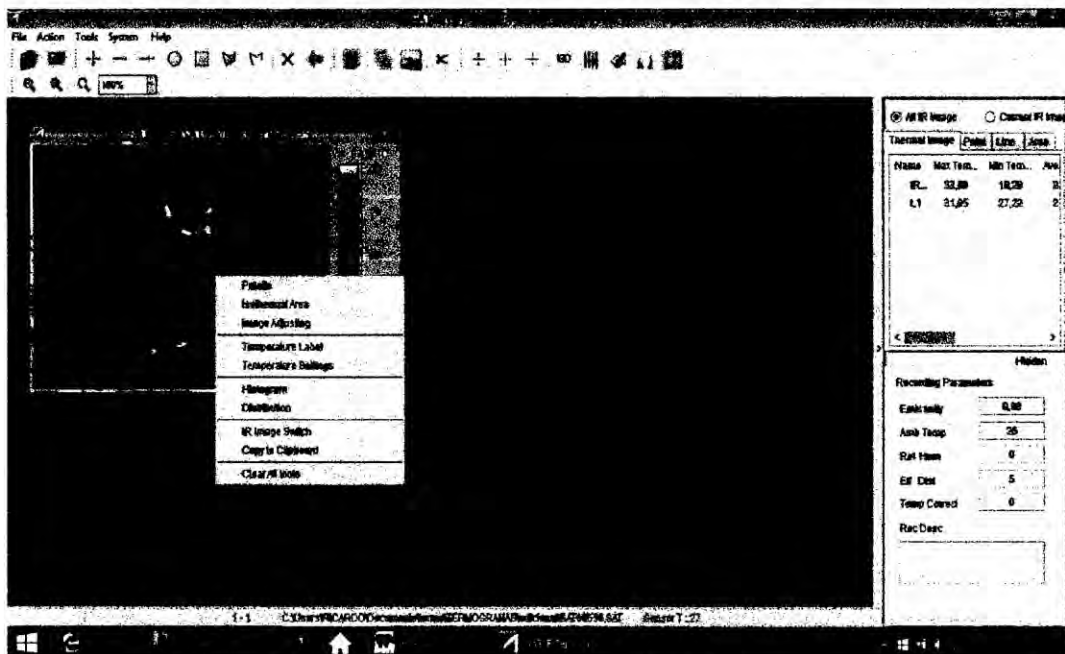
FIGURA N° 4.8

PANTALLA PRINCIPAL DEL SOFTWARE APLICATIVO DE SATIR



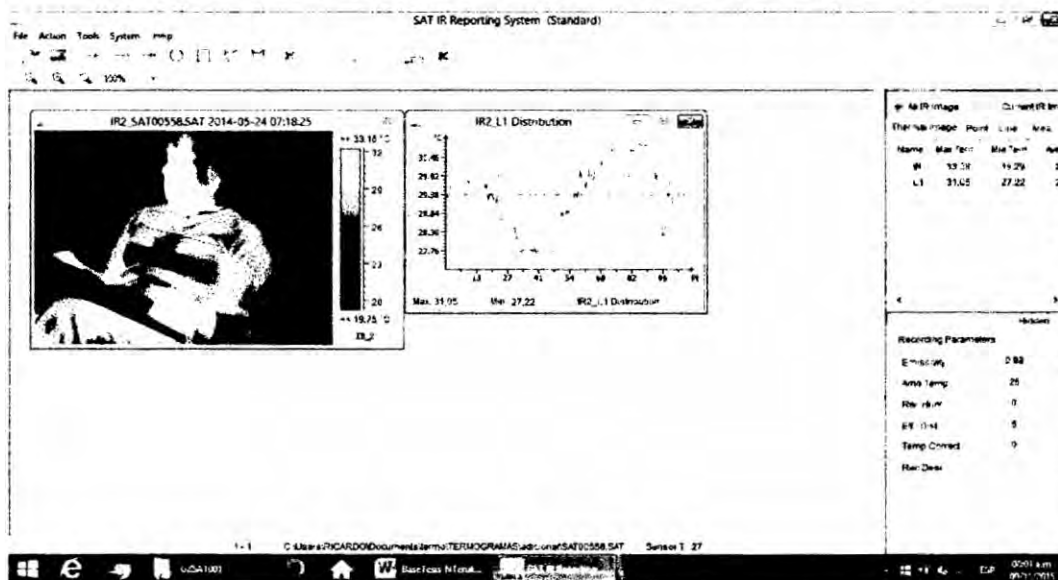
Estos softwares permiten normalmente realizar reportes acompañados de cuadros, como por ejemplo de distribución de la temperatura en una determinada zona a seleccionar.

FIGURA N° 4.9
PANTALLA CON ALGUNAS INICIACIONES DE LAS CARACTERÍSTICAS Y AYUDAS DEL SOFTWARE APLICATIVO DE SATIR



Esto permite al usuario tener una aplicación amigable para la visualización de las imágenes térmicas y dependerá de la habilidad del usuario en poder desarrollar el máximo del potencial de cada software en función de la ayuda diagnóstica, como en todo este tipo de equipamientos, es una herramienta potente que depende de cómo será utilizado.

FIGURA N° 4.10
PANTALLA CON CUADRO DE DISTRIBUCIÓN DE TEMPERATURA



Programa de apoyo de diagnóstico

Elaboración del código de apoyo

A fin de poder tener una aplicación adicional de apoyo a un mejor diagnóstico, se elaboró en esta etapa un código en MATLAB que permite obtener la gráfica promedio de temperaturas y la gráfica de las secciones a una temperatura determinada.

El código se encuentra en GUI que es el interface de MATLAB de ventanas, que permite que las funciones del código se muestren más amigables. En la siguiente figura mostramos el diagrama del código

FIGURA N° 4.11
DIAGRAMA DEL CÓDIGO

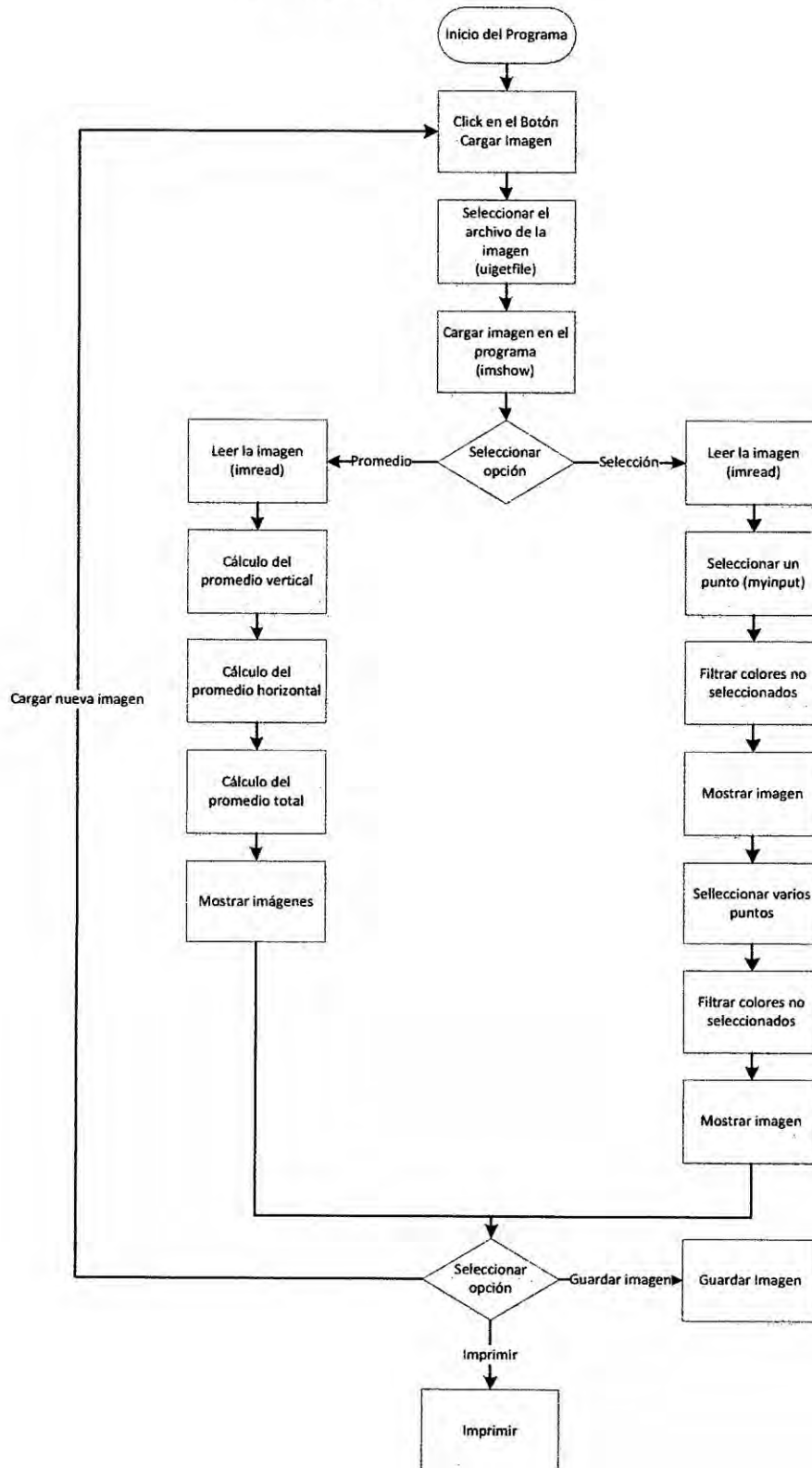


FIGURA N° 4.12
PANTALLA PRINCIPAL



FIGURA N° 4.13
PANTALLA DE SELECCIÓN DE PROMEDIO DE LA TEMPERATURA

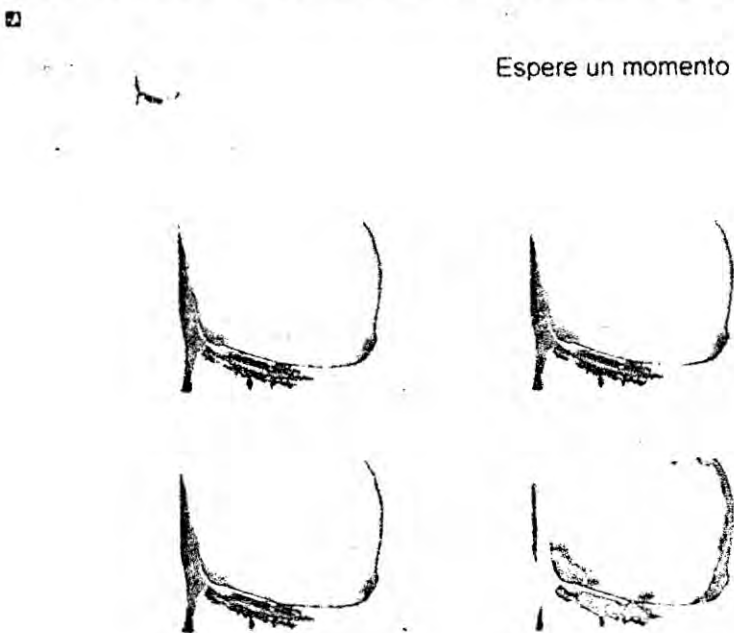
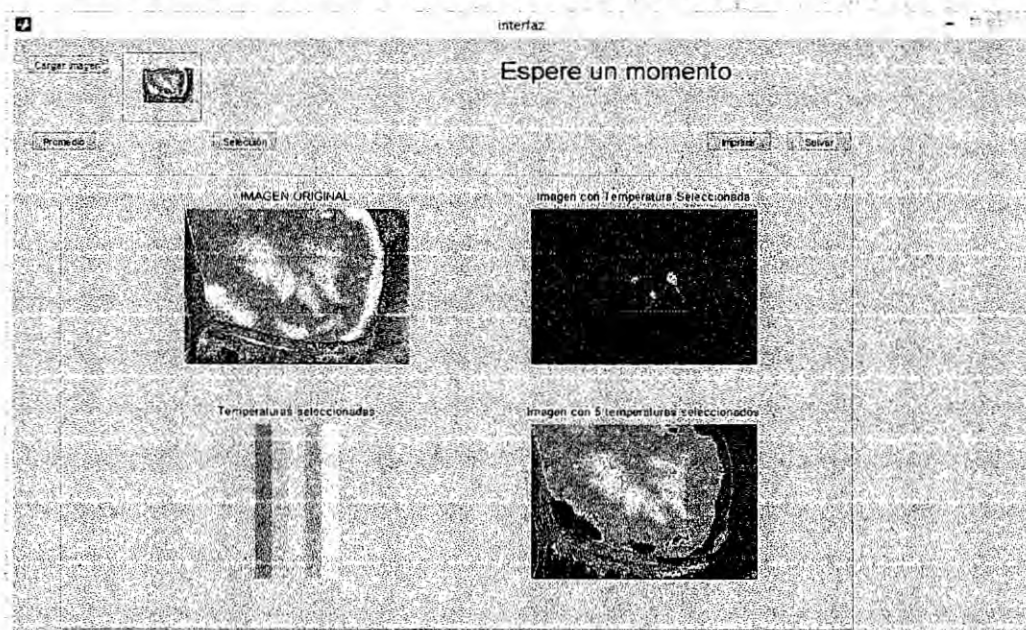


FIGURA N° 4.14
PANTALLA DE SELECCIÓN DE UN SECTOR DE TEMPERATURA



Como se muestra en la figuras este código ayudará al diagnóstico permitiendo al usuario a partir de una imagen térmica convertida en extensión jpg, poder sectorizar una temperatura seleccionada según el color de la paleta que se utilice y que pueda estar indicando una patología o una anomalía, de tal forma que con una observación general y realizando una selección el usuario podrá tener una idea más clara sobre que zonas pueden estar afectadas según el nivel de temperatura (color).

