

Universidad Autónoma de Querétaro
Faculta de Ingeniería
Campus San Juan del Río

Procesamiento de imágenes termográficas en la detección de cáncer de mama

Presenta:

Sofía Giovanna Vega Mancilla
No. de expediente: 155286

Asesor: Dr. Luis Alberto Morales Hernández

San Juan del Río, Qro., Mayo de 2016



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería
Especialidad en Mecatrónica

Procesamiento de imágenes termográficas en la detección de cáncer de mama.

Opción de titulación
Tesis o Publicación de artículos

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Maestro en Ciencias (Mecatrónica)

Presenta:
Sofía Giovanna Vega Mancilla

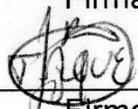
Dirigido por:
Dr. Luis Alberto Morales Hernández

SINODALES

Dr. Luis Alberto Morales Hernández.
Presidente


Firma

Dr. Roque Alfredo Osornio Ríos.
Secretario


Firma

Dr. Juan Primo Benítez Rangel.
Vocal


Firma

Dr. Aurelio Domínguez González
Suplente


Firma

Dr. Iván Ramón Terol Villalobos
Suplente


Firma


Dr. Aurelio Domínguez González
Director de la Facultad


Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca
Piña
Directora de Investigación y Posgrado

Resumen

El cáncer de mama es un problema de salud pública, es la primera causa en incidencia y en mortalidad por cáncer en las mujeres. El presente trabajo de investigación tiene como objetivo detectar el cáncer de mama a través de imágenes termográficas, para ello, se definirá un protocolo de toma de imágenes adecuado el cual permita obtener imágenes térmicas confiables para su posterior análisis y procesamiento. Por otro lado, una vez culminado el proceso de adquisición de la imagen, se procederá a la segmentación automática de la misma, evitando la intervención de un especialista en ésta etapa, reduciendo el costo y consecuentemente facilitará la asequibilidad para la comunidad en general. Una vez segmentada la imagen se procede a la etapa fundamental del proyecto, la clasificación de los termogramas a partir de la caracterización de los patrones térmicos de los senos a través de técnicas morfológicas de procesamiento de imágenes. Se presenta igualmente, la interfaz necesaria para que el personal que realizará el estudio pueda hacerlo de forma fácil e intuitiva, en la que al ingresar una imagen de entrada, se obtenga una imagen de salida con información puntual y concluyente sobre el estudio realizado en el paciente.

(Palabras clave: cáncer de mama, imágenes termográficas, segmentación automática, procesamiento de imágenes)

Abstract

Breast cancer is a public health problem, leading in incidence and mortality due to cancer in women. This research aims to detect breast cancer through thermal images, to achieve this objective an appropriate image acquisition protocol is proposed, obtaining reliable thermal images for further analysis and processing. An automatic segmentation will be conducted in order to avoid the intervention of a specialist for this task, reducing the cost and consequently the affordability for the wider community. Once ROI has been obtained, the main stage of the project is performed, the classification of thermograms through thermal patterns characterization by morphological image processing techniques. The necessary interface to carry out the study is presented in a simple and intuitive way, so that anybody with the correct instruction can operate the equipment, and an image with conclusive information is obtained.

(Key words: breast cancer, thermographic images, automatic segmentation, images processing)

Dedicatorias

A Dios, por bendecir a las personas que amo todos los días, a mi familia y amigos, especialmente a mi hermano y mi madre, por su apoyo incondicional, dedicado enteramente a mi Padre (q. e. p. d), el mejor hombre que pude haber conocido, por ser la inspiración siempre y la luz en todos los caminos que hay por recorrer, de aquí al infinito: Te amo Pá.

Agradecimientos

A mi familia, por su apoyo incondicional durante todas y cada una de las etapas de mi vida, a mi madre por ser tan valiente, a mi hermano por ser un hombre de bien en todo sentido, a mi Padre por ser mi mentor, mi maestro y el mejor compañero y amigo que una hija podría desear.

Al Dr. Luis Alberto Morales Hernández, por su asesoría brindada para la realización de la presente tesis, por su sentido del humor y sus consejos siempre atinados.

A la Lic. En Enfermería Magdalena Delgado Nava Coordinadora de la Facultad de Enfermería campus San Juan del Río, y a la Lic. En Enfermería Teresa Hernández Hernández, coordinadora de ENSAIN EESP San Juan del Río, por su apoyo incondicional y amistad.

Al Dr. Roque Alfredo Osornio Ríos, por la oportunidad de cursar la maestría y el apoyo durante mi estancia en posgrado.

A mis compañeros, Omar e Isaías, por su apoyo y amistad en tiempos difíciles.

A mis profesores y a todo el personal de la Universidad Autónoma de Querétaro, por todas las enseñanzas y el apoyo brindado.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por la beca otorgada durante la maestría.

ÍNDICE GENERAL

Resumen	I
Abstract.....	II
Dedicatorias.....	III
Agradecimientos	IV
Índice general.....	V
Índice de figuras.....	IX
Índice de tablas	XII
1. Introducción	1
1.1 Antecedentes	2
1.2 Objetivos e hipótesis	4
1.2.1 Objetivos generales y particulares.....	4
1.2.1.1 Objetivo general	4
1.2.1.2 Objetivos particulares.....	4
1.2.2 Hipótesis.....	5
1.3 Justificación	6
1.4 Planteamiento general	7

2	Revisión de la literatura	9
2.1	El sector salud en México	9
2.2	La termografía	10
2.2.1	Principios de funcionamiento.....	12
2.2.2	Ley de Stefan-Boltzmann.....	13
2.2.3	Cámaras termográficas	14
2.2.4	La termografía en el diagnóstico de enfermedades.....	15
2.3	Cáncer de mama.....	19
2.3.1	Factores de Riesgo	20
2.3.2	Sintomatología.....	20
2.3.3	Métodos de Diagnóstico	21
2.4	Termografía	25
2.5	Procesamiento Digital de Imágenes.	26
2.5.1	Adquisición de la imagen.....	26
2.5.2	Pre-procesamiento	27
2.5.3	Segmentación.....	37
2.5.4	Extracción de características de la imagen.	39
3	Metodología	40
3.1	Protocolo de toma de imágenes	41
3.1.1	Criterios de Exclusión.....	42
3.1.2	Tipo de adquisición de la imagen	44
3.1.3	Estabilidad térmica	44
3.1.4	Variables a considerar durante la toma de imágenes.....	45
3.1.5	Posiciones y número de tomas por procedimiento.	46
3.2	Acondicionamiento del área de toma de imágenes	47
3.2.1	Temperatura del área de toma de imágenes	47
3.2.2	Equipo necesario para realizar la toma.....	48
3.3	Procesamiento digital de los termogramas	49
3.3.1	Preprocesamiento	50

3.4 Segmentación ROI	54
3.4.1 Definir límite inferior de los senos	54
3.4.2 Definir límite superior de los senos	58
3.5 Análisis estadístico de las imágenes	59
3.5.1 Caso normal.....	62
3.5.1 Caso anormal	62
4 Resultados	65
4.1 Estandarización del protocolo de toma de imágenes.....	65
4.2 Segmentación Automática Otsu.....	67
4.3 Segmentación Automática ROI	68
4.4 Clasificación	69
4.5 Caso anormal.	69
4.5.1 Tumoración	69
4.5.2 Angiogénesis.....	70
5 Conclusiones.....	71
6 Prospectivas	73
Referencias.....	74
A. Artículo CIICOTEC 2015.	82
B. Constancia 2do encuentro de jóvenes investigadores	84
C. Conferencia Magistral UTC, 2016	86
D. Formulario de consentimiento Informado	89

E. Manual de operación de interfaz de detección de cáncer de mama	95
--	-----------

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1 Metodología general propuesta	7
Figura 2-1 Comparativa de inversiones en el sector Salud por nación, (OCDE, 2014).	10
Figura 2-2 Espectro electromagnético, en rojo la correspondiente a la radiación infrarroja.	11
Figura 2-3 Termograma en paciente con Diabetes (Ring, 2010).....	16
Figura 2-4 Termograma para detectar individuos con fiebre, (Sun et al.,2014).....	17
Figura 2-5 Termografía para detectar cancer de piel (Shada et al., 2012).....	18
Figura 2-6 Termograma para detección de enfermedades oculares, (Tan et al., 2009)	19
Figura 2-7 termograma tomado a un paciente con dolor crónico (Jarrell, 2009) ...	19
Figura 2-8 Mamografía realizada a una mujer de 48 años (Abd et al., 2015)	22
Figura 2-9 Sonograma realizado en tejido mamario, (Zhang et al., 2012.....	23
Figura 2-10 Resonancia Magnética en tejido mamario (Zippel et al., 2015).	24
Figura 2-11 Biopsia mamaria, (“American Cancer Society,” n.d.)	24
Figura 2-12 Termograma realizado a paciente de 45 años.....	26
Figura 2-13 Histograma, Imagen en escala de grises e histograma	28
Figura 2-14 Carcinoma, imagen original (Park et al., 2015), e histograma	29
Figura 2-15. Carcinoma, Imagen e histograma ecualizado	29

Figura 2-16 a) kernel para detección de líneas horizontales, b) kernel para detección de líneas diagonales, c) kernel para detección de líneas verticales.	30
Figura 2-17 Nervio óptico, imagen original (Clínica Valle, n.d.) e imagen tratada con filtro pasabajo	30
Figura 2-18 Kernels del operador Sobel.....	31
Figura 2-19 Tomografía cerebral , imagen original (Clínica Valle, n.d.) e imagen tratada con Operador Sobel	31
Figura 2-20 Secuencia de Pasos para realizar el Algoritmo de detección de bordes de Canny	32
Figura 2-21 Kernel utilizado para suavizar la imagen.....	33
Figura 2-22 Técnica filtro Gaussiano, Imagen Original e imagen Suavizada mediante filtro Gaussiano.....	33
Figura 2-23 Gradiente, Figura Suavizada y figura con las magnitudes del gradiente	34
Figura 2-24 Imagen del gradiente, bordes después de la supresión de no máximos.....	35
Figura 2-25 Doble umbralizado. Imagen después de la supresión de no máximos, Imagen resultante del doble umbralizado.....	36
Figura 2-26 Configuración 8 vecinos.....	36
Figura 2-27 Doble umbralizado, Imagen con doble umbralizado, bordes débiles y bordes fuertes, imagen final.	37
Figura 2-28 Segmentación Automática, imagen original e imagen segmentada por el método Otsu.	39
Figura 3-1 Representación básica de la metodología propuesta.	40
Figura 3-2 Definición de protocolo de toma de imágenes	41
Figura 3-3. Zonas consideradas para establecer la estabilidad térmica con el área de toma de imágenes.....	44
Figura 3-4 Posición de toma de imágenes.	47
Figura 3-5 Cámara Flir A-300.....	48
Figura 3-6 paciente y cámara termográfica.....	49
Figura 3-7. Proceso para el preprocesamiento del termograma.	50

Figura 3-8 Metodología del umbralizado.	51
Figura 3-9 Histograma de termograma	52
Figura 3-10 Filtro Sobel aplicado a un termograma	54
Figura 3-11 Ventana aplicada al termograma	55
Figura 3-12 Límite inferior de los senos encontrado mediante el método de crecimiento de regiones	55
Figura 3-13 Polinomio de grado 2	56
Figura 3-14 Interpolación inferior de los senos.....	57
Figura 3-15 Intersección de las curvas para separar seno izquierdo y seno derecho.	57
Figura 3-16 Límite superior de la ROI	58
Figura 3-17 Segmentación final.....	59
Figura 3-18 Metodología análisis estadístico propuesta, parte 1	60
Figura 3-19 Metodología análisis estadístico propuesta, parte 2	60
Figura 3-20 Pasos básicos del algoritmo de segmentación Watershed.	63
Figura 3-21 Algoritmo de segmentación Watershed	64
Figura 4-1 Gráfica del comportamiento de las temperaturas corporales.	65
Figura 4-2 Tiempo de estabilidad térmica, promedio	66
Figura 4-3 comparativo de imágenes usando protocolo de toma de imágenes y no usándolo.....	66
Figura 4-4 Termogramas en escala de grises	67
Figura 4-5 Imagen segmentada mediante algoritmo Otsu	68
Figura 4-6 Segmentación Automática ROI.....	68
Figura 4-7 comparativa entre senos normales y anormales.....	69
Figura 4-8 Caso anormal con tumoración	69
Figura 4-9 Caso anormal Angiogenesis.	70

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3-1 Promedios de emisividades de la piel humana por género.....	46
Tabla 3-2 Características principales de la cámara Flir A-300	48
Tabla 4-1 Resumen variables definidas durante el protocolo de toma de imágenes	67

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es una enfermedad crónica que se origina en las células mamarias, células cancerosas que se reproducen descontroladamente y pueden invadir otros tejidos o propagarse hacia otras partes del cuerpo, ocurre casi exclusivamente en mujeres, donde la incidencia es aproximadamente 100 veces mayor que el número de diagnósticos en hombres, siendo la primer causa de muerte por cáncer en la población femenina (Faust et al., 2014).

Según el GLOBOCAN, proyecto de la International Agency for Research on Cancer (IARC, de sus siglas en inglés), en 2012 se detectaron aproximadamente 1'671,000 nuevos casos de cáncer de mama en todo el mundo, y 522,000 muertes atribuidas a esta enfermedad en el mismo periodo, del total de las muertes el 62% ocurrieron en países en vías de desarrollo y menos desarrollados, atribuyéndose a diagnósticos tardíos debido a la menor destinación de recursos para la detección de la enfermedad. Por el número de casos y muertes relacionadas con la enfermedad, el cáncer de mama se ha convertido en un problema de salud pública, pues ésta enfermedad no solo trastoca la integridad física de la paciente, si no también tiene implicaciones psicológicas, familiares y económicas fuertes para la paciente y su entorno social y familiar, siendo entonces la detección temprana pieza fundamental para combatir esta enfermedad, pues cuando es lograda, los índices de supervivencia alcanzan el 95% (Etehadtavakol et al., 2013), evitando así la

propagación del tumor canceroso a regiones cercanas con la consecuente metástasis. Por ejemplo, en El Reino Unido en 2008 8 de cada 10 mujeres sobrevivieron al cáncer de mama por al menos 5 años.

Los avances en tecnología de detección temprana de cáncer han sido ampliamente investigados, resultando en múltiples métodos, donde la mastografía es el método más utilizado, sin embargo, este método supone ciertas desventajas, ya que además de ser costoso utiliza radiación para realizar la representación del tejido mamario en una imagen, requiere de contacto físico con la paciente, lo cual llega a ser incómodo y doloroso para muchas mujeres.

1.1 Antecedentes

La primera investigación utilizando la termografía como método de diagnóstico fue conducida en 1958 (**Lawson et al., 2013**) donde se observó un incremento en la temperatura sobre la superficie de la piel donde internamente se encontraba un tumor canceroso.