Este código se presenta como una ayuda adicional al análisis de imágenes térmicas, independientemente del software con que los equipos de termografía vienen y que son softwares propietarios de las diferentes marcas.

CAPÍTULO V

5.- RESULTADOS

De acuerdo a lo investigado, los aumentos variables en la temperatura de la piel que recubre la lesión de una patología es variable.

La experiencia clínica sugiere que existe una correlación entre la cantidad de aumento de la temperatura y el grado de malignidad. En otras palabras, más caliente está el tumor, más rápida y más virulenta su biología.

El aumento de la temperatura debido a la presencia de tumores y masas inflamatorias ha sido tenido en cuenta por los médicos sobre la base del aumento de la sangre y vascularización linfática.

El calor del cuerpo se produce por el intercambio metabólico en el nivel celular; por lo tanto un aumento de la tasa metabólica se refleja localmente por el aumento de calor.

Las fluctuaciones de temperatura pueden ser fácilmente evaluadas in situ por termistores. La radiación de calor desde la superficie pueden ser visualizados por los escáneres.

La influencia de los agentes que afectan a las tasas metabólicas locales se midieron objetivamente por esta nueva técnica. Como parte del material utilizado en la presente investigación, indicamos los estudios realizados por otros investigadores y aplicaciones referentes y programas

de procesamiento de imágenes térmicas, referidas a su uso en el campo de imágenes médicas.

En cuanto al software o programas para el procesamiento de imágenes térmicas las empresas que fabrican las cámaras termográficas también fabrican el software de soporte, los cuales permiten obtener características cuantificables en las áreas de las imágenes seleccionadas y permite conocer resultados mediante un reporte con los datos obtenidos los cuales pueden ser utilizados para el diagnóstico del paciente.

Los exámenes termográficos se deben de realizar en una habitación con temperatura controlada a 20°C de temperatura ambiente para poder contrastar la temperatura corporal observando una temperatura piel normal neutral es de 35°C aproximadamente,

George E. Chapman y Victoria Lea indican que en los experimentos clínicos de Draper, sólo se emite el calor dentro de 6 mm de la superficie de la dermis. La termografía sólo detecta el calor dentro de este rango (microcirculación de la piel). Considerando que la alteración en la microcirculación como resultado de óxido nítrico bloqueando la vasoconstricción normal en una habitación fría, o el incremento de la perfusión de nuevos o existentes vasos sanguíneos, la detección de patologías podría considerar que entre 92-97% de precisión de la termografía en la detección del cáncer de mama, disponible actualmente

5.1.- Resultados de la primera etapa

Esta etapa permitió comprobar lo siguiente:

- Dentro de las aplicaciones más resaltantes se encuentran las patologías en las mamas.
- Las aplicaciones para los casos de la diabetes han sido muy alentadores.
- El uso de la tecnología para las patologías tipo artritis o artrosis también se encontraron satisfactorias
- Para el caso muscular o músculo esqueléticas, se encontraron que se han aplicado en acciones deportivas como por ejemplo en el fútbol

Las patologías

Luego de la clasificación y revisión de estas investigaciones, determinamos que se tomarían 3 patologías como esquema de base para nuestra investigación, las cuales fueron las siguientes:

- Patologías de las mamas o senos
- Patologías producidas por la diabetes: los referidos a los problemas del pie diabético.
- Artritis o artrosis, dolores ocultos. Problemas musculares

TABLA N° 5.1
CUADRO DE APLICACIONES PATOLÓGICAS

| | |
|----------------------------------|---|
| Principales aplicaciones | <ul style="list-style-type: none"> • Diagnóstico del dolor • Evaluación tratamiento |
| Mamas | <ul style="list-style-type: none"> • Exploración de mamas • Patologías mamarias • Pre-diagnóstico • Post-operatorio |
| Diabetes | <ul style="list-style-type: none"> • Exploración del pie diabético • Prediagnóstico |
| Enfermedades musculoesqueléticas | <ul style="list-style-type: none"> • Síndrome de dolor miofacial • Artritis • Lesión • La artritis reumatoide • Esguince, miofascitis • Neuralgia crónica y el dolor de espalda agudo • Síndrome del túnel carpiano • Disco y lesión del nervio espinal • Estenosis espinal, • Lesión nerviosa periférica • Lesión nerviosa autonómica |
| Otros campos de aplicación | <ul style="list-style-type: none"> • Facial • Los campos de aplicación de enfermedad dental, • Urología, • Dermatología |

Resultados obtenidos de los estudios de base investigados

Aplicación de la termografía en el dolor lumbar crónico

En condiciones controladas y en sujetos normales sin patología el patrón termográfico guarda unas características constantes que pueden servirnos para identificar la existencia de alteraciones. Generalmente la

región cervical posterior aparece hipertérmica en 0,5-1°C respecto al tronco. Algunos pacientes pueden estar afectados de un síndrome de dolor lumbar crónico de origen miofascial. Éste se caracteriza por la existencia de puntos La termografía puede ser muy útil en la evaluación de dolor lumbar con irradiación a las extremidades, pero no debe considerarse de ningún modo un test diagnóstico absoluto ni debe ser criterio para indicación de terapias invasivas.

Imágenes térmicas hoy y su relevancia para la diabetes

Uno de los factores clave en la termorregulación del cuerpo humano como se indicado es la piel, que es la interfaz dinámica entre el cuerpo y su entorno. En el calor excesivo, la necesidad de perder calor se acelera por el sudor, que se evapora y refresca la piel. En condiciones muy frías, los vasos sanguíneos periféricos se contraen, reduciendo la oportunidad para el enfriamiento de la sangre en la superficie del cuerpo

Termografía infrarroja, a diferencia de muchas otras técnicas de imagen utilizadas en la medicina, no es un sistema de imagen interno sobre la información anatómica. La superficie de la piel humana es un radiador altamente eficiente, con una emisividad de 0,98. Un radiador perfecto cuerpo negro se considera en la unidad, es decir, la capacidad de absorber e irradiar son máximos; por lo tanto, la imagen de infrarrojos proporciona información sobre la distribución de temperatura de la piel.

Dado que el entorno en el que el cuerpo humano está situado afectará esto, es obviamente de vital importancia que las condiciones para cualquier examen utilizando este método deben ser lo más neutral posible, y estandarizado

El examen debe ser realizado en un ambiente de temperatura controlada con una humedad de < 50%. El cubículo desnudarse También debe estar a la temperatura constante, que suele ser de 22°C (70°F). Se requiere un período de equilibrio térmico antes de cualquier formación de imágenes tiene lugar, y esto puede ser variable dependiendo de si las zonas periféricas o troncales han de ser examinados. Quince minutos es muy adecuado para al menos lograr un nivel razonable de estabilidad de la presión arterial y la temperatura de la piel

En condiciones de isquemia, donde la perfusión sanguínea puede reducirse, especialmente en la periferia del cuerpo humano y las extremidades (manos y pies), la temperatura puede ser detectada. Esto requiere un período de estabilización, donde el paciente está descansando en el estable a temperatura ambiente (y baja humedad) para algunos 15 minutos antes del examen. Durante este tiempo, las áreas del cuerpo a examinar tienen que estar sin ropa

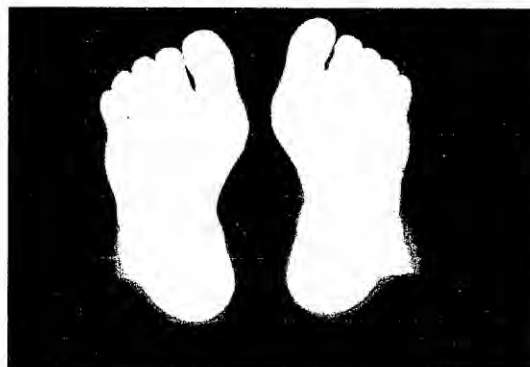
En muchas situaciones, puede ser más útil para aplicar a la circulación periférica y la región de la piel

Una rápida recuperación en un tiempo como 10 minutos después de la refrigeración por inmersión por lo general indica una respuesta normal

Algunos pueden producir excedente de recuperación, la hiperemia reactiva, donde los dedos se vuelven más caliente durante un tiempo que el resto de la mano. Un retraso y recuperación prolongada, dejando los dedos más fríos que antes de la inmersión, puede ser típica del fenómeno de Raynaud y puede ser una característica de otra enfermedad como la artritis reumatoide o la diabetes mellitus. En la diabetes mellitus, disfunción circulatoria puede ocurrir en los pies, así como las manos, que pueden conducir a la ulceración de la piel.

La imagen térmica se ha utilizado como un método para controlar la temperatura de la piel en el área de la ulceración, que de nuevo puede ser un medio de evaluar la eficacia del tratamiento para mejorar la perfusión de la extremidad afectada. Las asignaciones de termografía y termometría en las heridas de las extremidades inferiores y las complicaciones vasculares asociadas han sido revisados por Bharara y compañeros de trabajo, de 15 años que estudió también la tecnología de bajo costo de termografía de contacto de cristal líquido

FIGURA N° 5.1
TERMOGRAFÍA DE LA PLANTA DE LOS PIES



Fuente Propia

Termografía en la detección del cáncer de mama

Ha quedado claro que la termografía ofrece significativos datos para la interpretación de riesgo de desarrollar o presencia de malignidad de mama.

Los resultados pueden ser utilizados de manera objetiva para descubrir la patología/cáncer oculto, en toma de decisiones terapéuticas, para supervisar la efectividad del tratamiento, y establecer un marcador de riesgo o de línea de base con el fin de detectar el desarrollo temprano de cáncer de mama.

Debido a que existe una relación inequívoca entre la producción de calor y tumor Duplicando tiempo de monitoreo termográfica de la efectividad del tratamiento es una prueba tremendamente útil para la terapia del cáncer de cualquier persona que experimenta, independientemente del tipo de tratamiento que se queden (la atención médica tradicional, de cortesía medicina alternativa, tratamientos experimentales o no probadas) que es capaz de detectar y analizar la respuesta al tratamiento es muy valiosa.

La termografía proporciona la supervisión inmediata y de corto plazo de un paciente de la efectividad del tratamiento. No es caro; es no invasivo, libre de radiación y extremadamente preciso.

Proporciona tanto cualitativa (análisis de las características o patrones) y el análisis cuantitativo (temperaturas específicas) de área en cuestión.

Investigación es una de las pruebas más específicas y objetivas para la

detección de cáncer de mama y la investigación en correlación se sigue publicando en la norma revistas médicas y quiroprácticos tradicionales en todo el mundo.

FIGURA N° 5.2
TERMOGRAFÍA DE MAMAS



Fuente Propia

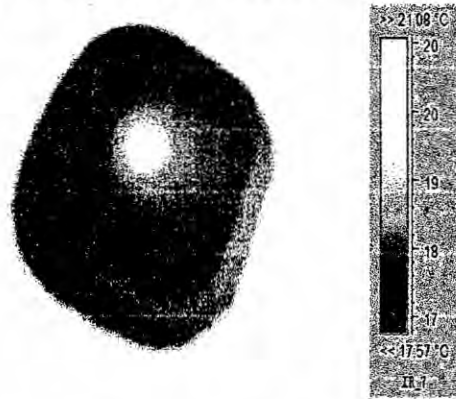
5.2.- Resultados de la segunda etapa

Los resultados de la segunda etapa fueron :

- Simulación del modelo matemático de biocalor de Pennes.
- Pruebas con el fantomas de agar:

La diferencia de temperatura provocada por el punto del foco es posible observarla como se proyecta hacia la superficie con la cámara termográfica, comprobándose que es posible apreciar las diferencias de temperatura superficial respecto a un punto específico de estudio en la superficie del tejido.