De la misma manera, **Gautherie (1980)** demostró la existencia de una relación simétrica en la distribución de las temperaturas de senos sanos, llegando a la conclusión que una asimetría es indicadora de problemas vasculares, entre ellos el cáncer. **Lipari y Head (1997)** segmentaron manualmente cada uno de los senos en cuatro áreas, para esto, un especialista marca cuatro puntos de referencia en el termograma, el análisis se basa en la extracción de características estadísticas de cada una de las regiones y comparadas con la correspondiente del seno contrario. **Herry y Frize (2002)** realizaron un análisis estadístico comparando los niveles de temperatura entre ambos senos, de acuerdo al principio de simetría térmica del cuerpo humano, el método de segmentación se realiza de manera manual por un especialista. **Zhou et al. (2004)** propusieron un método de segmentación semiautomático utilizando el algoritmo "Level Set Method", el cual es

util para extraer los bordes de una imagen térmica, posteriormente es aplicado un filtro de Gauss para obtener un mapa de bordes que representa el gradiente de magnitud y dirección. **Scales et al. (2004)** presentaron un método semiautomático donde a través del algoritmo de Canny se detectan los bordes del cuerpo, los límites de los senos eran detectados manualmente y con la interpolación mediante curvas de los puntos introducidos por el especialista se extraían los bordes de los senos. El autor reporta que de 21 imágenes presentadas solo 4 imágenes resultaron con una segmentación correcta, siendo esto la principal deficiencia del método. **Paruch y Majchrzak (2007)** desarrollaron un método con el cual la localización y las dimensiones del tumor son conocidas mediante la implementación de la ecuación de Pennes, la cual modela matemáticamente la transferencia de calor en los tejidos, involucrando también el método del Gradiente. **Kateb et al (2009)** en su investigación estudiaron casos de melanoma metastático intracortical, y con ayuda de cámaras termografías FLIR demostraron la diferencia de temperatura de hasta 2.3°C con los tejidos sanos. Por lo que calificaron la termografía como un método rápido y no invasivo. **Jin-Yu et al. (2009)** utilizaron un método de umbralización automática Otsu, el cual presenta los lugares con mayor temperatura en las imágenes, zonas como el área de las axilas, el cuello y los bordes inferiores de los senos causaban información innecesaria en la imagen resultante complicando el diagnóstico. **Etehadtavakol et al. (2013)** utilizaron el método de extracción de bordes de Canny, las imágenes de los senos son entonces segmentadas usando el método “fuzzy c-means clustering”, posteriormente las regiones calientes son seleccionadas para la extracción de las características. Como resultado, se tuvo una precisión del 83%. **Zhao et al. (2014)** mejoraron el contraste entre las regiones de interés del fondo de las imágenes termografías a través de la extracción de rasgos basados en una descomposición múltiple, para lograr esto, primero realizaron una descomposición suave multiseccional a la imagen térmica original, lo cual genera subimágenes con componentes de varias frecuencias a diferentes niveles de descomposición. Las regiones de interés de las subimágenes son extraídas mediante una frecuencia local basada en la detección de rasgos, posteriormente con los mapas de rasgos creados las subimágenes son realzadas a diferentes

escalas de descomposición, finalmente la imagen resultante es reconstruida sintetizando todas las sub imágenes con un peso sintético ajustable. **Krawczyk y Schaefer (2014)** desarrollaron un clasificador múltiple basado en la hibridación de técnicas de inteligencia computacional: redes neuronales, un fusor neuronal para combinar los clasificadores individuales, de igual forma, se utilizó el método de la asimetría bilateral entre las temperaturas de ambos senos.

Como se ha mostrado hasta ahora, la segmentación de las imágenes termográficas en trabajos revisados se basa en métodos manuales, lo que deriva en un mayor costo por estudio, debido a la necesidad de que sean realizados por especialistas y además, los resultados dependen de la pericia del examinador.

1.2 Objetivos e hipótesis

1.2.1 Objetivos generales y particulares

1.2.1.1 Objetivo general

Desarrollar algoritmo e interfaz de segmentación automática de los senos y de detección del cáncer de mama a partir de imágenes termográficas.

1.2.1.2 Objetivos particulares

- Establecer el protocolo de toma de imágenes termográficas para lograr una estandarización del método, a partir del control de las variables físicas que intervienen en la toma.

- Acondicionar del lugar de toma de imágenes termográficas controlando las variables físicas que afecten la toma, produciendo imágenes homogéneas.
- Desarrollar algoritmos que mediante el procesamiento de imágenes permitan una segmentación automática de las áreas de interés, para así, detectar el cáncer de mama.
- Desarrollar algoritmos que a través del procesamiento de imágenes permitan clasificar los termogramas.
- Realizar pruebas en pacientes en distintas etapas de cáncer de mama con un diagnóstico conocido con ayuda de la cámara termográfica y siguiendo el protocolo de toma de imágenes propuesto para, de esta manera, comprobar el buen funcionamiento de los algoritmos desarrollados.
- Desarrollar la interfaz de usuario que cumpla con la evaluación heurística, donde, al introducir una imagen termográfica, arroje como resultado una imagen útil para la realización de un diagnóstico por el especialista.
- Desarrollar el manual de operación de la cámara y de la interfaz gráfica, con el propósito de que ésta sea utilizada por personal del sector salud sin formación técnica en el área del procesamiento de imágenes.

1.2.2 Hipótesis

Es posible la detección de cáncer de mama mediante algoritmos aplicados a imágenes termográficas, con el cual se conseguirá un porcentaje de efectividad mínimo del 80% en la detección de tumores cancerígenos. Además que al ser un software propio, se podrá proporcionar a hospitales e instituciones dedicadas a la detección del cáncer de mama a un bajo precio.

1.3 Justificación

El cáncer de mama es un problema de salud pública, ya que es la primera causa de incidencia y mortalidad por cáncer en mujeres a nivel mundial, desplazando al cáncer cervicouterino en regiones de Latinoamérica. Según la Secretaría de Salud, del total de las muertes debido a cáncer de mama en México en el periodo del 2000 al 2004 el 83.3% se consideran muertes evitables, es decir, dichas muertes se debieron a un diagnóstico tardío, se estima que cada dos horas una mujer muere debido a cáncer de mama en México (Secretaría de Salud, 2004).

Se destaca que sólo el 22% de las mujeres de 40 a 69 años se sometió a una mastografía en el 2010, lo que corresponde a una población de aproximadamente 9 millones de mujeres, porcentaje que aumenta año con año. La situación se vuelve preocupante en la población indígena, donde sólo 1 de cada 10 mujeres se ha realizado una mastografía en algún momento de su vida. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, del total de la atención médica sólo la mitad es provista de manera pública, y del total de las mastografías practicadas anualmente, el 40% es realizado por el IMSS.

El 55% del total de los nuevos casos detectados de cáncer de mama provienen de países en vías de desarrollo donde la letalidad es mayor, aproximadamente el 68%. En México, el cáncer de mama es considerado como la primera causa de muerte en mujeres, representando la principal en mujeres mayores de 54 años, y la segunda en mujeres de 30 a 54 años, es decir, un porcentaje considerable de éstas mujeres aquellas entre los 30 y 40 años no se encuentran en las recomendaciones de la OMS para someterse a una mastografía (Secretaría de Salud, 2013).

La falta de acceso y tratamiento en países en vías de desarrollo como es el caso de México provocan que un gran número de mujeres que padecen cáncer de mama fallezcan, en Estados Unidos y Europa la tasa es del 21% mientras que en México es del 35%, en África se incrementa a un 70%, costándole además muchos recursos al sector salud, donde según un estudio llevado a cabo entre el

2002 y el 2006 en México el cáncer de mama detectado en etapa I le cuesta al IMSS \$74,522 anuales por paciente, comparados con \$199,274 por paciente en etapa IV (Knaul et al., 2009).

De acuerdo con Keyserlingk (2000) la detección basada en termografía puede ocurrir hasta 10 años antes de que sea detectada bajo otro método, incrementando el porcentaje de sobrevivencia a un 85% comparado con un 10% si es detectado tardíamente y reduciendo considerablemente los costos de la atención médica necesaria.

Se plantea el uso de la tecnología termográfica no como un método en solitario para la detección de cáncer de mama, si no como un método preliminar y/o de tamizaje, y que, en conjunción con otro tipo de estudios se pueda alcanzar a un diagnóstico verás y rápido.

1.4 Planteamiento General

A continuación, se muestra un diagrama que muestra la metodología general a seguir durante la investigación, así como la descripción de cada uno de sus bloques (Figura 1-1).



Figura 1-1 Metodología general propuesta

Definición de protocolo de imágenes: Se definen los pasos a seguir para conseguir imágenes fiables, tales como el tiempo de espera entre fotografía y fotografía, la distancia entre la cámara y el paciente, etc.

Acondicionamiento del lugar para la toma de imágenes: Define los parámetros de temperatura, humedad, iluminación y dimensiones a las cual debe estar el lugar, para asegurar la fiabilidad y homogeneidad de las tomas termográficas.

Definir el formato de las imágenes: De acuerdo a los algoritmos de procesamiento, se definirá el tamaño apropiado de las imágenes y el espacio de color para que el proceso sea rápido sin coartar la veracidad.

Programación de algoritmos de pre procesamiento: Los algoritmos seleccionados para obtener la matriz termal de los termogramas se programarán en la interfaz de usuario.

Programación de algoritmos de segmentación: Con el fin de que el estudio sea automático, se utilizarán algoritmos de segmentación que permitan aislar aquellas zonas que sean de importancia para el análisis, los cuales serán programados en la interfaz de usuario.

Evaluación de resultados: Durante esta etapa, serán analizadas imágenes cuyo resultado es conocido previamente, con el objetivo de probar la fiabilidad de los algoritmos utilizados.

2 REVISIÓN DE LA LITERATURA

2.1 El sector Salud en México

En nuestros tiempos, el desarrollo de la tecnología ha hecho posible que no solo las enfermedades que aquejan a la población puedan ser diagnosticadas en etapas tempranas, si no también, en la mayoría de los casos, que dicha enfermedad sea tratable.

Sin embargo, éste proceso es dependiente del sistema de salud público y privado al que la población tiene acceso, por ende, la economía de la región y la inversión en el sistema de salud, son factores determinantes.

Existe entonces la comparativa de los recursos destinados al sector salud entre México y las otras 33 naciones que integran la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE), en el 2012 el gasto total que hizo México en el sector salud correspondió a un 6.2% de su PIB, muy por debajo del promedio de 9.3%, encontrándose en los últimos lugares, solo por encima de Estonia y Turquía (OCDE, 2014), es importante mencionar también que cerca de la mitad del total del gasto en salud en México es pagado directamente por el paciente. En la Figura 2-1 se aprecia la comparativa en inversión en el sector Salud de las naciones integrantes de la OCDE (OCDE, 2014).

Gasto en salud, público y privado, como proporción del PIB, países de la OCDE, 2012 o último año

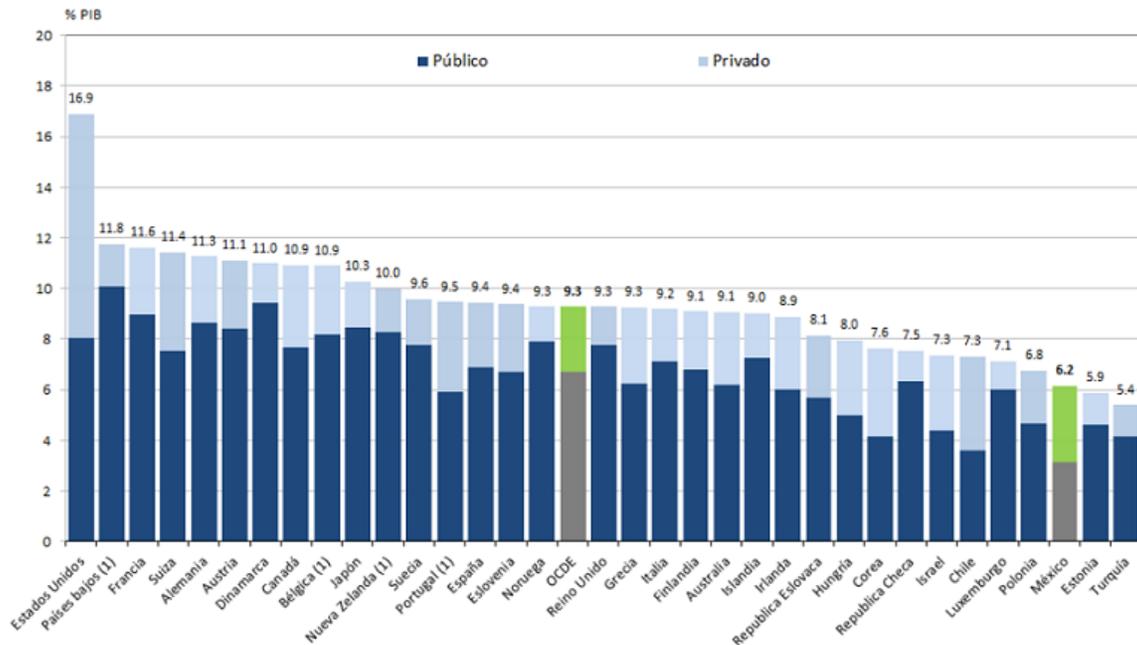


Figura 2-1 Comparativa de inversiones en el sector Salud por nación, (OCDE, 2014).

Es posible concluir entonces, que en economías emergentes, siendo el caso de México, las decisiones acerca de la adaptación de tecnologías en el sector salud debe hacerse basado en la situación nacional y los recursos tecnológicos disponibles, siendo el factor principal las evidencias de efectividad de dichos recursos (Sari et al., 2013), evaluar las evidencias de efectividad involucra la recolección de datos y el análisis de los mismos a través de estudios sistemáticos de seguridad, efectividad y costo-beneficio (Sajjadi et al., 2013), una de las tecnologías que necesita estudios más robustos es la termografía.

2.2 La termografía

Todos los objetos cuya temperatura se encuentre por encima del cero absoluto (-273°C) emiten radiación infrarroja, la cual se encuentra en el rango de los 9000-14000 nm.(Kylili et al., 2014), en la Figura 2-2 se muestra el espectro electromagnético completo, desde los rayos Gamma de longitudes de onda de

magnitud en picómetros, hasta las ondas de radio cuyas longitudes de onda llegan a medir kilómetros.

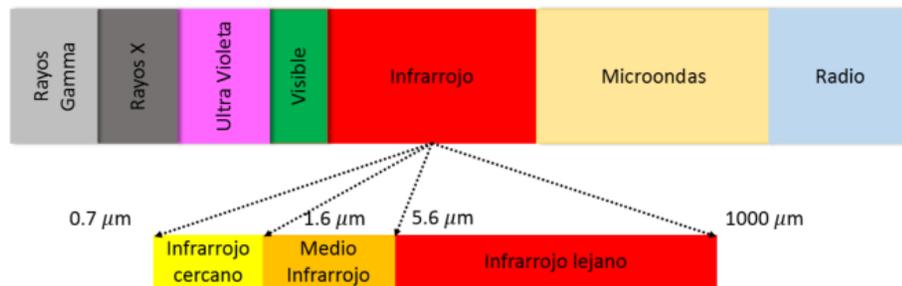


Figura 2-2 Espectro electromagnético, en rojo la correspondiente a la radiación infrarroja.

La radiación infrarroja aumenta con el incremento de la temperatura del cuerpo, de esta manera la termografía permite observar las variaciones de temperatura, con lo cual una de sus principales aplicaciones al inicio de su invención fue en el área militar dado que permite observar el entorno sin luz visible para los seres humanos, de igual manera ha sido empleada altamente para monitorear maquinaria industrial en mantenimientos predictivos, detección de patologías en edificaciones, labores de rescate, detección de gases, monitoreo de enfermedades en aeropuertos, y en el presente caso de estudio, en la medicina.

El concepto de termografía se le atribuye a William Herschel, astrónomo, que en los primeros años del siglo XIX, realizó un experimento, donde, con ayuda de un prisma deflactó la luz del sol e identificó los infrarrojos que pasaban por la parte roja del espectro con ayuda de un termómetro, de esta manera, los llamó en primera instancia, “Rayos Caloríficos”.

Sin embargo, la historia de la termografía data de 1835, cuando Melloni construyó la primera termopila capaz de detectar radiación infrarroja. En la década de los 50’s Paul Kruse y Texas Instruments forman imágenes infrarrojas, y en 1958 W.D. Lawson descubre las propiedades del HgCdTe en la detección de Radiación infrarroja, igualmente en ese año Falcon & Sidewinder desarrollaron misiles guiados por tecnología infrarroja, para el año 1978 comienza la era de la astronomía

infrarroja, se abre el primer Observatorio IRTF en Mauna Kea. La tecnología infrarroja fue desarrollada comercialmente hasta la Segunda Guerra Mundial(Lahiri et al., 2012).

2.2.1 Principios de funcionamiento

La termografía basa su funcionamiento en las propiedades emisivas de los objetos, donde la radiación que emiten todos los objetos estará definida bajo la ley de Kirchhoff el cual establece que el coeficiente de emisión será igual al coeficiente de absorción cuando el objeto se encuentran en equilibrio térmico y la ley de Stephen-Boltzmann que indica que a mayor temperatura mayor radiación térmica será emitida (Ragendran, 2009), mientras que la ley de Wien establece que la longitud de onda decrecerá con el aumento de temperatura, es decir, a mayor temperatura la frecuencia de la onda infrarroja emitida por los objetos incrementará, y con esto la energía.

La emisividad del material depende del material y de las condiciones externas las cuales deben ser cuantificadas para efecto de tener un resultado correcto de la temperatura del objeto, como se puede apreciar en la siguiente expresión la temperatura leída por el sensor depende directamente del valor propuesto de la emisividad. (Ver Ec. 1)

$$T = \sqrt[4]{\frac{q_{ck} + T_{amb}^4 - (1 - \varepsilon) * T_{mir}^4}{\varepsilon}} \quad \text{Ec. 1}$$

Donde T_{amb} es la temperatura ambiente, T_{mir} es la temperatura reflejada de otros objetos que se encuentran en contacto óptico con el objeto analizado, q_{ck} la suma de la densidad del aire que circula entre el objeto y el equipo termográfico, σ la constante del Boltzmann y ε la emisividad del objeto.

2.2.2 Ley de Stefan-Boltzmann

La cantidad de radiación infrarroja emitida por los cuerpos está relacionada con la temperatura superficial del objeto mediante la Ley de Stefan-Boltzmann (Montvay y Pietarinen, 1982), la cual parte de la premisa de que un cuerpo negro (cuerpo ideal) es aquel que es capaz de absorber o emitir toda la radiación que sobre él incide, de donde la longitud de onda que emite el cuerpo está directamente relacionada con la temperatura superficial de éste.

La energía emitida por un cuerpo negro por unidad de área y por unidad de tiempo es proporcional a la cuarta potencia de su temperatura absoluta T (en grados Kelvin) como se observa en la Ec. 2

$$E = \sigma \cdot T_e^4 \quad \text{Ec. 2}$$

Donde T_e es la temperatura efectiva, es decir la temperatura absoluta de la superficie y σ es la constante de Stefan-Boltzmann ilustrada en la Ec. 3.

$$\sigma \approx 5.6704 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 \cdot K^4} \quad \text{Ec. 3}$$

Recordando que ésta formulación es únicamente válida para cuerpos negros, la potencia emisiva de cuerpos reales es menor que la de un cuerpo negro a la misma temperatura, la cual está dada por la Ec. 4:

$$E = \epsilon \cdot \sigma \cdot T_e^4 \quad \text{Ec. 4}$$

En donde ϵ es una propiedad radiactiva de la superficie denominada emisividad, encontrándose en el rango $0 \leq \epsilon \leq 1$, indica la relación que existe entre la radiación emitida por una superficie real y la emitida por el cuerpo negro a la

misma temperatura, es dependiente del material del cual esté constituido el cuerpo, así como de su acabado.

2.2.3 Cámaras termográficas

Una cámara termográfica registra mediante sensores las longitudes de onda invisibles al ojo humano en el espectro de los infrarrojos, las cuales corresponden con la radiación que es emitida por los cuerpos debido a su temperatura. Existen dos tipos de sensores térmicos utilizados en las cámaras termográficas, los refrigerados y los no refrigerados.

Sensores refrigerados

Son sensores que emplean semiconductores exóticos extremadamente sensibles a los cambios de temperatura los cuales se encuentran al vacío y refrigerados para aumentar su sensibilidad pues el ruido térmico del sensor sin refrigeración sería más grande que el de la señal detectada, los más comunes son el Telenuro de Cadmio y Mercurio (CdHgTe) y el Antimoniuro de Indio (InSb), su alta sensibilidad se debe a la diferencia de temperatura entre el sensor y la temperatura del objeto que se desea medir.

Entre sus ventajas se encuentran la alta sensibilidad y que permiten acoplar ópticas para observar objetos lejanos, sin embargo, tienen como desventaja el alto coste de producción de los semiconductores de los que está compuesto, así como del equipo de enfriamiento del sensor y el alto consumo de energía.

Sensores no refrigerados

Son equipos que funcionan a temperatura ambiente más baratos y de menor consumo, utilizan semiconductores como el silicio amorfo y los óxidos de vanadio, donde sus valores de corriente, voltaje o resistencia son monitoreados para inferir la temperatura del objeto bajo estudio, la primera cámara termográfica de este tipo fue desarrollada por FLIR en 1997 que le denominó microbolómetro al sensor térmico utilizado (Gómez-Milán et al., 2015). Las ventajas son obvias, al no requerir

la etapa de enfriamiento del sensor son equipos más baratos y pequeños, aunque su sensibilidad es menor.

2.2.4 La termografía en el diagnóstico de enfermedades

El primer uso de la temperatura corporal como método para el diagnóstico de enfermedades data del año 480 A.C de acuerdo con Hipócrates (Amalu, 2003).

La temperatura corporal en la medicina es un parámetro conocido que indica actividad normal o anormal de los tejidos humanos (Ludwig et al., 2014), se utiliza para diagnosticar diversas patologías o como un indicador de la actividad muscular durante el ejercicio físico. En 1868 Carl Wunderlich estudió sistemáticamente la temperatura de pacientes que sufrían de fiebre, y la comparó con aquella de pacientes sanos, y así estableció el rango de temperatura normal del cuerpo entre 36.3°C y 37.5°C (Lahiri et al., 2012).

El primer uso de la termografía en las ciencias biomédicas fue reportado en 1960, aunque desde la década de los 30's Hardy había propuesto su uso para el diagnóstico de enfermedades (Hardy, 1934), no se disponía de la tecnología necesaria para conducir investigaciones en el área, la comunidad clínica de los Estados Unidos vio en la termografía un área de oportunidad para continuar con su desarrollo en la década de los 70's, pero para los 80's la termografía médica sufrió un declive (Feig et al., 1977).

Hoy en día la termografía provee la resolución adecuada de la temperatura del cuerpo humano gracias al avance de la tecnología de los sensores termográficos, la cual es lo suficiente sensible para medir los cambios que sufre la temperatura de la piel en relación con ciertas enfermedades, así mismo, la computación ha mejorado notablemente esta técnica.

Existen varias características que hacen que la termografía, bajo ciertas circunstancias, represente ciertas ventajas comparándolo con otros métodos de diagnóstico de enfermedades conocidos, tales como la rapidez, su naturaleza de no

contacto con el cuerpo bajo estudio, que no representa un método invasivo, y que ninguna radiación es emitida, por lo cual es 100% libre de efectos secundarios.

A continuación, se mencionan algunas de las aplicaciones médicas en la que es utilizada la termografía como método de diagnóstico.

Diabetes

Dado que la Termografía permite visualizar la temperatura de la piel, la cual depende de la circulación sanguínea, en condiciones isquémicas la perfusión sanguínea es reducida, especialmente en las zonas periféricas del cuerpo humano (pies y manos), por ende, el patrón de temperatura cambia (E. F. J. Ring & Ammer, 2012).

Las complicaciones derivadas de la Diabetes, específicamente en los pies, coartan la calidad de vida de los pacientes, pudiendo culminar en una amputación, lo que provoca largas estadías en los hospitales. De esta manera la termografía es un método eficaz, cuyo principal propósito es el prevenir dichas complicaciones.

En la Figura 2-3 se muestra un termograma realizado a un paciente con diabetes, como se puede apreciar a simple vista existe una asimetría en las temperaturas de ambas piernas, lo cual es indicativo de procesos fisiológicos propios de la enfermedad.

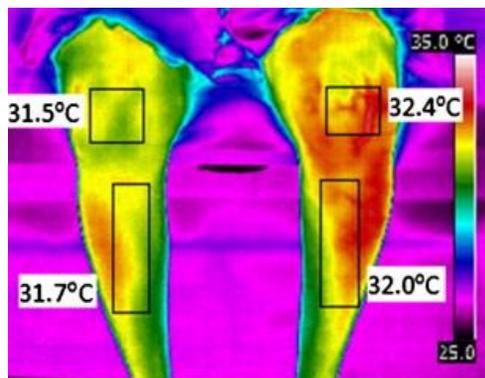


Figura 2-3 Termograma en paciente con Diabetes (Ring, 2010).

Fiebre

La fiebre ocurre cuando el hipotálamo detecta agentes patógenos y aumenta la temperatura corporal con la intención de eliminarlos, de ésta manera la termografía provee un buen método para la detección de fiebre en masas de personas dadas las características de ser un método que no precisa el contacto físico. Por esta razón es utilizado en lugares de grandes concentraciones de personas, como Aeropuertos, específicamente, su uso fue extenso durante la pandemia de H1N1 del 2009 y del Síndrome Respiratorio Agudo (SARS) en 2013 (Sun et al., 2014).

La Figura 2-4 representa un termograma de un sistema de detección de temperaturas anormales en seres humanos para Aeropuertos desarrollado en 2014 cuyo objetivo es reducir los costos de las cámaras utilizando matrices menos complejas (48 x 47 pixeles) ya que la aplicación no requiere de mucha resolución.

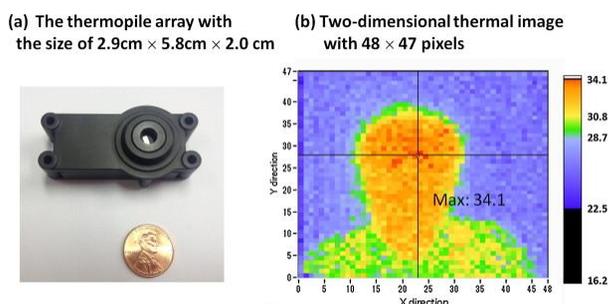


Figura 2-4 Termograma para detector individuos con fiebre, (Sun et al.,2014).

Cáncer de piel

Existen diferencias significantes entre la temperatura superficial de la piel en aquellos individuos que sufren de cáncer de piel y aquellas que no lo padecen, las cuales se deben a que las lesiones cancerígenas tienen menor temperatura que las regiones circundantes sanas (Cholewka et al., 2013).

La termografía fue capaz de determinar lesiones cancerígenas de 0-5mm con una sensibilidad del 39% y una especificación del 100%, para lesiones de 5-15mm la sensibilidad fue del 58% con especificidad del 98%, para lesiones de 15-30mm una sensibilidad del 95% con especificidad del 100%, y para lesiones

mayores de 30mm, una sensibilidad del 78% con una especificaron del 89% (Shada et al., 2012).

En la Figura 2-5 se muestra un termograma realizado en un paciente con melanoma, como se observa el área afectada tiene menor temperatura que el área sana.

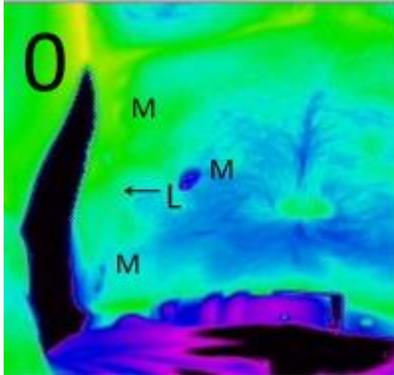


Figura 2-5 Termografía para detector cancer de piel (Shada et al., 2012)

Enfermedades oculares

Es posible utilizar la termografía para evaluar condiciones oculares inflamatorias y no inflamatorias, entre dichas condiciones se pueden mencionar escleritis, uveítis, keratitis, hiperplasia conjuntival linfoide (BRLH) y retinopatía, como resultados se comprobó que los pacientes con escleritis presentaron mayor temperatura ocular, por otro lado, los pacientes con keratitis mostraron una temperatura ocular más baja, mientras que pacientes con hiperplasia conjuntival linfoide mostraron una áreas frías en las áreas afectadas (T. Z. Tan, et al., 2007).

La Figura 2-6 representa un termograma realizado en una persona con escleritis necrotizante, observándose el área afectada con una temperatura menor a la del tejido sano que la rodea.

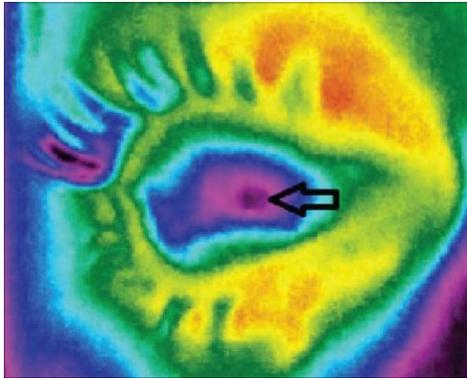


Figura 2-6 Termograma para detección de enfermedades oculares, (Tan et al., 2009)

Dolor

El dolor provoca un descenso de temperatura en la región afectada, la cual puede ser medida mediante la termografía. Dichas mediciones son importantes, sobre todo cuando se presenta el Síndrome de Dolor Regional Complejo.

En la Figura 2-7 se observa un termograma de un individuo que padece dolor crónico, el área afectada muestra un importante descenso de la temperatura local.