FIGURA N° 5.3
FANTOMAS CON FOCO SIMULANDO LA PATOLOGÍA



Fuente Propia

Con los resultados de esta etapa se comprobó la viabilidad de la aplicación de la termografía en la detección de diferencias de temperatura en la superficie del tejido de la piel y sus posibilidades para la detección de patologías en función del desarrollo de la angiogénesis o la vasculogénesis.

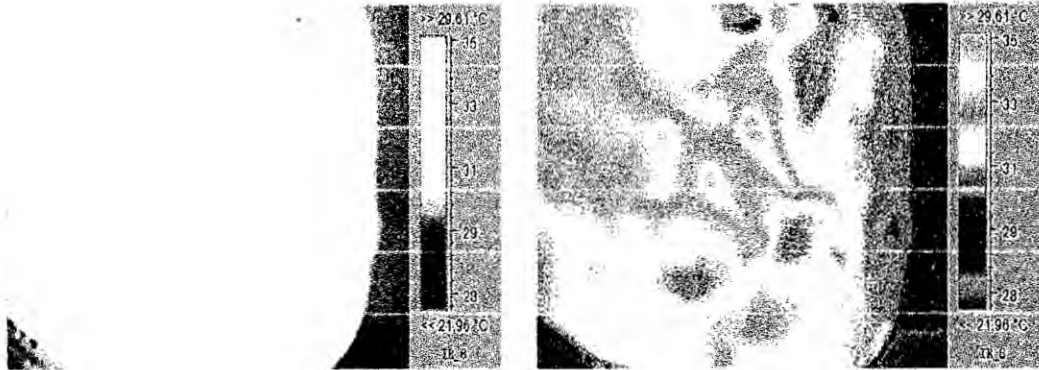
5.3.- Resultados de la tercera etapa

De las muestras propias se pudo comprobar la hipótesis de forma experimental y se pudo desarrollar el protocolo final para la aplicación del método. De tal forma que se pudo contrastar los resultados encontrados en la vasta documentación revisada y luego de las pruebas de modelo y fantasmas de la segunda etapa, propias con los siguientes resultados.

- Se detectaron anomalías patológicas.

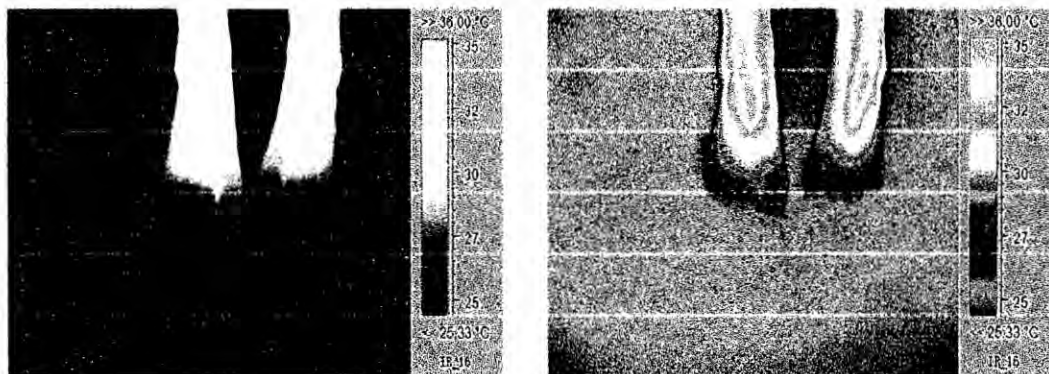
- Se pudo contrastar en algunos casos, con las radiografías.
- Se logró obtener termografías que detectaron cirugías previas.

FIGURA N° 5.4
PRUEBA ABDOMEN



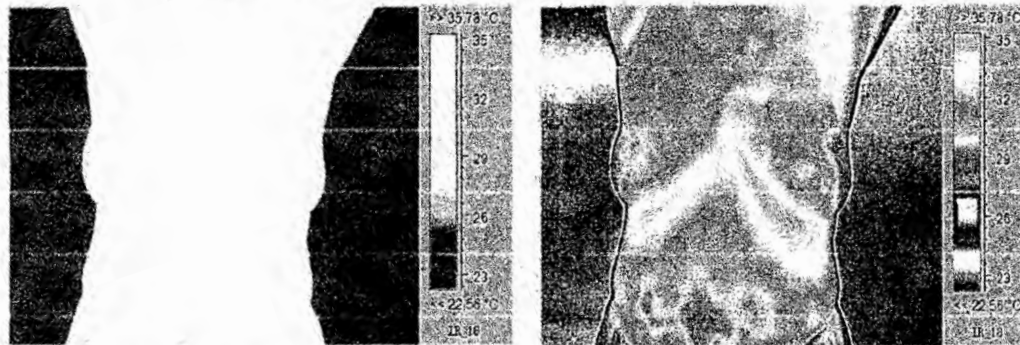
Se ve claramente la diferencia de temperatura que resaltan de una posible patología

FIGURA N° 5.5
PRUEBA PIES



Se aprecia un problema de baja temperatura en los dedos lo cual significa un probable problema de circulación.

FIGURA N° 5.6
MAMAS CON INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA ANTERIOR

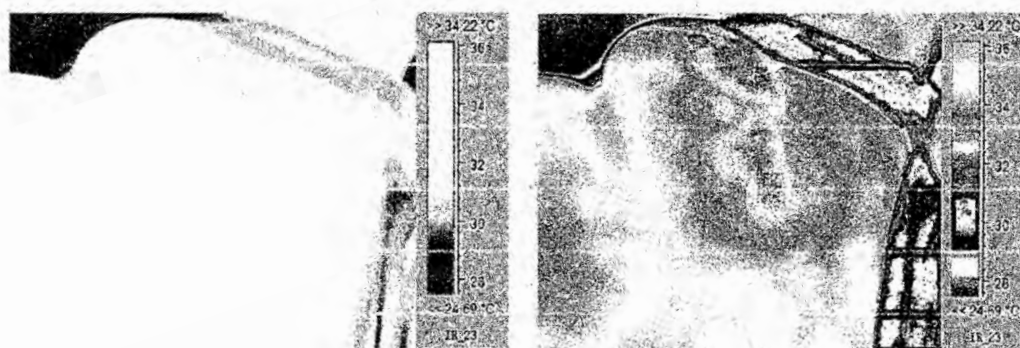


Se nota una variación de temperatura menor en la mama izquierda producto de una intervención quirúrgica anterior, el detalle se muestra en la siguiente imagen térmica.

FIGURA N° 5.7
DETALLE DE MAMA CON INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA ANTERIOR

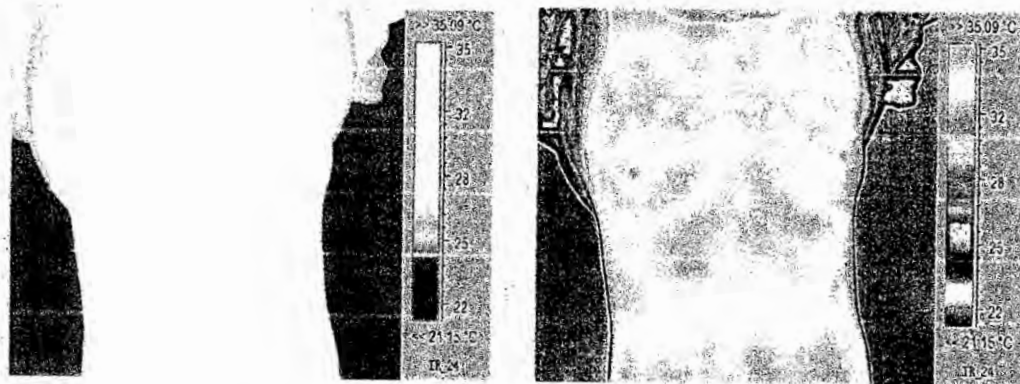


FIGURA N° 5.8
MAMAS CON CIRUGÍA DE EXTRACCIÓN DE TUMOR



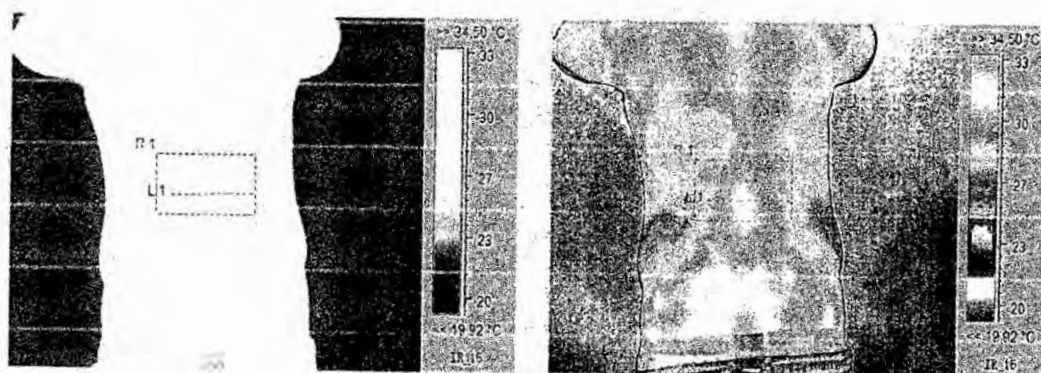
Otro resultado obtenido es el caso cuando no se tienen patologías, es decir se tienen mamas sanas tal como se muestra en la figura siguiente:

FIGURA N° 5.9
MAMAS SIN PATOLOGÍAS



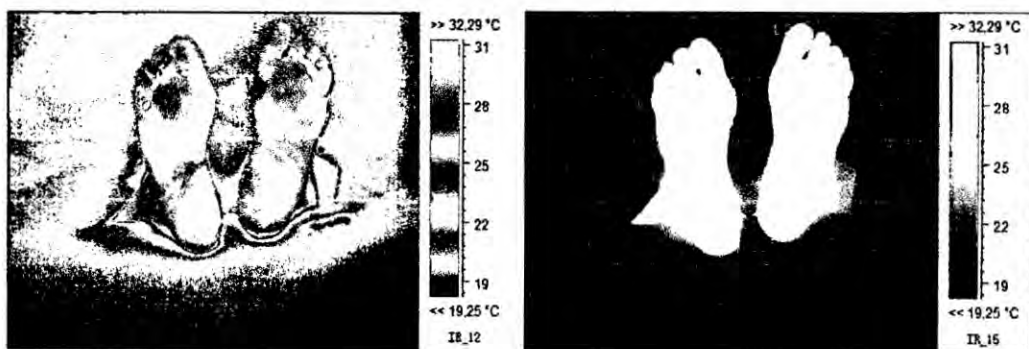
Para el caso de pacientes con problemas esqueléticos o musculares también se obtuvo un resultado positivo, en la figura siguiente se observa la zona de afección lumbar, el paciente indicó tener dolor en la zona, de la toma termográfica se observó que la zona de dolor está a mayor temperatura, en este caso se pudo contrastar con una toma de rayos X, observando una pérdida del espacio intervertebral que causa el dolor en la zona.

FIGURA N° 5.10
AFECCIÓN LUMBAR



Los resultados para los casos del pie diabético, en estos casos se consideró la inmersión de los pies en agua fría por espacio de 2 a 3 minutos. Luego se monitoreo térmicamente durante 10 minutos; finalmente en la figura se puede apreciar que no todos los dedos están al mismo nivel de recuperación de la temperatura corporal lo cual significa que existe una anomalía en la circulación sanguínea.

FIGURA N° 5.11
PIES DIABÉTICOS



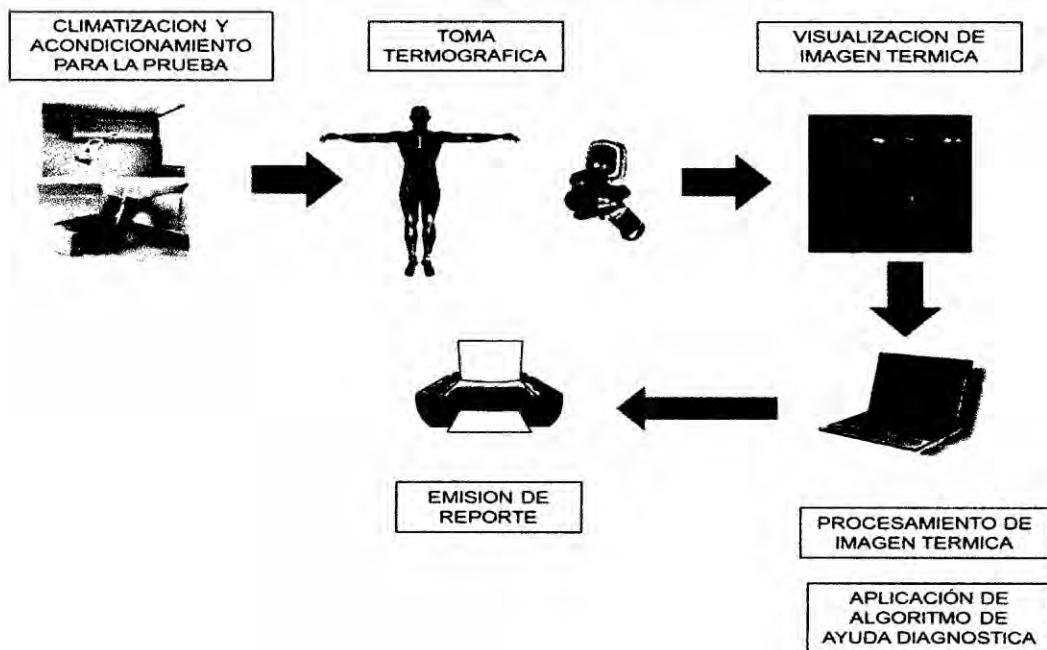
Los resultados en general de esta etapa fueron satisfactorios ya que permitieron verificar de forma práctica y experimental la posibilidad de aplicar el método planteado para la detección de las diferentes patologías investigadas, demostrando de esta forma que las hipótesis planteadas fueron correctas y permitieron el desarrollo del método y sus pautas o protocolo en la cuarta etapa.

5.4.- Resultados de la cuarta etapa, el método no invasivo de detección de patologías con termografía infrarroja

Seguidamente presentamos el procedimiento para la aplicación del método. Con los resultados encontrados se realizó un análisis sobre la eficacia, los tipos de patologías y el tipo de método o prueba, los cuales se evaluaron de forma comparativa a fin de obtener la metodología final a aplicar.

Con lo que se probó la hipótesis planteada de forma general: El método no invasivo permitirá detectar patologías mediante la aplicación de técnicas avanzadas de tecnología infrarroja. Así como de la hipótesis específica: Las imágenes termográficas mostraron imágenes fisiológicas que detectaron patologías y que nos llevó a desarrollo del método final y su procedimiento.

Esquema gráfico del procedimiento



Procedimiento para el método no invasivo de detección de patologías con termografía infrarroja

El presente procedimiento está orientado a dar los lineamientos para la adecuada aplicación de la termografía como herramienta en el diagnóstico, asimismo nos brinda un alcance de las principales señales de alerta que no pueden ser percibidas por el paciente.

La termografía se considera como una técnica para mediciones de temperatura en base a la radiación infrarroja de los objetos. A diferencia de las imágenes creadas por rayos X o la activación de protones a través de la resonancia magnética, imágenes térmicas no están relacionadas con la morfología, sino más bien con el aspecto fisiológico.

Requerimientos y equipo necesario

- 1 Consultorio climatizado con 1 cuarto de vestuario y baño.
- 1 Camilla de consulta con una base de espuma de poliuretano para la camilla cubierta con una sábana.
- 1 Trípode para cámara.
- 1 Cámara termográfica.
- 1 Laptop o PC.
- 1 Impresora a color con papel suficiente para las impresiones.
- 1 Escritorio.
- Aditamentos e instrumental médico básico (Estetoscopio, termómetro, tensiómetro, alcohol, algodón, gasa, guantes quirúrgicos, etc.).

- 1 Caja paños húmedos desechables.
- 1 Lavatorio o recipiente para agua de unos 30cm de diámetro para pruebas de contraste zonal con enfriamiento profundo (manos y pies).
- 1 Bata para paciente.
- 1 Rollo de papel toalla para uso del paciente.
- 2 Bancos de asiento, una para el paciente en caso se requiera para alguna de las tomas y otro para el operador que realice las tomas.
- 1 Sala de 3x4 m de dimensión, como mínimo, para la revisión del paciente.

Generales

A fin de obtener datos fiables y reproducibles, se debe de tener en cuenta lo siguiente:

- Temperatura ambiente de la sala de pruebas: entre 18°C a 24°C.
- El tiempo de aclimatación: de 10 a 20 minutos.
- Tener la zona corporal de evaluación descubierta.
- El paciente debe estar con la zona de prueba dispuesta de forma libre y sin contacto.
- Se deben de tener en cuenta los valores cuantitativos de calor, la diferencia de temperatura media.
- Los datos objetivos de diferencia de temperatura se puede lograr mediante la fijación de una Región de Interés. Estos valores

cuantitativos se utilizan para identificar si el sujeto está en condición normal o una condición anormal.

- Debemos entender que un punto caliente diferente en la zona de evaluación se define como un área que es al menos 0,5 más caliente que las estructuras adyacentes.

Consideraciones para la toma de muestras

La toma de las muestras requiere tener en cuenta lo siguiente:

- El paciente debe reposar en la camilla con la zona de interés descubierta por un período de 10 a 20 minutos para permitir la adecuada estabilización térmica y no tener falsos positivos o falsos negativos.
- La distancia entre la cámara y la zona de interés no debe ser menor a 1 m.
- Se realizarán entre 3 a 5 tomas de la zona en estudio y en el caso de los miembros (piernas, brazos, etc.) por lo menos 2 tomas que muestre la simetría o asimetría comparativa con su par corporal (pierna izquierda y derecha, pie izquierdo y pie derecho, mano izquierda y mano derecha ,etc).
- No se deben tener fuentes de calor o de frío cercanas a la zona donde se ubica el paciente que puedan distorsionar o crear artefactos a las tomas termográficas.

Aspectos fisiológicos a tomar en cuenta

La simetría térmica de la temperatura de la piel es un indicador de la fisiología normal del cuerpo humano, por lo que los siguientes aspectos deben de ser observados:

- La anormalidad de la función fisiológica del cuerpo puede ser diagnosticado con las diferencias de temperatura de la piel izquierda y derecha.
- La relación que muestra diferencia de temperatura normal de cuerpo superior e inferior, también se puede utilizar como criterio de diagnóstico.
- Se deberá de considerar que la temperatura del cuerpo sano, la media global diferencia temperatura es de solamente $0,25^{\circ}\text{C}$.
- Si bien algunas guías recomiendan para el diagnóstico de la asimetría térmica la diferencia media de temperatura por encima de $0,3^{\circ}\text{C}$ como un valor significativo y otros algo por encima de $0,6^{\circ}\text{C}$; en el presente método se considera 0.5°C , como anormal.
- Cuando es mayor que $1,0^{\circ}\text{C}$, no hay duda de anormalidad funcional.
- En pacientes que sufren de neuropatía, la temperatura de la piel varía en función de la temperatura ambiente.
- Las imágenes de las extremidades inferiores se deben registrar desde el frente (vista frontal) a una distancia predeterminada, y los pies desde arriba (vista desde arriba).

Metodología para la toma de la termografía

- Solicitar al paciente que se cambie y se coloque la bata de prueba.
- Esperar el tiempo de climatización del paciente.
- Si la prueba no requiere de enfriamiento adicional proceder a colocar al paciente en la posición de prueba y esperar 10 minutos antes de realizar la primera toma.
- Si la prueba requiere de enfriamiento adicional con agua, brindar al paciente el recipiente con agua y que sumerja las partes requeridas por 2 a 3 minutos antes de realizar la toma respectiva.
- Realizadas las tomas, se deberá verificar y validar antes que paciente se retire de la posición de la toma.
- De ser necesario, repetir la toma en caso de alguna duda.
- Verificar la toma en la paleta "Hierro" y en la paleta "Arco Iris", a fin de realizar una comparación de las vistas y definir mejor la situación fisiológica o patológica.
- De requerirse un mejor contraste tener en cuenta la posibilidad de utilizar alcohol como medio de enfriamiento zonal a fin de mejorar la toma termográfica.

Recomendaciones durante la prueba

- Temperatura ambiente en la sala de pruebas entre 18° y 24°C.
18°-20°C para evaluar las zonas inflamadas.
22°-24° para evaluar extremidades.

- Procurar que la temperatura ambiente no vare más de 1°C durante la realización de la prueba.
- El aparato de refrigeración de la sala no debe incidir en el sujeto (para no provocar vasoconstricción).
- Mantener la humedad controlada.
- Utilizar trípodes o soportes para lograr una imagen lo más estática posible.
- Realizar las tomas en ángulo recto a la zona de estudio del paciente.
- Tener en cuenta variables que afectan la temperatura de la piel (cosméticos, alcohol, tabaco, ropa ajustada, actividad física previa, tratamiento farmacológico, etc); los cuales se deben evitar.
- Indicar al paciente que evite tocar la zona en estudio con otras partes del cuerpo para evitar distorsión de la temperatura.
- Ajustar la escala de temperatura para la toma.
- El paciente deberá de mantenerse lo más quieto posible.
- Existen condiciones que pueden afectar los resultados de las tomas; en la siguiente tabla se indican a fin de tomar el cuidado debido

TABLA N° 5.2

CONDICIONES QUE AFECTAN, EXACTITUD, PRECISIÓN Y CAPACIDAD DE RESPUESTA DE LAS MEDIDAS DE TEMPERATURA

| CONDICIÓN | EXACTITUD | PRECISIÓN | SENSIBILIDAD |
|--|------------------|------------------|---------------------|
| Sistema de cámara, normas y calibración | X | X | X |
| Posición del paciente y la captura de imágenes | | X | X |
| Análisis de imágenes | X | X | X |
| Intercambio de imágenes | X | X | X |

- Se debe tener en cuenta que tanto la exactitud y la precisión, tienen un impacto en la sensibilidad al cambio de medidas de los resultados. Se necesita tener la validez necesaria para definir correctamente el síntoma a medir. La Precisión sobre el síntoma afectará a la capacidad de respuesta, porque un cambio del síntoma sólo se puede detectar si este cambio es más grande que la variación de mediciones repetidas.

El color de la temperatura

- Dependerá del tipo de paleta a utilizar se recomienda realizar tomas con la paleta HIERRO y luego con ARCO IRIS.
- En general Rojo o el Amarillo-Blanco (brillante) significa más caliente y el Azul (oscuro) más frío.
- Ciertos grupos de color en la termografía general tienen sus propios significados.

- Algunos significados por ejemplo en los músculos pueden ser: Rojo (Brillante) fase aguda, enfermedad inflamatoria o actividad muscular con uso excesivo. Azul (oscuro) etapa crónica, enfermedad neuronal o falta de circulación.

Patrón térmico de la piel

La distribución de la temperatura de la piel, para el caso de la termografía se debe de tener presente los siguientes aspectos que pueden influir en las tomas:

1. Simetría lateral del patrón térmico corporal.
2. Continuidad de calor en la línea corporal.
3. La hipertermia en:
 - Los músculos.
 - Las zonas de la piel solapadas (debajo del pecho, axila, ingle).
4. La hipotermia en:
 - Área Conjunta (codo, rodilla).
 - La zona distal (Consejos Finger (lado de la palma), puntas del dedo del pie, mejilla, talón, nariz).
 - Zona de grasa (de mama, glúteos, región braquial)..
5. Una línea de contorno en las áreas óseas articulares en la distribución del color.

Precauciones

Aun cuando el presente método de evaluación no representa ningún cambio a nivel fisiológico para el paciente, ni para el personal encargado del procedimiento, debemos sugerir la realización previa de un Consentimiento Informado del paciente, que le permita tener una idea general de lo que consiste este de tipo de pruebas y su nivel de inocuidad, que conduzca a la aceptación final de la realización del procedimiento.