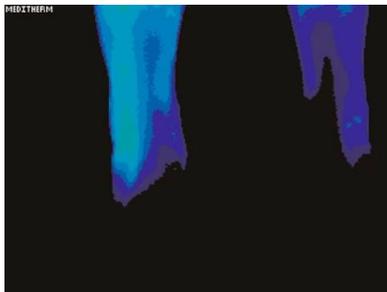


Figura 2-7 termograma tomado a un paciente con dolor crónico (Jarrell, 2009)

2.3 Cáncer de mama

El cáncer de mama, llamado en medicina, carcinoma de mama, es una enfermedad clonar, donde una célula epitelial maligna, la cual ha sufrido mutaciones se prolifera sin control, haciendo que se produzca un tumor, el cual, en caso de no

atenderse invade otros tejidos vecinos, y finalmente se propaga al resto del cuerpo. El cáncer de mama es la neoplasia maligna más frecuente en la mujer occidental y la principal causa de muerte por cáncer en la mujer en Europa, Estados Unidos, Australia y algunos países de América Latina (Das & Mishra, 2013).

Existen dos tipos de cáncer de mama: Carcinoma ductal el cual comienza en los conductos que llevan la leche desde la mama hasta el pezón y carcinoma lobulillar, que se manifiesta donde se produce la leche materna. Por su origen, se puede clasificar en: Esporádico, cuando no se tienen antecedentes familiares, ocupan entre 70 y 80% de los casos, familiar cuando se tienen antecedentes familiares no atribuibles a la genética y hereditario, cuando el cáncer se presenta debido a mutaciones en BRCA1 y BRCA2 (proteína de susceptibilidad de cáncer de mama).

2.3.1 Factores de Riesgo

Los principales factores de riesgo para contraer cáncer de mama incluyen:

- Edad avanzada
- Menarquía a edad temprana
- Primer parto a edad avanzada o no haber dado a luz.
- Antecedentes familiares de cáncer de mama
- Consumo de hormonas, estrógeno y progesterona
- Raza blanca

2.3.2 Sintomatología

La principal razón por la que una paciente acude a haberse una revisión con el medico es porque presenta una masa tubular, aproximadamente el 90% de los tumores son causados por lesiones benignas las cuales pueden ser fibroadenomas o quistes. Las masas malignas tienen como características que no son notorias, duras y son dolorosas a la palpación.

En general, los síntomas de un cáncer de mama son: Bulto en la mama, aumento del tamaño de los ganglios linfáticos (adenopatías) en la axila, cambios en el tamaño, textura de la piel o color de la mama, enrojecimiento de la piel, formación de depresiones o arrugas en los senos, cambios o secreción por el pezón, descamación, tracción del pezón hacia un lado o cambio de dirección, dolor óseo, dolor o molestia en las mamas, úlceras cutáneas en los senos, hinchazón de un brazo (próximo a la mama con cáncer), pérdida de peso.

2.3.3 Diagnóstico

Revisión personal

Como primera instancia, se reconoce el estudio por medio de palpación que puede llevar a cabo la paciente en casa, el cual se realiza en posición vertical, sentada o acostada con las manos detrás de la cabeza, la paciente deberá buscar diferencias en el tamaño, retracción de la piel o del pezón, patrones venosos inusuales, signos de inflamación y presionando el pezón para comprobar si existe algún tipo de secreción.

Mastografía

Es el método más utilizado para la detección de cáncer de mama, considerado como el mejor método para detectar lesiones en fase temprana, es recomendable la realización de una mastografía cada año en mujeres asintomáticas (Ng et al., 2005). Utiliza un protocolo de dos proyecciones, una en dirección oblicua lateral media y otra craneocaudal, de arriba abajo.

La incidencia de falsos positivos e mujeres de edades comprendidas entre los 40 y 69 años está en el rango del 30%, por lo que se recomiendan métodos posteriores para el diagnóstico eficaz de la enfermedad (Uscanga et al., 2008).

En todos los casos en los que se utiliza este método se debe aplicar una compresión firme a la mama mediante un dispositivo de plástico, la compresión se realiza para obtener la imagen más clara con la menor dosis de radiación posible,

donde la mayoría de las mujeres clasifican este método de detección cuya duración ronda alrededor de 20 min como incómodo y doloroso.

Una de las preocupaciones que tienen las mujeres respecto a la práctica de la mastografía es la utilización de radiación, medicamente esta preocupación está sustentada en que el tejido mamario presenta una sensibilidad alta a algunos de los efectos adversos de la radiación así como la necesidad de utilizar una radiación mayor que en otros estudios radiológicos para obtener una imagen con la calidad requerida, esto se debe a que la mama está compuesta de tejido blando (sin huesos ni aire) lo que deriva en un contraste muy bajo, por lo que se precisa de mayor radiación para obtener imágenes con buena visibilidad de la anatomía.

Existen estudios que establecen que la mastografía reduce el riesgo de morir por cáncer de mama en un 35% en mujeres mayores de 50 años, sin embargo, esta tasa se refiere a mujeres que ya han pasado por la menopausia, debido a que las mujeres que continúan menstruando tienen senos más densos lo cual dificulta la evaluación de los mamogramas provocando numerosos falsos negativos y falsos positivos, se estima que 1 de cada 4 estudios arroja un resultado erróneo. Debido a estas razones la OMS ha recomendado la utilización de la mastografía como método de diagnóstico de cáncer de mama a partir de los 40 años.

En la Figura 2-8 se observa una mastografía realizada a una mujer, en la cual se le aplicaron técnicas de mejoramiento de contraste para observar mejor las densidades (Abd et al., 2015)

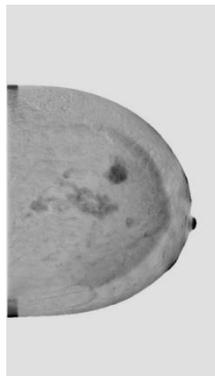


Figura 2-8 Mamografía realizada a una mujer de 48 años (Abd et al., 2015), la imagen fue invertida para mejor visualización .

Sonograma

Es un método por imágenes que utiliza ondas sonoras para la visualización del tejido mamario, en este método se utiliza un transductor colocado sobre la piel, el cual emite ondas sonoras y detecta los ecos cuando estos rebotan en el tejido, es un método libre de radiación. En la Figura 2-9 se muestra un sonograma realizado en tejido mamario (Zhang et al., 2012).

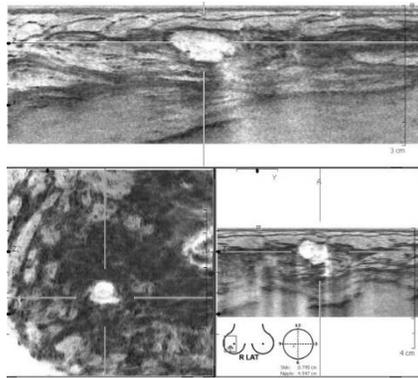


Figura 2-9 Sonograma realizado en tejido mamario, (Zhang et al., 2012), la imagen fue invertida para mejor visualización.

El sonograma es realizado por un especialista y tanto la realización como el resultado dependen de la pericia que éste tenga, por otro lado, el sonograma al detectar lesiones anatómicas no discrimina entre un tumor benigno y un tumor maligno.

Prueba de receptores de estrógeno

Una vez que se ha realizado un diagnóstico positivo a cáncer de mama, regularmente se efectúa un examen en el área afectada, por lo que es un método invasivo, para medir la cantidad de receptores de estrógenos y progesterona, los cuales sirven a los médicos para tomar decisiones sobre el tipo de tratamiento que seguirá la paciente.

Cerca del 60 % de las pacientes que dan positivo a éste tipo de exámenes responde bien a tratamientos hormonales (S, 2001).

Resonancia magnética

Es un método imagenológico que usa imanes y ondas de radio potentes para crear imágenes de las mamas y el tejido circundante, no utiliza radiación (rayos X).

En la Figura 2-10 se muestra la resonancia magnética realizada donde la mujer de estudio dio positivo a la prueba genética BRCA1 y BRCA2 para determinar si los genes que aumentan el riesgo de padecer cancer de mama están presentes en el paciente, dicha imagen se utilizó para asegurar que posterior a la mastectomía bilateral no se encuentren residuos de tejido mamario.

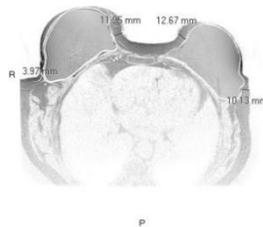


Figura 2-10 Resonancia Magnética en tejido mamario (Zippel et al., 2015).

Biopsia mamaria

Consiste en la extirpación de una muestra del tejido mamario mediante una aguja. La muestra se analiza en un laboratorio, es el único método cuyo diagnóstico es 100% confiable, pero de naturaleza invasiva, suele usarse como última instancia cuando alguno de los métodos anteriores ha dado como resultado positivo. En la Figura 2-11 se aprecia el proceso para la realización de una biopsia mamaria.



Figura 2-11 Biopsia mamaria, (“American Cancer Society,” n.d.)

2.4 Termografía

Aunque de la Termografía aplicada al área médica data de la década de los 50's, donde si bien se conocía la relación entre la temperatura y las enfermedades, la deficiencia en la sensibilidad y la resolución de los sensores térmicos, así como en las técnicas de procesamiento de imágenes habían sido un obstáculo para hacer viable su uso en la medicina.

El uso de la termografía como herramienta en el diagnóstico de cáncer de mama tiene sus inicios en la década de los 60's (Keyserlingk et al., 2000), durante los 70's ellos mostraron que la combinación entre termografía y mamografía incrementaban la sensibilidad en la detección de cáncer en aproximadamente un 10%.

La termografía es una técnica no invasiva, indolora, libre de radiación, libre de efectos secundarios, rápida y económica que permite hacer una representación visual de las temperaturas superficiales de los cuerpos, en éste caso de la superficie de la piel, detecta cambios fisiológicos en el paciente, a diferencia de la mamografía, lo que posibilita el discernimiento entre masas debido a densidades anatómicas benignas (fibrosis) y tumores cancerosos, por ende, permite el reconocimiento de tumores cancerosos de dimensiones menores, alrededor de 1.28cm de diámetro, llevando a una detección más temprana que aquella alcanzada con mamografía, detectando el cáncer de mama hasta 10 años antes que éste método (Krawczyk y Schaefer, 2014).

La radiación que emite la piel humana está es una función de la temperatura de su superficie, la cual depende del nivel de perfusión de la sangre en la piel, descrito por la ecuación de Pennes (Agnelli et al., 2011).

La imagen infrarroja, o termograma aporta información sobre el funcionamiento normal o anormal del sistema vascular y nervioso, así como de los procesos inflamatorios. En la Figura 2-12 se muestra una termografía realizada sobre tejido mamario.

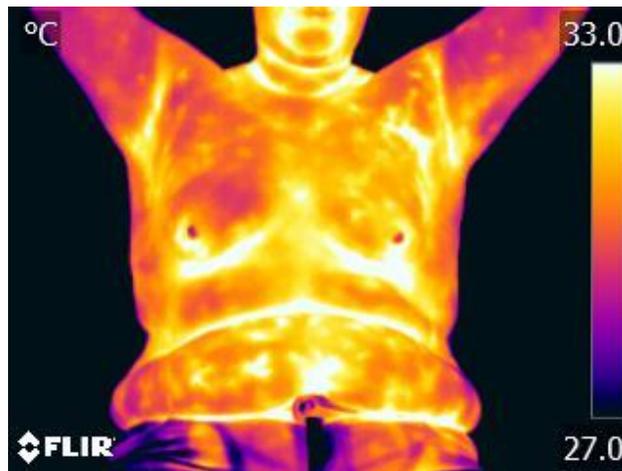


Figura 2-12 Termograma realizado a paciente de 45 años.

2.5 Procesamiento digital de imágenes.

Es el conjunto de técnicas que se aplican a las imágenes digitales cuyo principal objetivo radica en mejorar la imagen facilitando la obtención de información significativa para la aplicación específica que se realiza.

Nace cuando los recursos tecnológicos permitieron la manipulación de grandes cantidades de datos dispuestos en forma de matrices de valores (Esqueda-Elizondo, 2005), por lo que es asociada a las ciencias de la computación. Las etapas del procesamiento de imágenes son:

2.5.1 Adquisición de la imagen

Paso mediante el cual se obtiene la imagen digital, donde el tamaño de la imagen será establecido a partir de la calidad de la cámara empleada, tecnología CMOS y CCD, siendo la CMOS de menor calidad, menor tamaño, pero bajo consumo de energía, lo que permite disponer de cámaras autónomas, por lo que sus principales aplicaciones son: sistemas de vigilancia, lectores de código de barras y scanners. Por otro lado, la tecnología CCD representa una calidad de

imagen superior, lo que deriva en imágenes de mayor tamaño, en consecuencia, es utilizada en cámaras con destinos de fotografía profesional, aplicaciones industriales de alto performance y aplicaciones científicas y médicas.

2.5.2 Pre-procesamiento

El objetivo del pre procesamiento de imágenes es, dada una imagen de entrada, obtener otra imagen cuyas características permitan facilitar el análisis en etapas posteriores del procesamiento. El preprocesamiento de imágenes puede corregir problemas como: Falta de contraste, ruido aleatorio, ruido sistémico debido a la falta de uniformidad de iluminación, distorsión geométrica a causa de las lentes.

Las técnicas se pueden clasificar en dos grupos dependiendo del dominio en el que se encuentren las transformaciones a aplicar en la imagen en transformaciones en el dominio espacial y transformaciones en el dominio frecuencial.

Transformaciones en el dominio espacial

Las transformaciones en el dominio espacial se realizan a través de operadores locales los cuales calculan la imagen resultante pixel a pixel a través de la modificación de los pixeles de la imagen original mediante operadores matemáticos.

Manipulación del histograma

El histograma es un descriptor, el cual está formado por un vector $h(k)$ cuya longitud es el número de niveles de gris que puede adoptar cualquier pixel de la imagen, donde el valor de la posición i de $h(k)$ corresponde al número de pixeles de la imagen que tienen el valor k , entendiéndose como una medida de densidad probabilística, es decir, la probabilidad de que un pixel contenga cierto valor de la escala de grises.

En la Figura 2-13 se muestra la imagen y su histograma correspondiente.

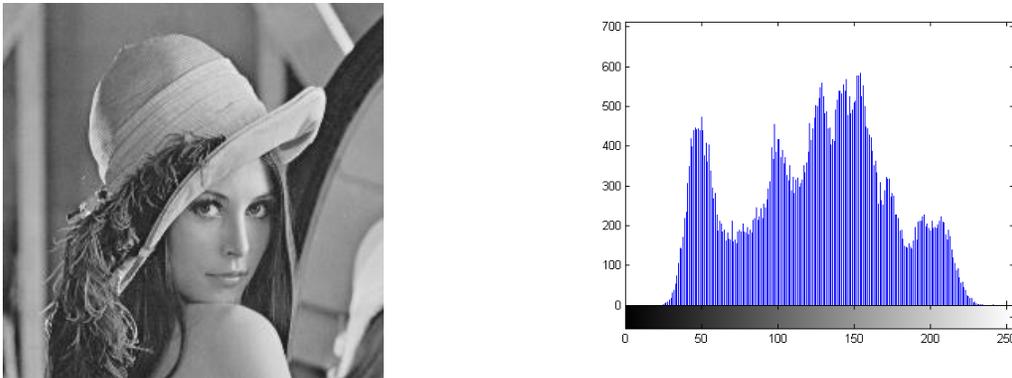


Figura 2-13 Histograma, Imagen en escala de grises e histograma

Una de las operaciones más comunes que se realizan con el histograma es el mejoramiento del contraste mediante la ecualización del histograma.