FIGURA 5.12
EJEMPLOS DE CAMILLAS

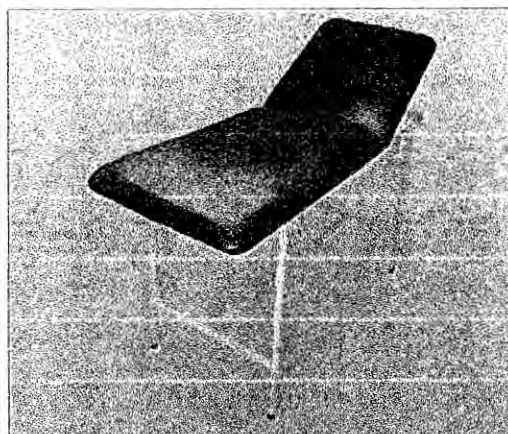
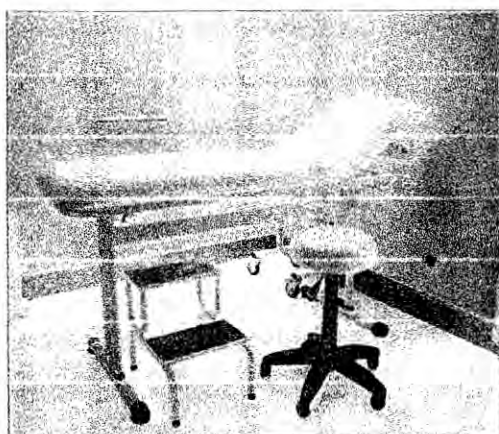
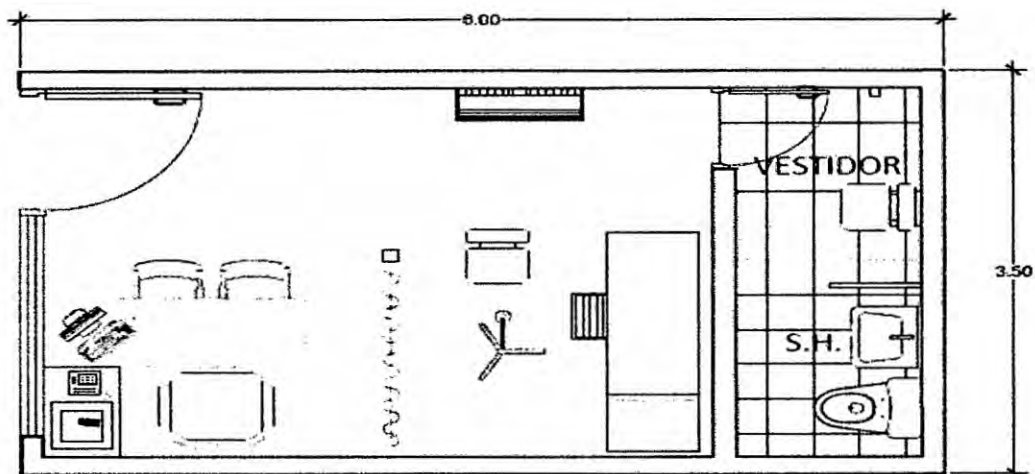


FIGURA 5.13
PLANO DE CONSULTORIO SUGERIDO CON MEDIDAS MÍNIMAS



camilla:
1.90 x 0.70

silla paciente:
0.40 x 0.40

escritorio:
1.70 x 0.60

silla doc:
0.75 x 0.65

silla:
0.45 x 0.35

escritorio impresora:
0.80 x 0.50

FIGURA 5.14

DIAGRAMA DE FLUJO DEL MÉTODO NO INVASIVO PARA LA DETECCIÓN DE PATOLOGÍAS CON TERMOGRAFÍA INFRARROJA

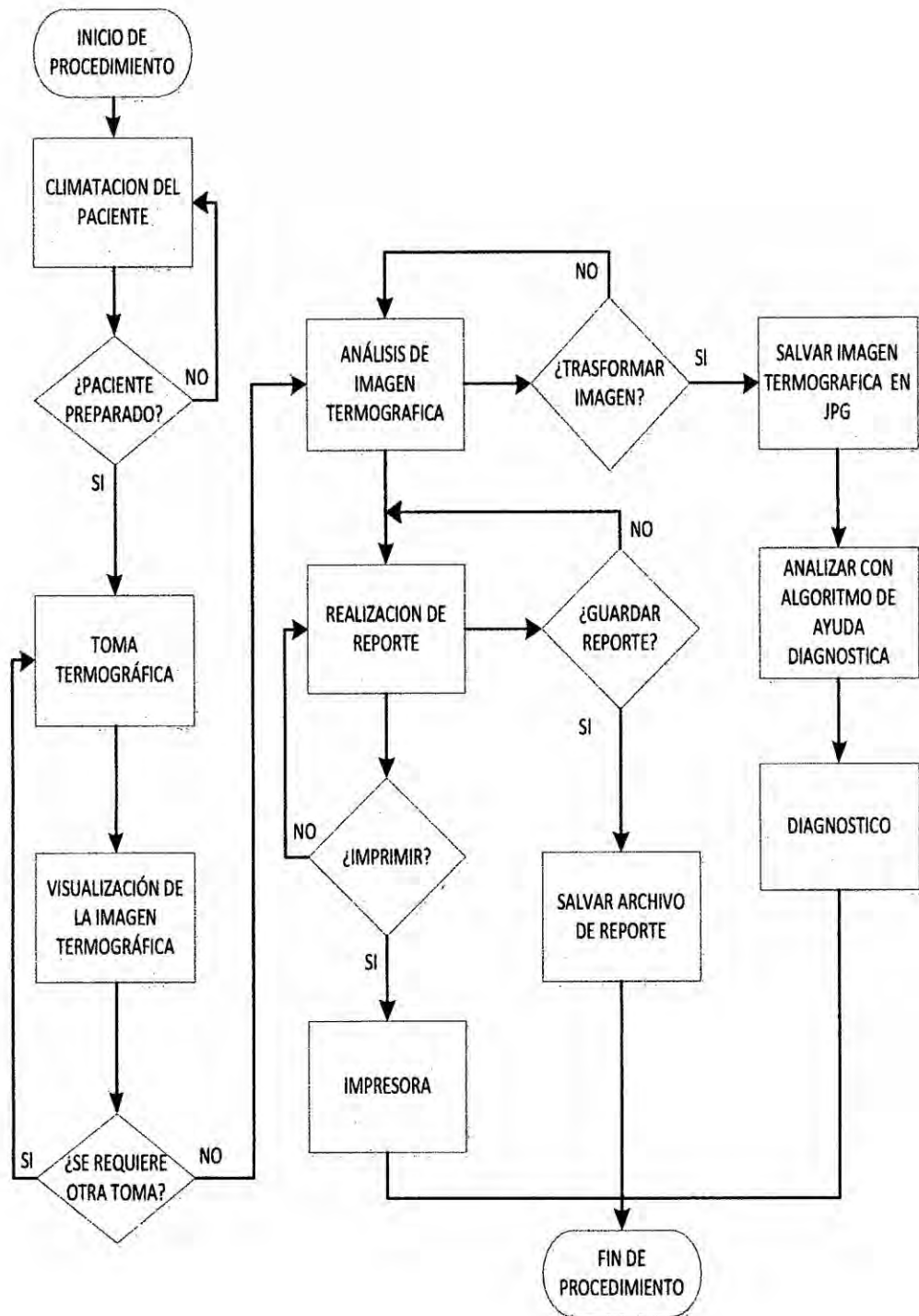


FIGURA 5.15
EJEMPLOS DE POSTURA RECOMENDADAS PARA LAS TOMAS

ROSTRO



DORSAL NUCA



DORSAL COLUMNA



MANOS



CODO Y BRAZO



PIERNAS



Fuente: propia

RODILLAS



PIES



PLANTA DE PIES



MAMAS

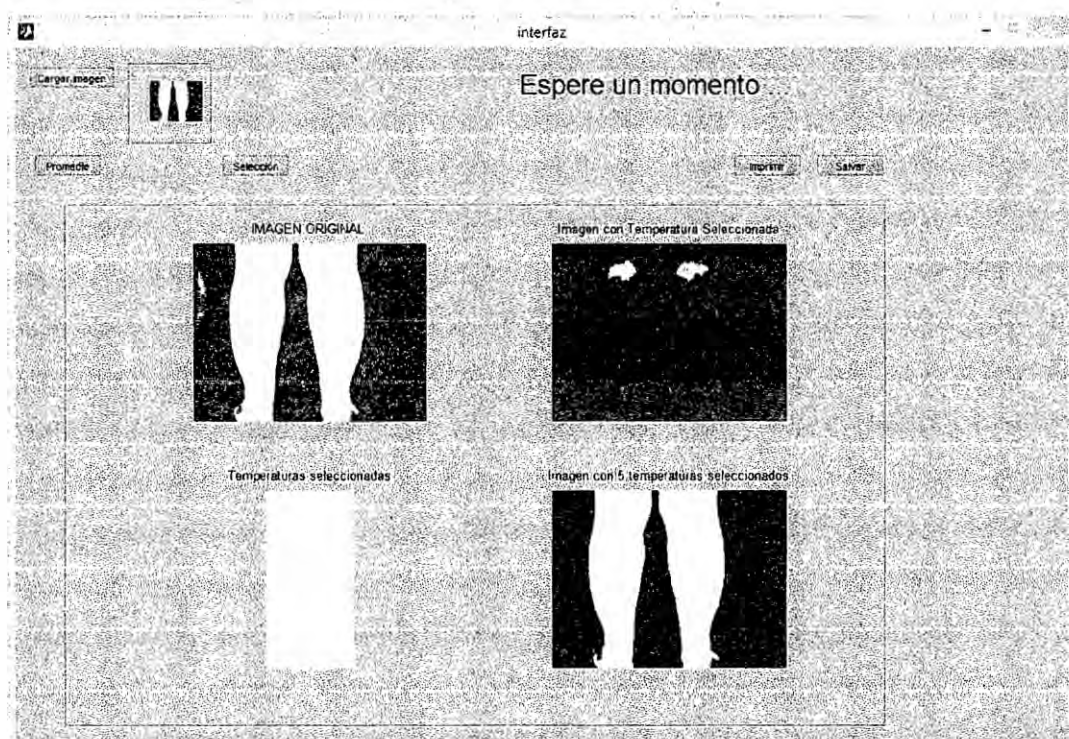


Fuente: propia

Aplicativo del código

Como ayuda adicional al diagnóstico se sugiere el uso del código elaborado.

FIGURA 5.16



CAPÍTULO VI

6.- DISCUSIÓN DE RESULTADOS

La Termografía promete ser una técnica coadyuvante fiable en la detección temprana de patologías que se puede combinar con otras técnicas establecidas como la mamografía, ecografías, resonancias magnéticas, y es una técnica coadyuvante ya que existen algunas patologías que no pueden detectarse como micro calcificaciones. Sin embargo, ofrece un medio que no es invasivo y completamente libre de efectos secundarios tales como la exposición a la radiación ionizante perjudiciales. Sin embargo, no está siendo utilizado como una herramienta de diagnóstico que puede identificar una patología.

El desarrollo de imagen de alta resolución digital de infrarrojos, almacenamiento de imágenes computarizado y las tecnologías sofisticadas para la mejora de la imagen y el análisis, ofrece una renovada posibilidad en la termografía como medio de detección de patologías. Los problemas encontrados con los sistemas de imágenes térmicas de primera generación como la sensibilidad de detección inaceptable, deriva térmica, calibración, interfaz analógica, etc. se han mejorado y superado en las últimas décadas, por lo que la termografía se puede aplicar en la medicina, ya sea como una prueba de diagnóstico o como medida de resultado para los ensayos clínicos.

Varias ventajas de la termografía:

- Se pueden observar distintas partes del cuerpo tanto de forma zonal o de cuerpo entero, longitudinal, lateral u oblicuo.
- Capacidad para examinar el tejido denso del seno en las mujeres jóvenes, incluso niños.
- Capacidad para examinar el tejido mamario en los hombres.
- Se puede monitorear la efectividad del tratamiento.
- Identifica tejido fibroquística, mostrando benignidad vs. malignidad.
- No invasivo: ninguna radiación o efectos nocivos.
- Capacidad para examinar los senos con implantes sin riesgo de daños.
- Repetición: los termogramas se pueden tomar tan a menudo como se desee.
- Es posible observar diferentes tipos de zonas de forma inocua para el paciente.
- Se ha encontrado que en las mamas la aplicación es mucho más apreciada.

6.1.- Contrastación de hipótesis con los resultados

De la información y datos históricos obtenidos durante la investigación y de las pruebas propias por comparación simple entre las investigaciones encontradas; los contrastamos con los resultados experimentales con los

casos propios de forma directa con nuestros pacientes prueba, a fin de poder probar nuestra hipótesis.

La hipótesis que se planteó de forma general fue:

Hipótesis general

El Método no invasivo permite detectar patologías mediante la aplicación de técnicas avanzadas de tecnología infrarroja.

Conforme a lo observado en los resultados de las cuatro etapas desarrolladas en la presente tesis se pudo observar que el método formulado en nuestra hipótesis y desarrollado en las tres primeras etapas que permitieron ser conceptualizado en la cuarta etapa obteniendo las pautas y protocolo para la aplicación del método.

El Método obtenido final ha demostrado en la presente tesis que ha sido un Método no invasivo que permitió detectar patologías mediante la aplicación de técnicas de la tecnología infrarroja. Con lo que quedo probada nuestra hipótesis general.

Hipótesis específica

Las imágenes termográficas muestran imágenes fisiológicas que detectan patologías no visualizadas por métodos convencionales.

La Hipótesis específica planteada ha quedado demostrada con las propias imágenes y por el principio mismo de la aplicación del método. Las

imágenes termográficas mostraron imágenes en las cuales las anomalías o patologías producían una diferencia térmica corporal en los pacientes debido a su comportamiento fisiológico, conforme se explicó en caso de tumores debido a la angiogénesis y otros al contraste en frío que resalta el comportamiento fisiológico anómalo para la detección de patologías, mostrando unas imágenes no visualizadas por otros métodos convencionales.

6.2.- Contrastación de resultados con otros estudios similares

Los datos históricos fueron obtenidos de información existentes de las investigaciones realizadas respecto a la aplicación de la termografía infrarroja en el campo médico, aun cuando esta aplicación está en una etapa inicial y todavía incipiente.

En la investigación, como se ha explicado durante el desarrollo de la presente tesis, se trabajó la posibilidad de establecer el método en función de:

Datos históricos:

- Tipos de métodos que se encontraron y que se aplicaron a esta investigación.
- Tipos de patologías que son viables a aplicar a esta investigación.
- Casos de estudio sobre la aplicación de la tecnología que se encontraron y son viables a esta investigación.

Se realizaron resúmenes que muestren la correlación de la eficacia, los tipos de patologías y el tipo de método o prueba, los cuales se evaluaron de forma comparativa a fin de obtener la metodología final.

Datos experimentales propios:

Se realizaron los análisis de las imágenes térmicas de los "paciente prueba" y se realizaron cuadros comparativos en función a:

- Tipo de método aplicado.
- Tipo patología encontrada.
- Tipo de resultado obtenido.

Con los resultados encontrados se realizó un análisis que muestra la correlación de la eficacia, los tipos de patologías y el tipo de método o prueba, los cuales se evaluaron de forma comparativa que permitió obtener la metodología y sus pautas finales a aplicar.

Con lo que se probó la hipótesis planteada de forma general: El Método no invasivo permitirá detectar patologías mediante la aplicación de técnicas avanzadas de tecnología infrarroja. Así como de la hipótesis Específica: Las imágenes termográficas mostrarán imágenes fisiológicas que detectarán patologías no visualizadas por métodos convencionales.

Y que nos llevó a determinar el método final con las pautas indicadas en el capítulo de Resultados, en el acápite de Cuarta Etapa: El Método

CAPÍTULO VII

7.- CONCLUSIONES

- La aplicación de la termografía Infrarroja como práctica de apoyo al diagnóstico es una posibilidad como se ha mostrado en la presente investigación y que la metodología ayuda a la detección temprana de patologías y diagnósticos, incluso musculares por ejemplo, la existencia de zonas en las que se observan variaciones de temperatura por encima de $0,5^{\circ}\text{C}$ a $0,7^{\circ}\text{C}$, son relacionados con una trastorno o patología.
- La termografía infrarroja es una técnica con aplicación de tecnología altamente desarrollada pero su aplicación es directa e inmediata para la evaluación del paciente, lo que la hace un método altamente eficiente.
- La aplicación del método de acuerdo a los resultados indica la posibilidad que exista una relación entre el aumento de la temperatura y el nivel de la lesión de la patología, por lo que se deberá de tener el cuidado de ver las diferencias térmicas mínimas entre imágenes.

CAPÍTULO VIII

8.- RECOMENDACIONES

Adicionalmente a las pautas indicadas en el capítulo de resultados en lo correspondientes a lo desarrollado en la cuarta etapa de esta investigación y que el Método mismo con sus pautas para su aplicación podemos recomendar lo siguiente:

- Aplicación de simetría del patrón térmico corporal y continuidad de calor corporal.
- La aplicación de contraste en frío en los casos que fisiológicamente sean necesarios.
- Un aumento de la tasa metabólica se refleja localmente por el aumento de calor, por lo que deberá tener cuidado en el análisis de las imágenes si el paciente ha realizado ejercicios y ha probado alimentos antes de la prueba.
- Recordar que los exámenes termográficos se deben de realizar en una habitación con temperatura controlada a 20°C.
- En el caso de requerir mejorar el contraste es posible utilizar algunos aditivos como por ejemplo el alcohol en la zona de prueba.
- Sugerir al paciente previo al procedimiento la abstención de la exposición al sol, cosméticos y lociones.
- El paciente debe estar en total inamovilidad durante el procedimiento.

CAPÍTULO IX

9.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) ADAMCZYK, Jakub; BOGUSZEWSKI, Dariusz; y SIEWIERSKI, Marcin. **Thermographic Evaluation Of Lactate Level In Capillary Blood During Post-Exercise Recovery.** *Kinesiology*. Vol.46 Issue 2:186-193. Julio 2014.
- (2) AMALU, William; HOBBS, William; HEAD, Jonathan y Elliot, Robert. **Infrared Imaging of the Breast: A Review.** *Biomedical Signals, Imaging, and Informatics*. Bronzino, J (Ed), Cuarta Edición. CRC Press. 2014.
- (3) ARORA, Nimmi; MARTINS, Diana; RUGGERIO, Danielle; TOUSIMIS, Eleni; SWISTEL, Alexander; OSBORNE, Michael y SIMMONS, Rache. **Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer.** *The American Journal of Surgery*. Vol.196. N°4: 523–526. Octubre 2008.
- (4) BAGAVATHIAPPAN, Subramnaiam; PHILIP, John; JAYAKUMAR, Tammana; RAJ, Baldev; NARAYANA, Pallela; RAO, Someshwar; VARALAKSHMI, Muthukrishnan y MOHAN, Viswanathan. **Correlation between plantar foot temperature and diabetic neuropathy: a case study by using an Infrared thermal imaging**

- technique.** *Journal of Diabetes Science and Technology.* Vol.4. N°6: 1386-1392. Noviembre 2010.
- (5) BANDEIRA, Fabio; BORBA, Eduardo; MUNIZ DE MOURA, Marcos y NOHAMA, Percy. **A termografia no apoio ao diagnóstico de lesão muscular no esporte.** *Revista Brasileira de Medicina do Esporte.* Vol.20, N°1. Enero/Febrero 2014.
- (6) BOROJEVIC, Nikola; KOLARIC, Darko; GRAZIO, Simeon; GRUBISIC, Frane; ANTONINI, Svetlana y NOLA, Alexandra. **Thermography hand temperature distribution in rheumatoid arthritis and osteoarthritis.** *Periodicum Biologorum.* Vol.113, N°4: 445–448. Noviembre 2011.
- (7) BYUNG, Kook Kwak; EUI-CHAN, Jang; HYUNG, Jim Shim y KWANG-SUP, Song. **Asymmetric thermal response of human feet to hopping detected by digital infrared imaging.** *British Journal of Medicine & Medical Research,* 6(11): 1078-1085, 2015. Article N° BJMMR.2015.285, ISSN: 2231-0614. Disponible en: <http://www.sciencedomains.org/abstract/7918>. Consultada el 04 de diciembre del 2015.
- (8) CABAL, Carlos y GONZÁLEZ, Evelio **Posibilidades de la termografía para los estudios de las úlceras de pie diabético.** *Rev Cubana Angiol Cir Vasc.* Vol.15, N°1. 2014.

- (9) COLLINS, A y COSH, J. **Temperature and biochemical studies of joint inflammation.** *Annals of the rheumatic diseases.* Vol. 29. N°4: 386-392. 1970.
- (10) CHAPMAN, E. y LEA, V. **Thermography in breast cancer detection.** *Seminario Price-Pottenger Nutritional Foundation Newsletter.* 2010.
- (11) DAMAS, M. **Apuntes de proyecto de tesis.** 2013.
- (12) DENOBLE, Anna; HALL, Norine; PIEPER, Carl y KRAUS, Virginia. **Patellar Skin Surface Temperature by Thermography Reflects Knee Osteoarthritis Severity.** *Clinical Medicine Insights: Arthritis and Musculoskeletal Disorders.* Vol.3: 69-75. Octubre 2010.
- (13) DIAKIDES, Nicholas; DIAKIDES, Mary; LUPO, Jasper; PAUL, Jeffrey y BALCERAK, Raymond. **Advances in medical Infrared Imaging.** *Medical Infrared Imaging.* USA. CRC Press. 2006.
- (14) ESSELINCK, W.; BACON, P.; RING, E.; CROOKE, D.; COLLINS, A. y DEMOTTAZ, D. **A thermographic assessment of three intra-articular prednisolone analogues given in rheumatoid synovitis** *British Pharmacological Society.* Vol. 5, N°5: 447-451. Mayo 1978.
- (15) GONZÁLEZ, A.; ANTÓN, Ma.; ANTÓN, M.; FUERTES, S.; BLÁZQUEZ E. y MARGÜELLO A. **Implicación de la Termografía en el Diagnóstico de la distrofia simpático refleja: a propósito de un caso.** *Patología del aparato locomotor.* Vol.5. N°1: 68-74. 2007.

- (16) GUERRERO, C.; LOZANO, L.; USCANGA, M.; RAMÍREZ, N.; SILVA, J.; SÁNCHEZ, V. y GONZÁLEZ, C. **Evaluación de termografía tisular diferenciada en mama como potencial técnica para asistir la detección de cáncer.** *Revista mexicana de Ingeniería Biomédica.* Vol.36. N°1: 65-75. 2015.
- (17) GUEVARA-LÓPEZ, U. **Dolor del sistema musculoesquelético.** *Revista Mexicana de Anestesiología.* Vol.33. Supl.1: S112-S114. Abril-Junio 2010.
- (18) HILDEBRANDT, Carolin; ZEILBERGER, Karlheinz; JOHN, Edward y RASCHNER, Christian. **The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine.** *An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury.* InTech. 2012.
- (19) KOLARIC, D.; HERCEG, Z.; NOLA, A.; RAMLJAK, V.; KULIS, T.; HOLJEVAC, J.; DEUTSCH, J. y ANTONINI, S. **Thermography – a feasible method for screening breast cancer?.** *Coll. Antropol.* Vol.37 N°2: 583–588. Junio 2013.
- (20) LAKHSSASSI, A.; KENGNE, E. y SEMMAOUI, H. **Modifed Pennes equation modelling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis.** *Natural Science.* Vol.2. N°12: 1375-1385. 2010.
- (21) LAWSON, Ray y CHUGHTAI. **Breast Cancer and Body Temperature.** *Canad. Med. Ass.* Vol.88 . N°2: 68-70. Enero 1963.

- (22) LAWSON, Ray. **Implications of surface Temperatures in the Diagnosis of breast cancer.** *Canad. Med. Ass.* Vol.75. N°4: 309-310. Agosto 1956.
- (23) LIU, Ch.; VAN NETTEN, J.; VAN BAAL, J.; BUS, S. y VAN DER HEIJDEN, F. **Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis.** *Journal Of Biomedical Optics.* Vol. 20, N°2. Febrero 2015.
- (24) MASSA , J.; ESCOBAR, P.; DEL FRESNO, M.; SANTIAGO, M; ARGUIÑARENA, E. **Segmentación y Caracterización en imágenes termográficas para diagnóstico de lesiones mamarias.** XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011.
- (25) MEKRAMI, S. y PEREIRA. **El músculo esquelético.** ASEM 02/2005 • ISBN 84-689-1565-3. Junio 2003. Ed. Saber y Entender.
- (26) MORALES, Miguel; MEDINA, Emilsy; CARNEVALI, Ángel y OROZCO Eber. **Termografía infrarroja y el estudio de riesgos de Lesiones músculo esqueléticas.** *Ingeniería Industrial Universidad del Bio-Bio.* Año 10 N°1: 55-67. 2011
- (27) NAGASE, Takashi; SANADA, Hiromi; OE, Makoto; TAKEHARA, Kimie; NISHIDE, Kaoru y KADOWAKI, Takashi. **Screening of Foot Inflammation in Diabetic Patients by Non-Invasive Imaging Modalities.** *Global Perspective on Diabetic foot ulcerations.* Thanh Dinh (Ed). 2011.