Esto se logra distribuyendo uniformemente las ocurrencias de cada nivel de gris, se denota entonces la Ec. 5.

$$v_k = \frac{(L - 1)(S_k - S_{kmin})}{(S_{kmax} - S_{kmin})} \quad \text{Ec. 5}$$

Donde v_k es el valor de que pasaran a tener los pixeles con un valor inicial de U_k , L es el número de valores de intensidad de gris presentes en la imagen original, S_k es la probabilidad acumulada, y S_{kmax} y S_{kmin} los valores de gris más alto y más bajo distinto de 0 respectivamente.

La Figura 2-14 muestra la imagen de un grupo de células correspondiente a un carcinoma (Park et al., 2015) con su histograma correspondiente, se aprecia que la falta de contraste se debe a que los pixeles se encuentran concentrados en un conjunto reducido de valores de gris.

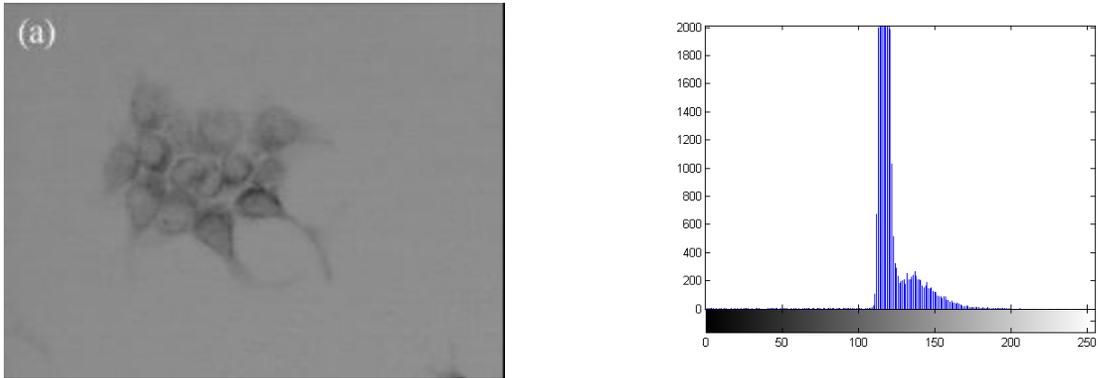


Figura 2-14 Carcinoma, imagen original (Park et al., 2015), e histograma, la imagen fue invertida par mejor visualización.

Figura 2-15 muestra la misma imagen del grupo de células donde se ha realizado una ecualización del histograma, como se observa en el histograma, los pixeles se encuentran ahora distribuidos en todos los valores posibles de intensidad de gris, logrando de esta manera un notorio contraste.

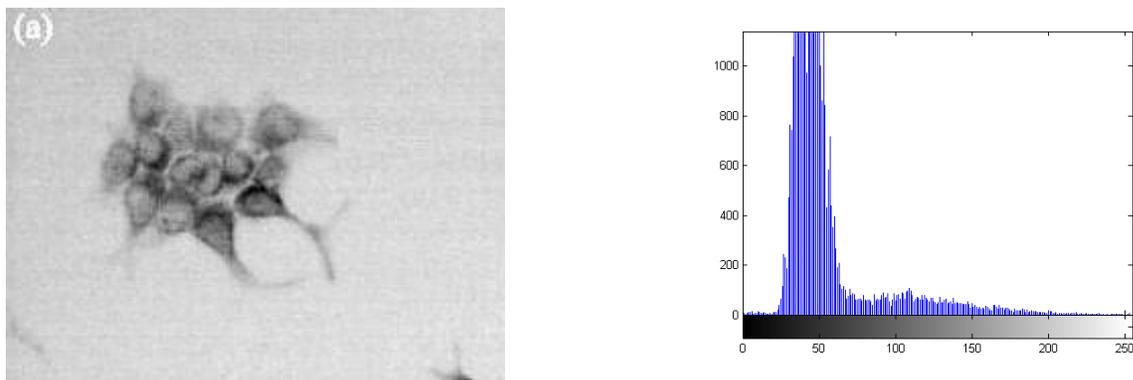


Figura 2-15. Carcinoma, Imagen e histograma ecualizado, la imagen fue invertida para mejor visualización.

Filtros espaciales

En un filtro espacial el valor de intensidad de gris $r(i,j)$ de la imagen procesada es el resultado de la combinación de los valores de intensidad de gris de los pixeles vecinos.

Se basan en operadores locales lineales o máscaras de convolución, donde la imagen resultante es la convolución de la imagen original con la máscara empleada, la cual se denomina kernel y determina los coeficientes a aplicar sobre los puntos de determinada área de la imagen, las dimensiones del kernel generalmente son impares e iguales, de tal manera que se puede determinar el centro de la misma que representa la posición del pixel de salida. En la **Figura 2-16** se muestra algunos kernel de detección de líneas.

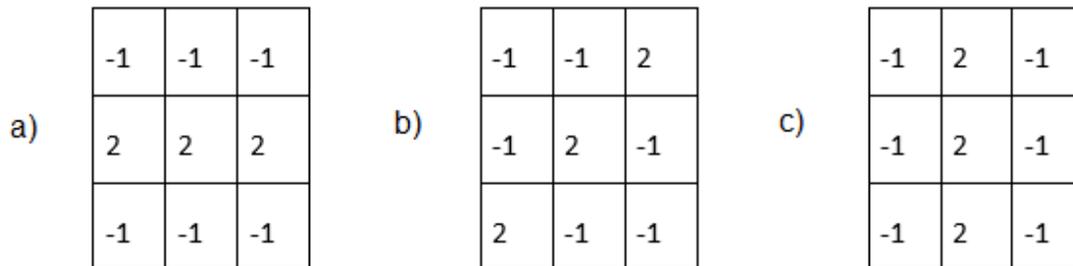


Figura 2-16 a) kernel para detección de líneas horizontales, b) kernel para detección de líneas diagonales, c) kernel para detección de líneas verticales.

La Figura 2-17 muestra la imagen de un nervio óptico sano (Clínica Valle, n.d.) antes de ser procesado e imagen tratada con filtro pasabajo, (las imágenes fueron invertidas para una mejor visualización).

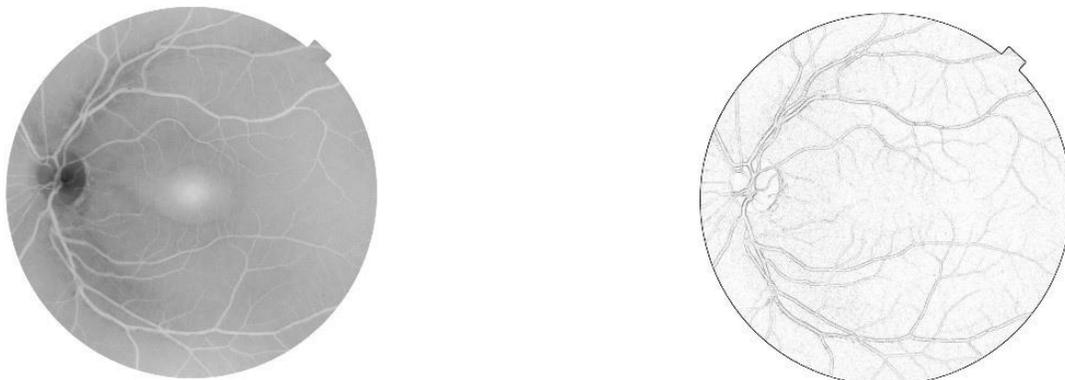


Figura 2-17 Nervio óptico, imagen original (Clínica Valle, n.d.) e imagen tratada con filtro pasabajo, (las imágenes fueron invertidas para una mejor visualización).

Detector de Bordes

Un borde se puede definir como una discontinuidad significativa en la intensidad de niveles de gris de los píxeles de una región, por lo que se utilizan métodos de gradiente para determinarlos, es decir, discriminar que píxeles pertenecen a un borde y cuales al objeto, para esto existen diversas técnicas cuyo funcionamiento se basa en la aplicación de kernel's, el objetivo principal de los algoritmos detectores de bordes es el de eliminar información de la imagen conservando las propiedades estructurales de la misma.

En la Figura 2-18 se muestran los kernel utilizados para el detector de bordes más empleado, el operador Sobel.

$$G(x)=\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G(y)=\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Figura 2-18 Kernels del operador Sobel

En la Figura 2-19 se muestra una tomografía cerebral (Ferra y Sanabria, 2005) con la imagen resultante de un filtro Sobel de detección de bordes.



Figura 2-19 Tomografía cerebral , imagen original (Clínica Valle, n.d.) e imagen tratada con Operador Sobel (las imágenes fueron invertidas para una mejor visualización).

Como se observa, al aplicar un algoritmo de detección de bordes en solitario surgen problemas como:

Ruido: por los pixeles que se encuentran en el fondo o la iluminación no uniforme en la toma de imágenes.

Manchas o emborronamientos: algunas partes de la imagen se observan más densas que otras.

Fragmentación: los bordes del objeto no son continuos.

Por lo que se intuye que un buen detector de bordes debe ser inmune al ruido, a los cambios del nivel de umbralizado de la imagen y q no debe dar múltiples respuestas a un mismo borde.

Se desarrollaron diversos algoritmos de detección de bordes, pero fue en 1986 cuando John F. Canny desarrollo un método para determinar bordes en una imagen que engloba varios algoritmos, convirtiéndose en el más utilizado.

Detector de Bordes Canny

El Operador Canny marca en la imagen bordes fuertes y bordes débiles para posteriormente procesar ambos y obtener un resultado final, de esta manera se presentará un solo borde que corresponderá al borde real de la imagen. En la Figura 2-20 se aprecian los pasos a seguir para efectuar el algoritmo descrito por Canny.

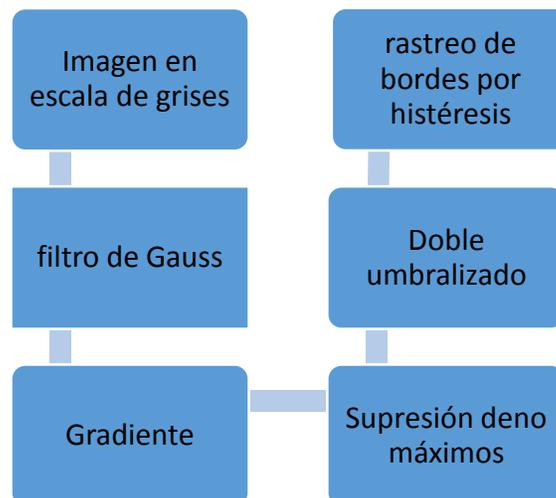


Figura 2-20 Secuencia de Pasos para realizar el Algoritmo de detección de bordes de Canny

Conversión de la imagen en espacio de color a niveles de gris: La imagen para objeto de un procesamiento óptimo es convertida a una imagen representativa en escala de grises de 8 bits.

Suavizado de la imagen: La Imagen es suavizada para reducir el ruido existente por medio de un filtro Gaussiano, el cual procesa la imagen mediante un kernel de 5x5 como se muestra en la Figura 2-21.

$$\frac{1}{115} *$$

2	4	5	4	2
4	9	12	9	4
5	12	15	12	5
4	9	12	9	4
2	4	5	4	2

Figura 2-21 Kernel utilizado para suavizar la imagen

En la Figura 2-22 Se observa la imagen original y aquella que ha sido suavizada.

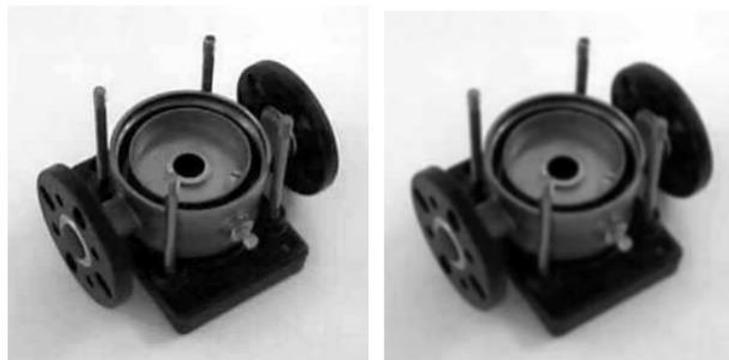


Figura 2-22 Técnica filtro Gaussiano, Imagen Original e imagen Suavizada mediante filtro Gaussiano

Gradiente. El gradiente puede ser definido como una discontinuidad en la homogeneidad del valor de intensidad de gris presente en la imagen, es decir, cuando este valor cambia abruptamente en un conjunto de píxeles, para ello, se calcula el gradiente en el eje x y en el eje y en cada píxel mediante la Ec. 6:

$$G[f(x, y)] = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} = f(x, y) \\ \frac{\partial}{\partial y} = f(x, y) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 6}$$

A continuación, se calcula la magnitud mediante la Ec. 7:

$$G[f(x, y)] = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad \text{Ec. 7}$$

Estimación de la orientación de la normal al borde:

$$\theta(x, y) = \arctan \frac{G_y}{G_x} \quad \text{Ec. 8}$$

En la Figura 2-23 se aprecia el resultado de marcar los gradientes de la imagen suavizada con las ecuaciones previamente descritas, como se observa, los bordes de la imagen se pueden apreciar a simple vista, pero estos son gruesos por lo que no se respeta la premisa de un buen detector de bordes que indica que se debe obtener una sola respuesta ante un borde.



Figura 2-23 Gradiente, Figura Suavizada y figura con las magnitudes del gradiente

Supresión de no Máximos: La etapa de supresión de no máximos da como resultado una imagen donde los bordes tendrán un ancho de un pixel, para ello se preservan los gradientes máximos locales de la imagen y se borra toda aquella información que no lo es. En la Figura 2-24 se observa el efecto de dicho proceso.

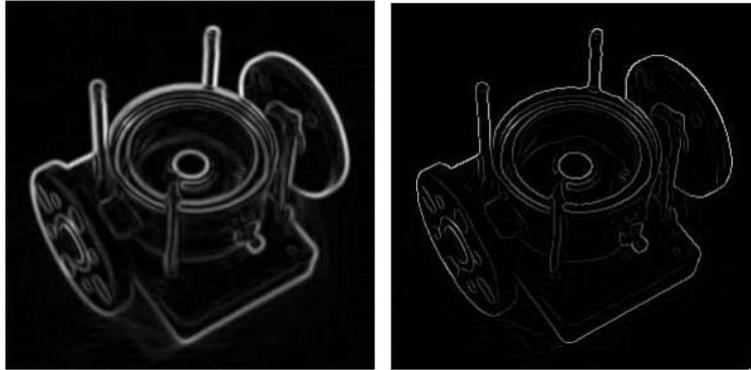


Figura 2-24 Imagen del gradiente, bordes después de la supresión de no máximos.