- (22) LAWSON, Ray. **Implications of surface Temperatures in the Diagnosis of breast cancer.** *Canad. Med. Ass.* Vol.75. N°4: 309-310. Agosto 1956.
- (23) LIU, Ch.; VAN NETTEN, J.; VAN BAAL, J.; BUS, S. y VAN DER HEIJDEN, F. **Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis.** *Journal Of Biomedical Optics.* Vol. 20, N°2. Febrero 2015.
- (24) MASSA , J.; ESCOBAR, P.; DEL FRESNO, M.; SANTIAGO, M; ARGUIÑARENA, E. **Segmentación y Caracterización en imágenes termográficas para diagnóstico de lesiones mamarias.** XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011.
- (25) MEKRAMI, S. y PEREIRA. **El músculo esquelético.** ASEM 02/2005 • ISBN 84-689-1565-3. Junio 2003. Ed. Saber y Entender.
- (26) MORALES, Miguel; MEDINA, Emilsy; CARNEVALI, Ángel y OROZCO Eber. **Termografía infrarroja y el estudio de riesgos de Lesiones músculo esqueléticas.** *Ingeniería Industrial Universidad del Bio-Bio.* Año 10 N°1: 55-67. 2011
- (27) NAGASE, Takashi; SANADA, Hiromi; OE, Makoto; TAKEHARA, Kimie; NISHIDE, Kaoru y KADOWAKI, Takashi. **Screening of Foot Inflammation in Diabetic Patients by Non-Invasive Imaging Modalities.** *Global Perspective on Diabetic foot ulcerations.* Thanh Dinh (Ed). 2011.

- (28) PENNES, Harry. **Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm.** *Journal of Applied Physiology.* Vol.I. N°2: 93-122. August 1948.
- (29) PICHOT, C. **Aplicación de la Termografía en el dolor lumbar crónico.** *Rev. Sociedad Española del Dolor.* Supl. II: 43-47. 2001.
- (30) QI, Hairong; SNYDER, Wesley; HEAD, Jonathan y ELLIOTT, Robert. **Detecting Breast Cancer from Thermal Infrared Images by Asymmetry Analysis.** *Medical Infrared Imaging.* USA. CRC Press. 2006.
- (31) RANACHOWSKA, C.; LASS, P.; KORZON-BURAKOWSKA, A. y DOBOSZ, M. **Diagnostic imaging of the diabetic foot.** *Nuclear Medicine.* Vol. 13, N°1: 18–22. Review 2010.
- (32) RING, Francis. **Thermal imaging today and its relevance to diabetes.** *Journal of Diabetes Science and Technology.* Vol.4. Issue 4. Diabetes Technology Society. 857-862. July 2010.
- (33) RING, E. y AMMER, K. **Infrared thermal imaging in medicine.** *IOP Publishing Physiological Measurement.* Vol.33.N°3:R33–R46. 2012.
- (34) RING, F. **The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine.** *J. Med. Eng. Technol.* Vol.30 N°4: 192-198. Julio-Agosto 2006.
- (35) RUIJS, A.; JAQUET, J.; BRANDSMA, M.; DAANEN, H. y HOVIUS, S. **Application of infrared thermography for the analysis of**

- rewarming in patients with cold intolerance.** *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, Vol.42. N°4: 206-210. 2008.
- (36) RONCAGLIOLO, B. **Ejemplo práctico de función de segmentación de color utilizando la distancia de Mahalanobis.**
- (37) SALISBURY, R.; PARR, G.; DE SILVA, M.; HAZLEMAN, B. y PAGE-THOMAS. **Heat distribution over normal and abnormal joints: Thermal pattern and quantification.** *Annals of the Rheumatic Diseases*. Vol. 42. N°5: 494-499. Octubre 1983.
- (38) SÁNCHEZ, Violeida **Papel de la Angiogénesis en el crecimiento tumoral.** *Rev Cubana Invest Biomed*; Vol 20. N°3:223-30. 2001.
- (39) SERBU, Gheorghe. **Infrared Imaging of the Diabetic Foot.** *InfraMation* 2009.
- (40) SHAHNAZARI, M.; AGHANAJAFI, C.; AZIMIFAR, M. y JAMALI, H. **Investigation of Bioheat Transfer Equation on Pennes Via a New Method Based on Wrm & Homotopy perturbation.** *IJRRAS* Vol.17. N°3: 306-314. December 2013.
- (41) SCOPATZ, Stephen; MAZZETTA, Jason; SGHEIZA, Mguel y MEDINA, Miguel. **Comparison of Emissivity Evaluation Methods for Infrared Sources.** Disponible en:
<https://physics.ucf.edu/~ishigami/Teaching/Phys4083L/labdescriptions/NETD/ComparisonofEmissivityEvaluationMethodsforInfraredSources.pdf>.
 Consultada el 09 de febrero del 2015.
- (42) TAM, R.; HO, B.; KANNAYIRAM, K. y YANG, H. **Modeling Temperature in a Breast Cancer Tumor for Ultrasound-Based**

Hyperthermia Treatment. Mathematical Methods in Bioengineering. Department of Bioengineering University of California San Diego. Disponible en:

http://isn.ucsd.edu/classes/beng221/problems/2012/BENG221_Project-HoKanmaniryanTamYang.pdf. Consultada el 09 de febrero del 2015.

- (43) VAINER, Boris. **Topical Review Infrared thermal imaging in medicine.** *Physics in Medicine and Biology*, Vol.50, Issue 23: R63-R94. Diciembre 2005
- (44) WIECEK, B.; STRZELECKI, M.; JAKUBOWSKA, T.; WYSOCKI, M. y DREWS-PESZYNSKI, C. **Advanced Thermal Image Processing.** *Medical Devices and Systems The Biomedical Engineering Handbook* . Bronzino, J (Ed), Tercera Edición. CRC Press. 2006.
- (45) YAO, X.; WEI, W.; LI, J.; WANG, L.; XU, X.; WAN, Y.; LI, K. y SUN, S. **A comparison of mammography, ultrasonography, and far-infrared thermography with pathological results in screening and early diagnosis of breast cancer.** *Asian Biomedicine* Vol.8 N°1: 11-19. February 2014.
- (46) **Book of Proceedings of the 12th European Congress of Thermology. Porto, 2012, 5th–8th September.** *Thermology International, Austrian Society of Thermology and European Association of Thermology.* Vol.22. Appendix 1. N°3. July 2012.

ANEXOS

A.- Matriz de consistencia

| "MÉTODO NO INVASIVO DE DETECCIÓN DE PATOLOGÍAS CON TERMOGRAFÍA INFRARROJA" | | | | | |
|--|---|---|---|--|--|
| Problema | Objetivo | Hipótesis | VARIABLES | INDICADORES | Método |
| <p>General ¿De qué manera el método no invasivo ayudaría a la detección temprana de patologías?</p> | <p>General Establecer y desarrollar una metodología no invasiva para la detección de patologías</p> | <p>General El Método no invasivo permitirá detectar patologías mediante la aplicación de técnicas avanzadas de tecnología infrarroja</p> | <p>Variable independiente Método no invasivo con tecnología de termografía infrarroja</p> | <p>Para la Variable Independiente - Tipos de Métodos no invasivos de termografía</p> | <p>General Método científico</p> |
| <p>Específico ¿Cómo ayudarían al diagnóstico de patologías el método no invasivo con el uso de las Imágenes de la Termografía Infrarroja?</p> | <p>Específico Aplicar la tecnología de termografía infrarroja analizando las imágenes térmicas como alternativa de diagnóstico que de una manera ordenada pueda realizar detección temprana de patologías de forma no invasiva</p> | <p>Específica Las imágenes termográficas mostraran imágenes fisiológicas que detectarán patologías no visualizadas por métodos convencionales.</p> | <p>Variable dependiente Detección de las patologías aplicando tecnología de termografía infrarroja</p> | <p>Para la Variable dependiente - Tipos de patologías aplicables - Casos de Estudio sobre la aplicación de tecnología Infrarroja con análisis de las imágenes térmicas</p> | <p>Específico Descriptivo, Experimental, Transversal.</p> |

B.- Consentimiento informado

En la investigación científica el consentimiento informado es importante, dado que se presupone que en casos de pacientes o de personas que forman parte de la actividad como elementos, deben ser informados respecto a la investigación, a su participación y a su implicancia dentro de los resultados, teniendo la posibilidad de renunciar en cualquier momento e incluso al final y no ser tomada para los resultados finales.

En el caso de la presente investigación la intervención de pacientes o personas se considerará dado que realizaran pruebas propias para comprobar la información que se encuentre mediante el método es descriptivo basado en antecedentes, por lo que se ha diseñado un formulario de consentimiento informado que se adjunta.

- **Formulario consentimiento informado**

Estimado Paciente:

Las patologías que se presentan en forma de tumores, dolores ocultos o problemas esqueléticos musculares son cada vez más frecuentes. Por esto los investigadores de **“MÉTODO NO INVASIVO DE DETECCIÓN DE PATOLOGÍAS CON TERMOGRAFÍA INFRARROJA”** el cual es llevado a cabo por los candidatos a Maestros como tema de tesis para para optar el grado académico de Maestro en Ciencias de la Electrónica con mención en Ingeniería Biomédica de la Universidad Nacional del Callao, a fin de poder desarrollar un nuevo método con técnicas no invasivas, que ayuden al médico a determinar de forma rápida y fácil la existencia de una patología.

Este examen que se podrá realizar en cualquier parte del cuerpo del “paciente muestra”. Se realizará mediante el uso de una cámara diseñada especialmente para pruebas de medición de temperatura por imágenes (Cámara Termográfica), la cual funciona tal como una cámara fotográfica digital o un video filmadora, pero en este caso captando la temperatura del cuerpo la cual se mostrará en imágenes con distintos colores. La cámara no hará ningún contacto físico con usted, no generará rayos X, ni ondas ionizantes y será un procedimiento rápido e indoloro.

El estudio se realizará con diferentes pacientes, las imágenes termográficas resultantes de su participación podrán ser incorporados

como parte de la presente Tesis, su información personal será estrictamente confidencial manteniendo en reserva su identidad.

PACIENTE

Yo..... Firma.....

DNI.....

He leído y recibo copia del presente con sentimiento informado y comprendiendo el significado de la investigación declaro estar debidamente informado y consiento participar en el estudio.

C.- Certificado de la cámara usada para pruebas propias



**Infrared Camera Temperature Measurement
Calibration Test Report**

A. Test Item: Temperature measurement function

B. Type: Hotfind-LR

Serial number: 36020010

C. Test equipments and Standard

1. High temperature black body ES1000 (temperature range: 50~1000°C, Emissivity: ≤ 0.99)

2. Precise black body CES100 (temperature range: -25°C ~ 100°C, Emissivity: 0.97 ± 0.02)

D. Test time: May.31, 2013 Valid period :24 months

E. Environment request: Temperature: 25.1°C Relative Humidity:31%

F. Test method:

1. Start the black body, Temperature value from -20°C to 600°C Temperature value clicking as follows establishes, Treating to stabilize 30 minutes after attaining the initial value.

2. Turn on the camera, Aim at each black body, Write down the actual temperature

A handwritten signature in black ink that reads "S. Gow". The signature is written in a cursive, slightly slanted style.

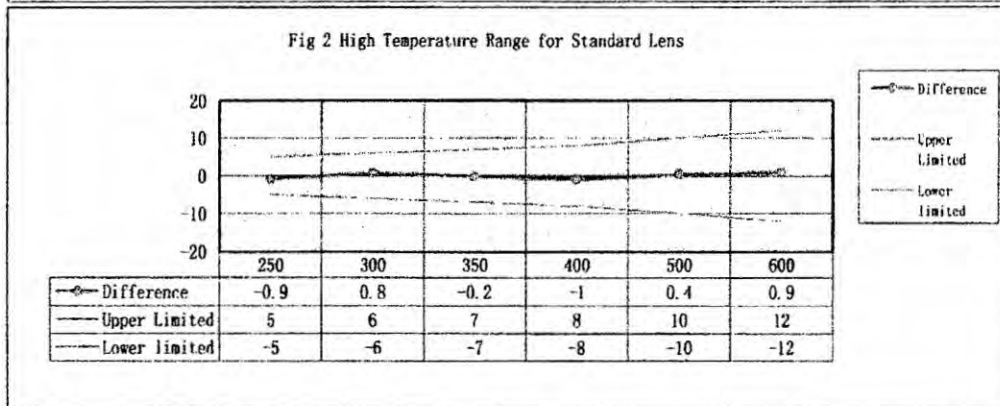
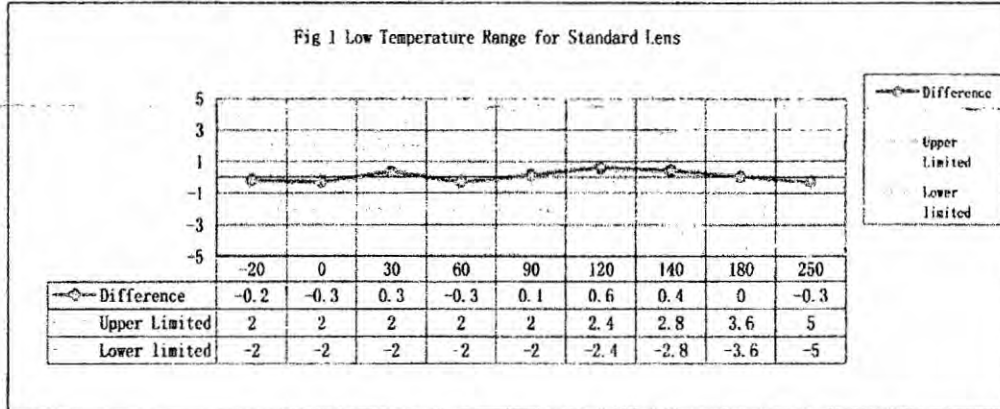
(Manager of Test Center)

SATIR

G. Temperature measurement form:

| Temperature °C | -20~250 | 200~600 |
|----------------|---------|---------|
| -20 | -20.2 | |
| 0 | -0.3 | |
| 30 | 30.3 | |
| 60 | 59.7 | |
| 90 | 90.1 | |
| 120 | 120.6 | |
| 140 | 140.4 | |
| 180 | 180.0 | |
| 250 | 249.7 | 249.1 |
| 300 | | 300.8 |
| 350 | | 349.8 |
| 400 | | 399.0 |
| 500 | | 500.4 |
| 600 | | 600.9 |

H. Temperature Difference fig:



D.- Especificaciones técnicas de la cámara termográfica SATIR



Website: www.satir-eu.com

Email: info@satir-eu.com

Tel: 353 42 9341540



The High-Resolution (HR) Super "True Vision" image which is 16 color and grayscale, is captured with a wide viewing angle. The user can then zoom in on the image to view the details of the target in high resolution.



The camera is 1.1m high, 1.1m wide and 0.1m deep. It can be used as a tripod mount. The camera is 1.1m high and 1.1m wide. It can be used as a tripod mount. The camera is 1.1m high and 1.1m wide.



The camera features the integrated built-in laser range finder. It can be used to measure the distance to the target. The camera is 1.1m high and 1.1m wide.



The camera features the integrated built-in laser range finder. It can be used to measure the distance to the target. The camera is 1.1m high and 1.1m wide.



Website: www.satir-eu.com

Email: info@satir-eu.com

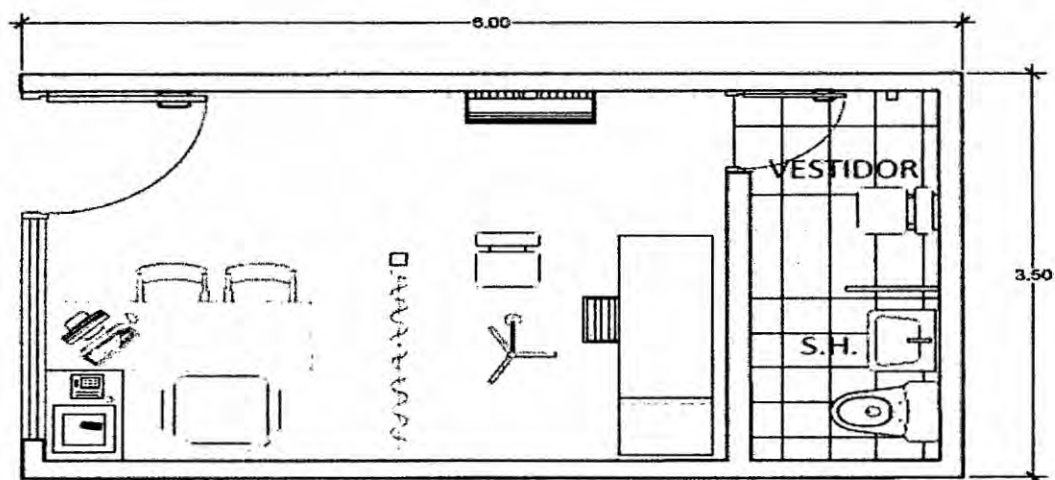
Tel: 353 42 9341540

Especificaciones Técnicas

| Modelo | HotFinf VR | HotFinf VR |
|----------------------------------|---|-------------------|
| Performance de imagen | | |
| Fov. Distancia mín de enfoque | 20° x 15° / 0.1 m | 24° x 18° / 0.1 m |
| Resolución espacial | 2.2 mrad | 1.3 mrad |
| Sensibilidad térmica | ≤ 0.08 °C @ 30°C | ≤ 0.05 °C @ 30°C |
| Tipo de detector | UFPA | |
| Resolución | 160 x 120 | 384 x 288 |
| Rango espectral | 8 – 14 um | |
| Enfoque | Manual | |
| Presentación de la imagen | | |
| Modo de imagen | IR/CCD/Duo-vision | |
| Visualizador LCD | 3.5" TFT screen | |
| Cámara Digital | 640 x 480 a todo color | |
| Salida de Video | NTSC (60Hz) o PAL (50Hz) video compuesto | |
| Medición de Temperatura | | |
| Rango de medición | 0°C a +250°C, arriba de +1500°C (opc) | |
| Exactitud | ±2", ±2% de lecturas | |
| Modo de medición | puntos móviles, auto caliente / punto frío, perfil, 5 cajas de área, isoterma | |
| Corrección | Emisividad, temperatura ambiente, distancia, humedad relativa | |
| Delta T | Sí | |
| Alarma | Sí | |
| Almacenamiento de Imagen | | |
| Tipo | Tarjeta extraíble Mini SD 2GB | |

| | | |
|--|-----------------------------|----------|
| Formato de archivo térmico | .SAT | |
| Formato de archivo visual | .CCD | |
| Anotación | Anotación de voz | |
| Sistema de batería | | |
| Voltaje de trabajo | 8VDC – 11VDC | |
| Tiempo de funcionamiento de la batería | 2.5 horas | |
| Rango de temperatura de almacenamiento | -40°C a +70°C | |
| Humedad | 10% a 95%, sin condensación | |
| Encapsulado | IP54 | |
| Choque | 25G | |
| Vibración | 2G | |
| Características físicas | | |
| Peso | Menos de 600g | |
| Medidas | 215mm x 80mm x 219mm | |
| Montaje de trípode | ¼" _ 20 | |
| Other | | |
| Iluminador | Sí | |
| Punto láser | Sí | |
| USB 2.0 transferencia de datos térmicos en tiempo real | Sí | |
| Bluetooth | Sí | |
| Lentes opcionales disponibles | 6.4°, 9°, 28°, 38° | 12°, 48° |

E.- Plano de consultorio sugerido con medidas mínimas



camilla:
1.90 x 0.70

silla paciente:
0.40 x 0.40

escritorio:
1.70 x 0.60

silla doc:
0.75 x 0.65

silla:
0.45 x 0.35

escritorio impresora:
0.80 x 0.50

F.- Código MATLAB de ayuda diagnóstica

```
varargout = interfaz(varargin)
```

```
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name', mfilename,
                  'gui_Singleton', gui_Singleton,
                  'gui_OpeningFcn', @interfaz_OpeningFcn,
                  'gui_OutputFcn', @interfaz_OutputFcn,
                  'gui_LayoutFcn', [],
                  'gui_Callback', []);
nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});

nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});

    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
```

```
        interfaz_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles,  
varargin)
```

```
handles.output = hObject;
```

```
guidata(hObject, handles);
```

```
        varargout = interfaz_OutputFcn(hObject, eventdata,  
handles)
```

```
varargout{1} = handles.output;
```

```
        pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
```

```
set(handles.text1,  
);  
[filename,pathname] = uigetfile(  
);  
handles.filename=filename;  
guidata(hObject,handles)  
set(handles.text1,  
);
```

```
I= imread( handles.filename)  
subplot(1,1,1, handles.uipanel2)  
imshow(I);
```

```

pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)

Imr=imread(handles.filename);
Imr=imread(handles.filename);
I= imread( handles.filename)
subplot(1,1,1, ,handles.uipanel1)
level=graythresh(I)
B=im2bw(I, level)
imshow(B)
Sf=fspecial( );
Sc=Sf;

B1=imfilter(Imr,Sf);
B2=imfilter(Imr,Sc);
B3=imadd(B1,B2);
handles.plotted_option=1;

handles.plotted1=subplot(2,2,1),subimage(Imr),Title(
);
set(gca,{ , },{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{ , },{[],[]})
handles.plotted2=
subplot(2,2,2),subimage(B2),Title(
);
set(gca,{ , },{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{ , },{[],[]})

handles.plotted3=subplot(2,2,3),subimage(B1),Title(
);
set(gca,{ , },{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{ , },{[],[]})

handles.plotted4=subplot(2,2,4),subimage(B3),Title(
);
set(gca,{ , },{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{ , },{[],[]})
guidata(hObject,handles)

```

```

pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)

```

```

IMR=imread(handles.filename);
subplot(1,1,1, ,handles.uipanel1)
handles.plotted1=subplot(2,2,1, ,handles.uipanel1);
imshow(IMR);
title( );
[nf nc c]=size(IMR);

```

```

disp(                                     );
set(handles.text1,                       ,
      );
%set(gcf, 'pointer', 'arrow');
[x y]=myinput(1);
set(handles.text1,                       ,
      );
x=round(x);
y=round(y);
color1=[IMR(y,x,1); IMR(y,x,2); IMR(y,x,3)];
M=[1 0 0;0 1 0;0 0 1];
Mi=inv(M);
IMR2=IMR;
disp(                                     );
set(handles.text1,                       ,
      );
      f=1:nf
      c=1:nc
z=[IMR(f,c,1); IMR(f,c,2); IMR(f,c,3)];
d2=DMaha(z,color1,Mi);
      d2>0.12,
IMR2(f,c,:)=[0 0 0];
      ;
      ;
      ;
handles.plotted2=subplot(2,2,2);
set(gca,{' ',' '},{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{' ',' '},{[],[]})
imshow(IMR2);
title(                                     );

disp(                                     );
set(handles.text1,                       ,
      );
ROI=[];
      f=1:5
[x y]=myinput(1)
disp(                                     );
x=round(x);
y=round(y);
color=[IMR(y,x,1) IMR(y,x,2) IMR(y,x,3)];
ROI=[ROI; color];
disp(                                     );
      ;
ROI=double(ROI);
mapROI=ROI/255;
R=1:5;

R=[R;R;R;R;R;R;R;R;R;R];
handles.R=R;
handles.mapROI=mapROI;
handles.plotted3=subplot(2,2,3);imshow(R,mapROI);
set(gca,{' ',' '},{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{' ',' '},{[],[]})
R
mapROI

```

```

title(
handles.plot3title=
MC=cov(ROI);
MCi=inv(MC);
MCi=MCi/max(max(MCi));
color2=[mean(ROI(:,1)); mean(ROI(:,2)); mean(ROI(:,3))];
IMR3=IMR;
disp(
set(handles.text1,
f=1:nf
c=1:nc
z=[IMR(f,c,1); IMR(f,c,2); IMR(f,c,3)];
d2=DMaha(z,color2,MCi);
d2>0.12,
IMR3(f,c,:)=[0 0 0];
;
;
;
handles.plotted_option=3;
handles.plotted4=subplot(2,2,4);imshow(IMR3);
set(gca,{' ',' '},{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{' ',' '},{[],[]})
title(
guidata(hObject,handles)

```

```

pushbutton5_Callback(hObject, eventdata, handles)
set(gcf,
newFig=figure;
handles.plotted_option==1

copyobj(handles.plotted1,newFig);
copyobj(handles.plotted2,newFig);
copyobj(handles.plotted3,newFig);
copyobj(handles.plotted4,newFig);
;

handles.plotted_option==2

copyobj(handles.plotted1,newFig);
;

```

```

handles.plotted_option==3
copyobj(handles.plotted1,newFig);
copyobj(handles.plotted2,newFig);

subplot(2,2,3);imshow(handles.R,handles.mapROI);
set(gca,{' ',' '},{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{' ',' '},{[],[]})
title(
);
copyobj(handles.plotted4,newFig);
;
saveas(newFig, ' ');
delete(newFig);

```

```

pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
set(gcf, ' ', ' ')
newFig=figure;

```

```

handles.plotted_option==1

```

```

copyobj(handles.plotted1,newFig);
copyobj(handles.plotted2,newFig);
copyobj(handles.plotted3,newFig);
copyobj(handles.plotted4,newFig);
;

```

```

handles.plotted_option==2

```

```

copyobj(handles.plotted1,newFig);
;

```

```

handles.plotted_option==3

```

```

copyobj(handles.plotted1,newFig);
copyobj(handles.plotted2,newFig);

subplot(2,2,3);imshow(handles.R,handles.mapROI);
set(gca,{' ',' '},{[1 1 1],[1 1 1]})
set(gca,{' ',' '},{[],[]})
title(
);
copyobj(handles.plotted4,newFig);
;
print(newFig);
delete(newFig);

```

```
function pushbutton2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
```