Doble Umbralizado: Los pixeles existentes después de la supresión de no máximos siguen marcados con el valor calculado mediante el gradiente, algunos de estos pueden pertenecer a un borde, pero algunos otros son falsos bordes causados por la coloración inicial de la imagen, mala iluminación, etc. Para aminorar este problema se procede a la utilización de umbrales, cuyo algoritmo se describe en la siguiente sección, el objetivo de la binarización es la supresión del ruido y la conservación de la información que es útil.

Si se elige un solo valor de umbralizado surge el siguiente problema: Si el valor de umbralizado es alto, aquellos bordes verdaderos con magnitud de gradiente bajo serían eliminados causando bordes discontinuos en la imagen final, de manera contraria, si el valor de umbralizado es bajo, se podrían observar falsos bordes en la imagen final, por esta razón Canny propuso un doble umbralizado, donde los pixeles con un nivel de gris mayor que el valor de umbral más alto serán conservados y serán marcados como un borde fuerte y pasaran directamente a formar parte de la imagen final. Por otro lado, los pixeles cuyo valor de nivel de gris

es mal alto que el valor de umbralizado bajo, pero menor al valor de umbralizado mayor serán marcados como bordes débiles y pasarán por un último proceso.

La Figura 2-25 muestra el efecto de la aplicación del doble umbralizado a la imagen donde fueron suprimidos los no máximos locales de la imagen.

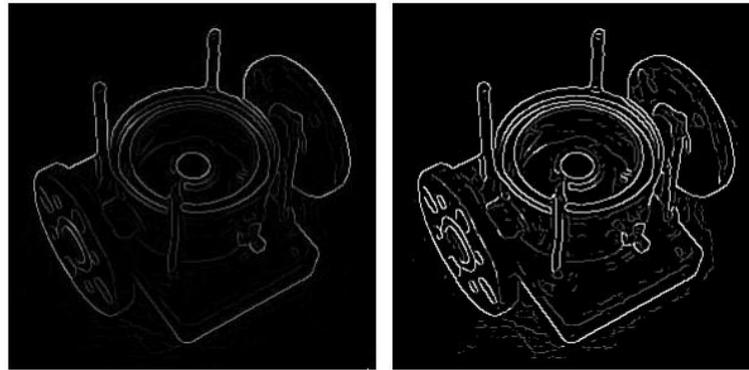


Figura 2-25 Doble umbralizado. Imagen después de la supresión de no máximos, Imagen resultante del doble umbralizado.

Rastreo de bordes por histéresis: Los bordes débiles pueden pertenecer o no a bordes verdaderos por lo que en este paso serán procesados, tomando en cuenta la conectividad 8 vecinos descritos en la Figura 2-26.

$f(x-1,y-1)$	$f(x,y-1)$	$f(x+1,y-1)$
$f(x-1,y)$	$f(x,y)$	$f(x+1,y)$
$f(x-1,y+1)$	$f(x,y+1)$	$f(x+1,y+1)$

Figura 2-26 Configuración 8 vecinos

Los vecinos de cada borde débil serán monitoreados y en caso de que alguno de estos corresponda a un borde fuerte, el pixel formará automáticamente de la imagen final. Con esto se garantiza que los bordes presentes en la imagen final no serán discontinuos ni pertenecerán a ruido presente en la imagen original.

En la Figura 2-27 se muestra la imagen procesada con un doble umbralizado, en color rojo los pixeles de borde débiles sin conexión con un borde fuerte, y de color azul aquellos pixeles de borde débil conectados con bordes fuertes, así como la imagen final.

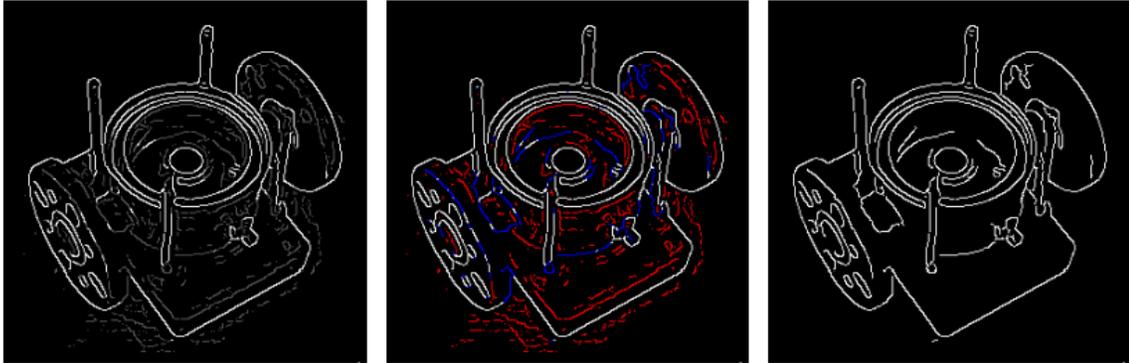


Figura 2-27 Doble umbralizado, Imagen con doble umbralizado, bordes débiles y bordes fuertes, imagen final.

2.5.3 Segmentación

La segmentación es una de las etapas fundamentales en un sistema de análisis de imágenes pues los resultados dependen de la calidad de la misma, donde, aunque se procese correctamente la imagen si esta no fue correctamente segmentada el resultado no será confiable.

Una imagen $f(x,y)$ será descompuesta en regiones que compartan el mismo criterio y cuya unión forma la imagen completa, de esta manera es posible separar la imagen en el objeto u objetos de interés del resto de la imagen creando una imagen que sea más representativa y útil según las necesidades de la aplicación.

Métodos de segmentación

Se pueden reconocer los métodos fundamentales para segmentar imágenes: Similitud de niveles de gris, estos métodos se basan en la homogeneidad de las regiones en la intensidad de gris de sus pixeles. Detección de discontinuidades, métodos basados en el gradiente, donde el objetivo es detectar cuando ocurren cambios bruscos en los niveles de gris de la imagen. Histograma, a partir de

información proporcionada por el histograma de la imagen se obtienen valores de umbral para separar unos objetos de otros. Heurísticos, métodos manuales de segmentación, donde el resultado depende de la información de la que disponga el usuario, así como su experticia.

Umbralización

Dado un conjunto N de números naturales sean (x, y) las coordenadas espaciales de una imagen digitalizada y sea $G = \{0, 1, \dots, 2^B\}$ un conjunto de números positivos que representan los niveles de gris, donde B es el número de bits. Entonces se puede definir una función de imagen como: $f: N \times N \rightarrow G$

El nivel de gris de un pixel con coordenadas (x, y) se denota como $f(x, y)$. Sea $\tau \in G$ un umbral y sea $C = \{c_0, c_1\}$ un par de niveles de gris binarios ($c_0, c_1 \in G$). El resultado de segmentar una función de imagen $f(x, y)$ respecto al umbral τ es la función binaria $f_\tau: N \times N \rightarrow C$, tal que:

$$g(x, y) = \begin{cases} c_0, & f(x, y) < \tau \\ c_1, & f(x, y) \geq \tau \end{cases} \quad \text{Ec. 9}$$

Umbralización automática, método Otsu.

El método de umbralización Otsu involucra un proceso iterativo entre todos los valores posibles para dicho umbral. Éste calcula la varianza máxima que existe entre los pixeles del primer plano o del fondo, dictados por el valor del umbral del ciclo. Se calcula mediante:

$$T_{opt} = \arg \max \left\{ \frac{P(T)[1 - P(T)][\mu_f(T) - \mu_b(T)]^2}{P(T)\sigma_f^2(T) + [1 - P(T)]\sigma_b^2(T)} \right\} \quad \text{Ec. 10}$$

Donde μ_b y μ_f representan el valor medio de la región del primer plano y el fondo respectivamente, σ_b es la desviación estándar para la imagen del fondo y σ_f

es la desviación estándar para el primer plano. Por otro lado, $P(T)$ representa la probabilidad acumulada, donde $P(i)$ es la distribución de probabilidad de histograma de la imagen, ni es la frecuencia del nivel de gris i , y finalmente, N es el número total de píxeles.

En la Figura 2-28 se observa un termograma de un motor eléctrico en funcionamiento, con su umbralizado automático correspondiente, como se observa, las zonas que comparten un criterio de temperatura similar quedan segmentados o aislados del resto de la imagen, dicha imagen será útil para analizar la imagen y determinar el estado del motor.

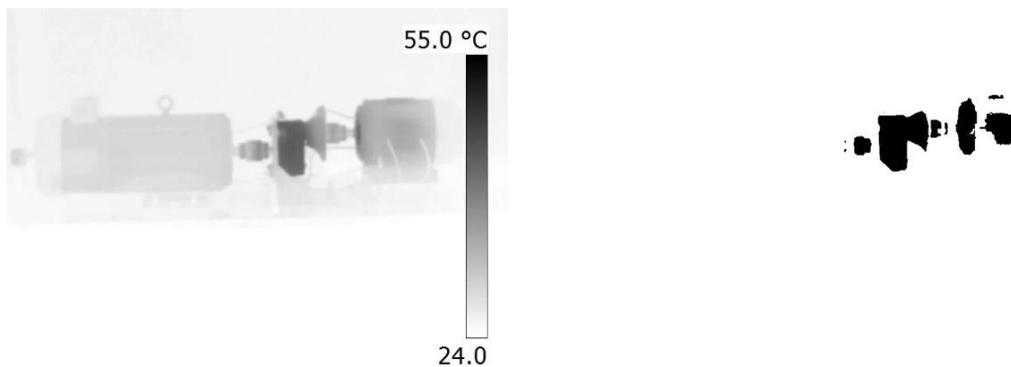


Figura 2-28 Segmentación Automática, imagen original e imagen segmentada por el método Otsu, las imágenes fueron invertidas para su mejor visualización.

2.5.4 Extracción de características de la imagen.

Es el proceso con el cual las características que son significativas de acuerdo a la aplicación que se esté realizando son extraídas de la imagen mediante algoritmos especializados. Entre los cuales se encuentran: Análisis dinámico, Análisis en el dominio espacial mediante métodos estadísticos, análisis en el dominio espectral mediante transformadas tiempo-frecuencia.

3 METODOLOGÍA

En este capítulo se plantean los pasos a seguir para la realización de éste trabajo de investigación.

En la Figura 3-1 se presenta la metodología básica a seguir en el presente trabajo de investigación, cada una de los componentes serán descritos a continuación.

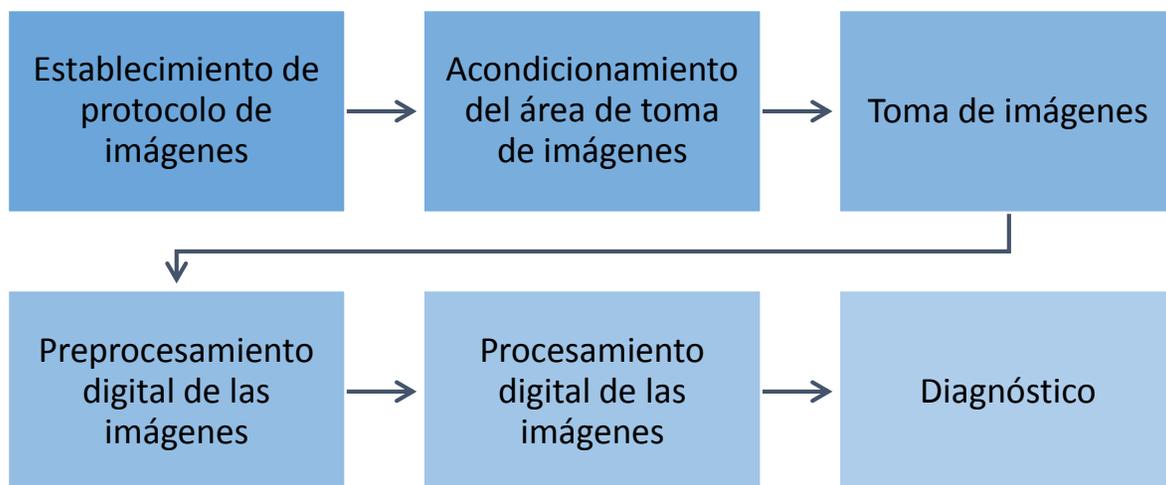


Figura 3-1 Representación básica de la metodología propuesta.

3.1 Protocolo de toma de imágenes

Empleando la termografía como técnica de medición, la temperatura de un objeto no es medida directamente, si no indirectamente a través de la radiación infrarroja que incide en el sensor de la cámara proveniente del objeto en estudio, dicha radiación es una función de la temperatura superficial del objeto influenciada por otros parámetros (Hamrelius, 1992), dado que el sensor no solo recibe radiación del objeto si no de la atmósfera que lo rodea y es dependiente de la emisividad del objeto y de aquella radiación que es reflejada sobre él, es importante tener conocimiento de ellos. En la presente investigación la radiación de la atmósfera no fue tomada en cuenta debido a la alta transmitancia y la distancia que existe entre la paciente y la cámara.

En la Figura 3-2 Definición de protocolo de toma de imágenes se muestra el diagrama a bloques con los pasos necesarios para establecer el protocolo de imágenes adecuado.

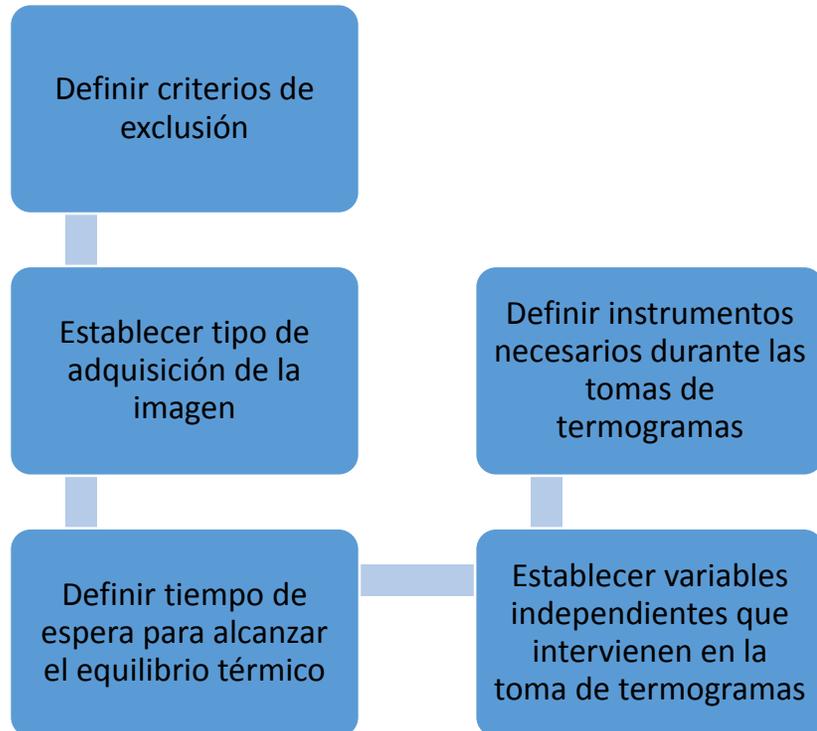


Figura 3-2 Definición de protocolo de toma de imágenes

3.1.1 Criterios de Exclusión

En una investigación de carácter médica es necesario establecer los criterios de inclusión y de exclusión pertinente para establecer las características que debe cumplir la población a analizar que garanticen que el estudio no represente contraproducente al paciente y que los resultados serán certeros.

Por las características de la termografía no existe ningún factor que represente riesgo alguno para el paciente, factores que de no ser evitados resultarían en una mala interpretación de las temperaturas del cuerpo.

Bernard et al. (2013) basaron su investigación en encontrar la relación que existe entre la emisividad de la piel humana, que ya se ha descrito, es uno de los principales factores que deben conocerse para asegurar que las temperaturas obtenidas a través de una cámara termográfica representan las temperaturas reales del paciente, dicha investigación pretende resolver uno de las principales problemáticas al realizar estudios médicos utilizando termografía como método diagnóstico, ¿Qué factores afectan la emisividad de la piel humana?

La temperatura de la piel humana depende directamente de la perfusión sanguínea pero es influenciada también por el estilo de vida del paciente del día anterior a la toma de imágenes termográficas por ciertos factores que pueden afectar la retención o la pérdida termal, entre dichos factores podemos encontrar la ingesta de bebidas alcohólicas, café, cigarros, ejercicio físico etc.

A continuación, se enumeran los criterios de exclusión utilizados durante el presente trabajo de investigación:

1. Evitar el uso de lociones, cremas, cosméticos, perfumes, desodorante o antitranspirante en el área del pecho.

Las sustancias químicas utilizadas sobre la piel alteran temporalmente su temperatura superficial, sobre todo en la capa más superficial de la epidermis, aumentando la temperatura debido a al bloqueo de los poros que hacen posible la transpiración que permiten enfriar la piel.

2. No rasurarse el área del pecho el día de la toma termográfica.

Al rasurar alguna zona de la piel con hojas de afeitar o máquinas especiales se corre el riesgo de causar irritación o romper la superficie dérmica derivando en alguna lesión, que al igual que la irritación aumentaría la temperatura superficial del área afectada, de hecho la termografía es utilizada para detectar procesos de irritación, escoriación y reacciones alérgicas en la piel ante ciertos patógenos (Farage y Kenneth, 2010).

3. No ingerir alcohol 24 horas antes de la toma de termogramas.

En un estudio (Keith, Thomas, y James, 1973) se muestra que los patrones térmicos de mujeres que se presentaban en estado etílico o con resaca son más difusos que un termograma normal debido al efecto vaso dilatatorio que causa el alcohol.

4. No ingerir ninguna bebida con cafeína 3 horas antes de la toma de termogramas.

Koot y Deurenberg (2013) realizaron una investigación en el Departamento de Nutrición Humana de Holanda para medir la influencia de la cafeína en las temperaturas del cuerpo humano, para ello 150ml de café fueron dispuestos por las pacientes, se monitorearon las temperaturas del pecho, brazos y abdomen de las mujeres. Se observó que la actividad metabólica incremento hasta 7% después del consumo de cafeína, y la temperatura corporal aumentó en los puntos monitoreados volviéndose a estabilizar 2 horas después del consumo.

5. Evitar fumar 2 horas antes del procedimiento.

En un estudio conducido en 1973 se les solicitó a pacientes fumadoras y a aquellas que no lo son fumaran horas antes de la toma de termogramas, se observó que mientras la paciente fumaba, la temperatura en el área del pecho decreció hasta 3°C, estabilizándose después de una hora (Keith et al., 1973).

6. Evitar hacer ejercicio 1 hora antes del estudio.

La actividad física provoca un aumento en el metabolismo del cuerpo, y por ende un incremento de la temperatura.

3.1.2 Tipo de adquisición de la imagen

De acuerdo con Borchardt et al. (2013) la adquisición puede ser categorizada de acuerdo al comportamiento del cuerpo bajo la transferencia de calor en estática y dinámica.

En la adquisición dinámica se monitorea la recuperación de la temperatura corporal después de haber sido sometido a un estrés termal (enfriamiento o calentamiento), mientras que, en una adquisición estática, la paciente permanece en equilibrio térmico con el medio, logrando así la estabilización térmica.

3.1.3 Estabilidad térmica

Para validar el tiempo en que la paciente debe estar en reposo dentro del ambiente controlado propuesto en éste proyecto de investigación, se realizaron mediciones periódicas de temperatura sobre las pacientes.

Tres diferentes zonas fueron medidas considerando la característica de simetría de temperaturas del cuerpo humano (Krawczyk y Schaefer, 2014), donde la temperatura medida en un seno será igual a la del seno contrario. La axila, los senos y el abdomen componen las tres zonas elegidas, como se observa en la Figura 3-3.

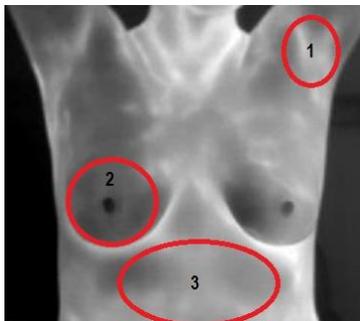


Figura 3-3. Zonas consideradas para establecer la estabilidad térmica con el área de toma de imágenes.

El objetivo es determinar el tiempo promedio en que el gradiente de temperatura entre estos tres spots es lo suficientemente pequeño como para indicarnos que hemos llegado a la estabilidad térmica, esto nos permite tener una sensibilidad mayor en las tomas, ya que al ser imágenes de 8 bits, es decir 256 posibles niveles de gris, donde cada nivel de gris corresponde a cierta temperatura, el software de la cámara Flir para hacer la toma de imagen tomará la temperatura mayor y la temperatura menor para fijar el rango de temperatura, si se encuentra una temperatura considerablemente alta (i. e. la temperatura de las axilas) el rango será amplio, perdiendo resolución. De los gráficos anteriores se asentó que el tiempo adecuado en el que la paciente deberá permanecer en estado de reposo, será de 25 minutos.

3.1.4 Variables a considerar durante la toma de imágenes

La emisividad, la distancia entre el sensor y el objeto de estudio, la temperatura atmosférica, la temperatura reflejada del objeto y la humedad relativa son los parámetros a tomar en cuenta durante la toma de imágenes termográficas para garantizar un resultado certero.

La radiación infrarroja es absorbida y dispersada en la atmosfera, por lo tanto, la radiación medida es una función de la distancia del objeto al sensor, de igual manera, la temperatura atmosférica que es causada por el dióxido de carbono y vapor de agua nos apuntan a que la humedad afecta la absorción atmosférica, y por tanto la lectura del sensor infrarrojo.

La selección de una distancia apropiada entre el objeto de estudio y la cámara es de importancia fundamental, puesto que si se elige una distancia incorrecta, pequeñas áreas de interés permanecerán indetectables, en el presente trabajo de investigación se propone el uso de la cámara FLIR A-300, la distancia mínima para hacer una toma adecuada es de 1.2m (Bara y Polak, 2011) según especificaciones.

La emisividad de la superficie de un objeto puede ser definida como la proporción de energía infrarroja que el cuerpo emite realmente comparada con la

energía máxima que teóricamente el cuerpo puede ser capaz de emitir (cuerpo negro), en estudios médicos que utilizan la termografía es de gran importancia conocer su magnitud para garantizar una lectura correcta.

Se han propuesto diferentes metodologías para calcular la emisividad de la piel humana, rondando ésta desde 0.95 y 0.98, lo que infiere inconsistencias en la teoría y en metodología experimental, Togawa (1988) propuso una metodología para determinar la emisividad de la piel humana que resolviera la problemática hasta entonces.

En la Tabla 3-1 se muestran los resultados de su investigación.

	Frente	Brazo	Palma	Dorso de la Mano	Promedio Corporal
Promedio Masculino	0.969	0.971	0.973	0.973	0.972
Promedio Femenino	0.969	0.972	0.968	0.971	0.97

Tabla 3-1 Promediode emisividades de la piel humana por género.

Por lo que la emisividad de la piel humana para el desarrollo del tema de investigación se asentó en 0.97.

3.1.5 Posiciones y número de tomas por procedimiento.

Actualmente no existe un protocolo de tomas de imágenes universal (Borchardt et al., 2013), por lo que cada clínica y hospital adquiere diferente número de imágenes tomadas en diferentes posiciones, Agostini et al. (2009) por ejemplo proponen una sola toma dinámica en posición frontal, perdiendo las zonas externas de los senos, Antonini et al. (2013) definen cinco posiciones de captura: frontal, derecho semi-oblicuo, izquierdo semi-oblicuo, derecho oblicuo e izquierdo oblicuo, Kontos et al. (2011) proponen la toma de tres imágenes por paciente, frontal, semi-oblicuo izquierdo y semi-oblicuo derecho, dicho protocolo es el utilizado en el presente trabajo de investigación, dado que toda la superficie de las mamas es observable. Un ejemplo de dichas imágenes se observa en la Figura 3-4.

La paciente permanece sentada, descubierta de la parte superior, con las manos detrás de la nuca durante todo el tiempo para asegurar que el enfriamiento sea uniforme.

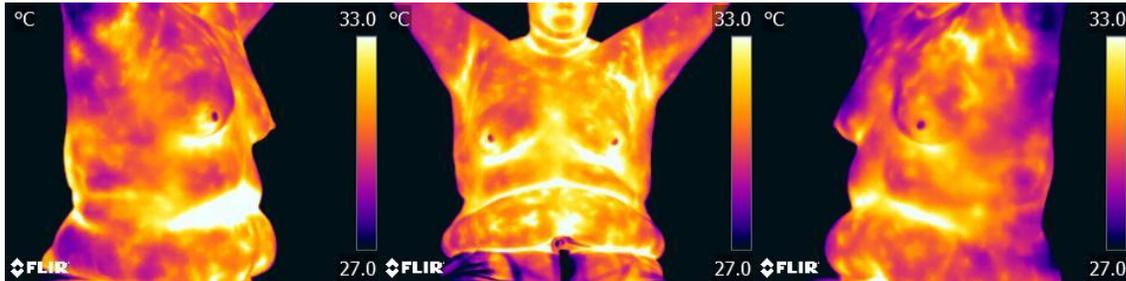


Figura 3-4 Posición de toma de imágenes.

3.2 Acondicionamiento del área de toma de imágenes.

Dada la naturaleza médica del proyecto de investigación, se requiere el control de ciertas variables del entorno que intervienen en la toma de imágenes, haciendo que éstas sean homogéneas unas con otras y con ello facilitar el procesamiento digital posterior

3.2.1 Temperatura del área de toma de imágenes

Para lograr el control de las variables físicas primeramente es pertinente definir las características que debe tener el lugar donde se realizará la toma de imágenes. En la literatura se propone una temperatura de 20-24 °C en el ambiente controlado, ésta temperatura asegura que ningún proceso fisiológico como la sudoración se presentará en las pacientes provocando una toma fallida de las temperaturas corporales reales, para lograr el control de temperatura se recomienda el uso de aire acondicionado, por lo que las dimensiones del lugar dependerán de la capacidad de enfriamiento para la cual el aire acondicionado esté diseñado.

Se deberá obstruir también cualquier fuente de iluminación artificial en caso de ser incandescente y natural ya que podría interferir en los resultados del termograma.

3.2.2 Equipo necesario para realizar la toma

Para el desarrollo del presente tema de investigación, las tomas fueron realizadas con una cámara termográfica de la marca FLIR modelo A-300 mostrada en la Figura 3-5 y cuyas principales características se muestran en la Tabla 3-2.



Figura 3-5 Cámara Flir A-300

Sensibilidad	0.05°C
Resolución	320x240píxeles
Rapidez del Sensor	25us
Formato de la Imagen	JPEG
Protocolo de comunicación	Ethernet/ IP
Corrección de emisividad	de Si, de 0.1 hasta 1.0
Enfoque	Automático
Zoom	Digital, hasta 8x

Tabla 3-2 Características principales de la cámara Flir A-300

En la Figura 3-6 se observa un gráfico representativo al lugar de toma de imágenes utilizado durante la investigación.

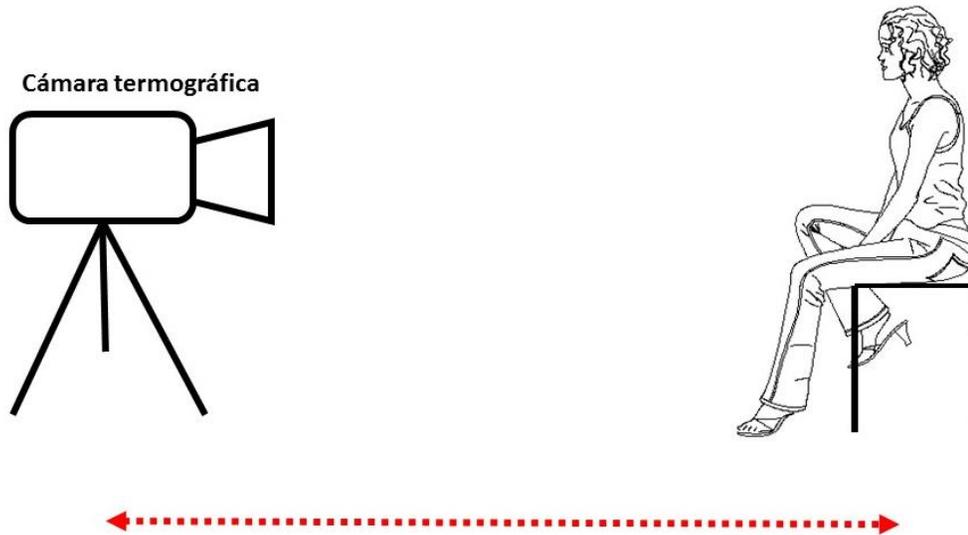


Figura 3-6 paciente y cámara termográfica

3.3 Procesamiento digital de los termogramas

El principal reto en la programación de métodos de segmentación automática como parte de un sistema de detección automática de cáncer de mama se debe a la naturaleza amorfa de los termogramas, por lo que trabajos previos prefieren métodos manuales o semi automáticos para realizar la segmentación de las imágenes, a continuación, en la Figura 3-7 se presentan los pasos utilizados para realizar la segmentación automática propuesta.

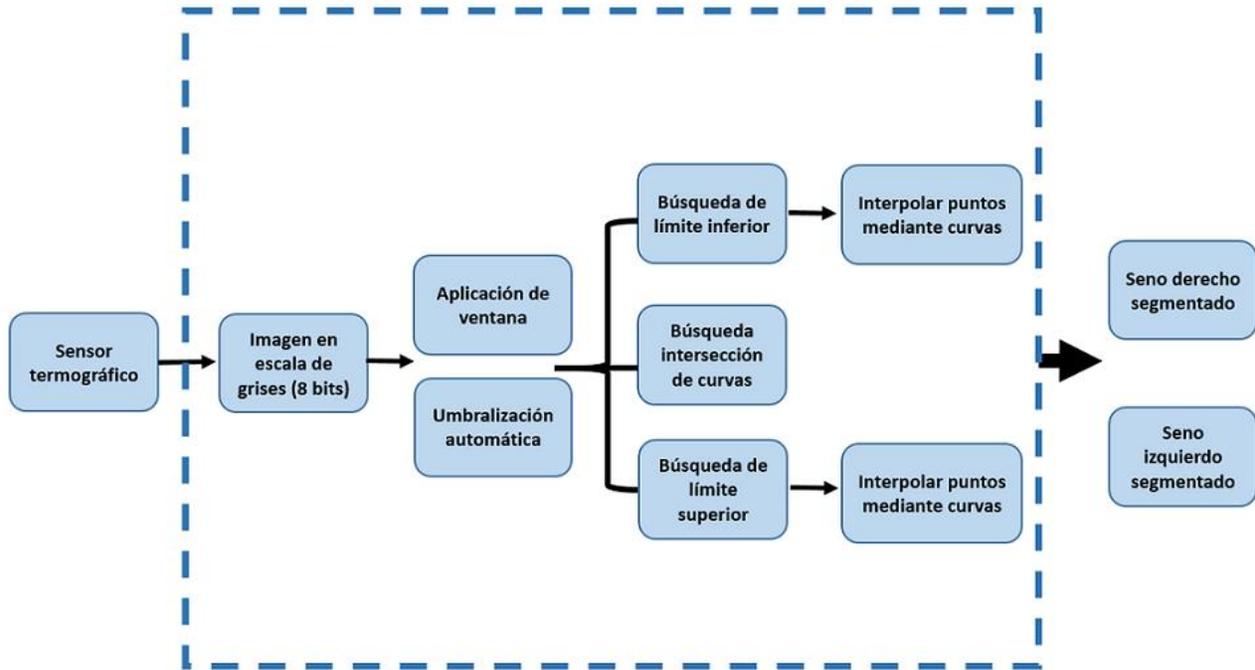


Figura 3-7. Proceso para el preprocesamiento del termograma.

3.3.1 Preprocesamiento

Para extraer las zonas de interés de los termogramas primeramente es necesario aislar el cuerpo del paciente del resto de la imagen para después poder proceder a técnicas de segmentación más especializadas que aislen únicamente la zona de los senos, el método más utilizado es el umbralizado, siendo la técnica más sencilla la partición de la imagen basado en su histograma de donde se extraerá un único umbral τ , en la Figura 3-8 se observa el algoritmo básico del umbralizado

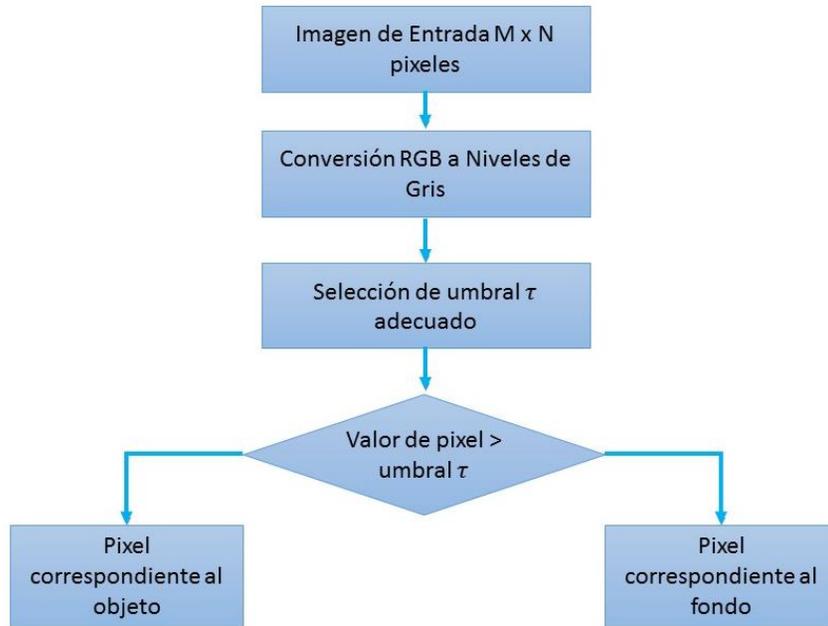


Figura 3-8 Metodología del umbralizado.

Sin embargo, existen dos principales problemas en el uso de este método para umbralizar los termogramas, es un método manual puesto que se requiere la visualización del histograma para identificar las regiones de niveles de gris donde se encuentran concentrados los pixeles lo que puede ayudar a identificar objetos, lo que implica un conocimiento previo, y la más notoria, la heterogeneidad de las imágenes, donde no se asegura la bimodalidad de éstas.

En la Figura 3-9 se observa el histograma de uno de los termogramas utilizados, como se observa no hay regiones claras denotadas en el histograma, por lo que la necesidad de utilizar de un método que segmente automáticamente las imágenes termográficas se hace evidente.

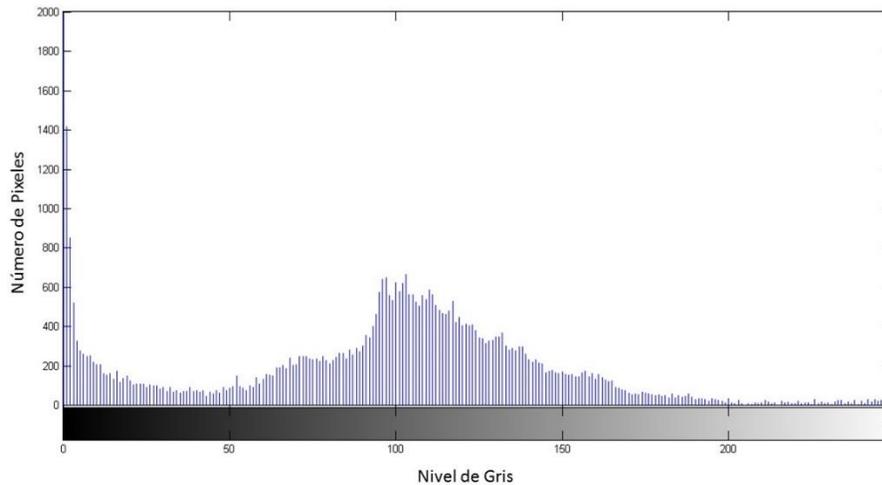


Figura 3-9 Histograma de termograma

Actualmente existen diversos métodos de umbralización automática de imágenes entre los cuales podemos encontrar el método de Pun, el método de Kapur, el método de Yen, el método de Kittler e Illingworth y el método de Otsu (Biasoni, 2011), sin embargo en pruebas experimentales se obtuvieron mejores resultados con el método de Otsu.

El pseudocódigo para el método Otsu se muestra a continuación.

Inicio

// Hacer para todo nivel de gris

n_i = número de pixeles con nivel de intensidad

Ec. 11

$P_i = \frac{n_i}{M \cdot N}$ = Probabilidad de que ocurra el nivel de intensidad i ;

Ec. 12

$$P_1(k) = \sum_{i=0}^k p_i \quad \text{Ec. 13}$$

$$m(k) = \sum_{i=0}^k i p_i; \quad \text{Ec. 14}$$

$$mg = \sum_{i=0}^{L-1} i p_i \quad \text{Ec. 15}$$

$$\sigma_B^2 = \frac{[m_G P_1(k) - m(k)]^2}{P_1(k)[1 - P_1(k)]}; \quad \text{Ec. 16}$$

$$T = \max \sigma_B^2(k); \quad \text{Ec. 17}$$

//Fin Inicio

//Umbralizado

Si pixelvalue(i,j) ≥ T entonces

Pixel value= 255;

Si pixelvalue(i,j) < T entonces

Pixel value= 0;

Fin Umbralizado;

Donde:

M = Ancho de la imagen

N = Largo de la imagen

L= Niveles de gris de la imagen

3.4 Segmentación ROI

Extraer los límites del objeto que nos interesa, los senos, es una tarea complicada debido a la naturaleza amorfa de las imágenes (Motta et al.,2014.), esto por las diferencias físicas existentes entre las pacientes, aunado también a la falta de límites claros en la morfología de los senos, razón por la cual en la literatura se proponen segmentaciones manuales, las cuales deben ser realizadas por médicos especialistas.

Diversas técnicas de filtros morfológicos se vuelven necesarios para aislar solo las zonas de interés, ya que como se muestra en la Figura 3-10 en el cual un filtro Sobel de bordes es aplicado a los termogramas previamente umbralizados con el método Otsu, si bien, detectan los bordes externos de los senos, generan mucho ruido interno.

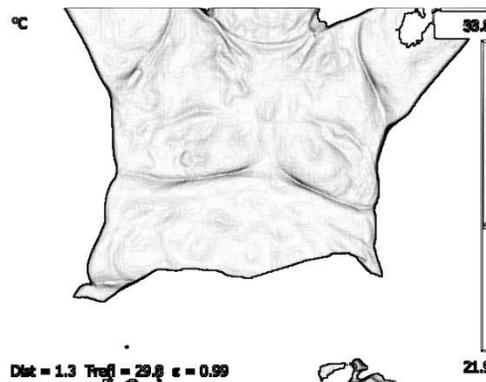


Figura 3-10 Filtro Sobel aplicado a un termograma

3.4.1 Definir límite inferior de los senos

Para separar aquellas partes de los termogramas que no aportan información de importancia al análisis se procedió a la aplicación de una ventana que de manera preliminar elimina partes de la imagen que no son de interés, esto

pudo ser realizado gracias a la naturaleza homogénea de las imágenes que se logró con el establecimiento del protocolo de la toma de imágenes, donde las pacientes se encuentran en la misma postura y a una distancia constante de la cámara termográfica, el resultado de ésta operación se observa en la Figura 3-11.

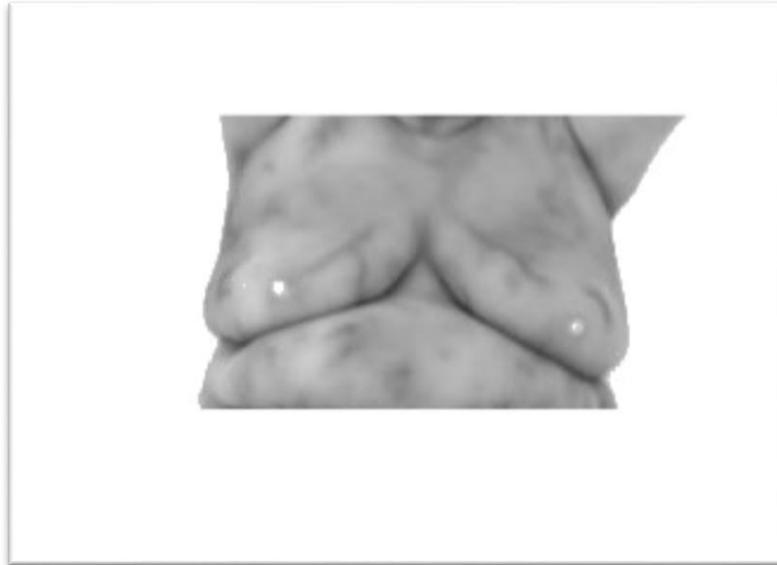


Figura 3-11 Ventana aplicada al termograma, la imagen fue invertida para mejorar la visualización

Para definir la zona inferior de la ROI, se aprovechó la característica de que las zonas más calientes de la imagen corresponden precisamente a la zona inferior de los senos debido a cuestiones anatómicas del cuerpo femenino.

Para extraer esta zona se procedió a la utilización de un umbralizado por crecimiento de regiones, donde el valor del umbral definido corresponde al valor de gris máximo encontrado en la imagen, y aquellos pixeles vecinos mediante conectividad 8 y que cumplan con el criterio definido serán considerados área de interés, es decir, corresponderán a la misma región.

Se estableció heurísticamente un gradiente de 10 (en valor de escala de grises) que se deberá cumplir, es decir, si el pixel se encuentra conectado a algún pixel con el valor de umbra y cuya intensidad de gris cumple el criterio, pertenecerá a la región de interés. La imagen resultante se muestra en la Figura

3-12.



Figura 3-12 Límite inferior de los senos encontrado mediante el método de crecimiento de regiones, la imagen fue invertida para mejorar la visualización

Esta imagen contiene información importante, sin embargo, no todos los termogramas, como el mostrado previamente contienen zonas continuas, por lo que el borde inferior de los senos no queda aún bien definido, para hacer frente a este problema se procedió a interpolar estos puntos mediante la técnica de mínimos cuadrados a un polinomio de grado dos, que nos regresa una función parabólica que se asemeja a la anatomía de los senos, tal como se observa en la Figura 3-13.

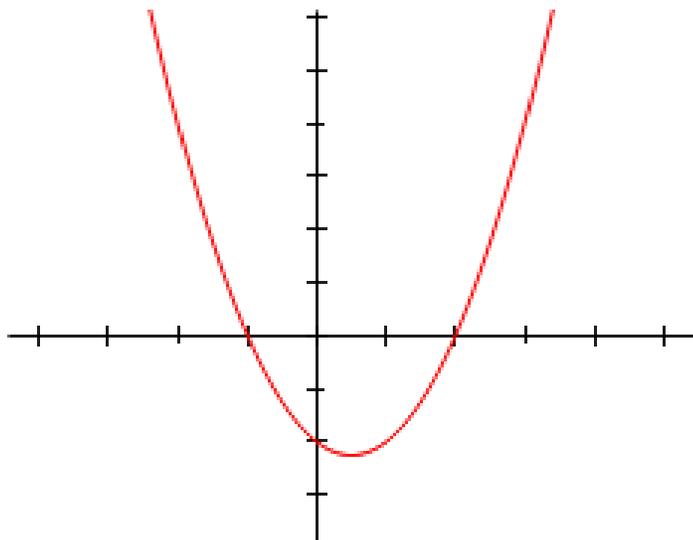


Figura 3-13 Polinomio de grado 2

Es importante mencionar que solo aquellos pixeles que se encuentran en el límite superior de cada región serán tomados en cuenta para esta aproximación. El resultado de la interpolación se muestra en la Figura 3-14.



Figura 3-14 Interpolación inferior de los senos

Dado que posteriormente se procesarán estadísticamente los senos para evaluar si corresponden a senos normales o no, es necesario separarlos, para ello, se buscó el punto de intersección de ambas curvas, siendo este el índice de intersección del eje x. Este proceso se muestra en la Figura 3-15.

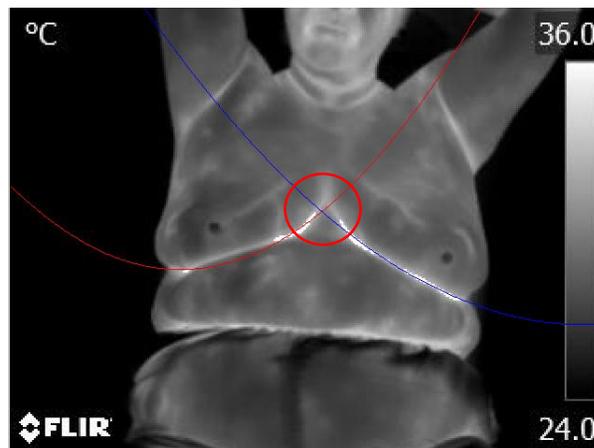


Figura 3-15 Intersección de las curvas para separar seno izquierdo y seno derecho.

3.4.2 Definir límite superior de los senos

Una vez que se han segmentado los límites inferiores de los termogramas resta encontrar los límites superiores para culminar con la segmentación automática.

Para ello se aprovechó otra cualidad morfológica de los termogramas que gracias al establecimiento del protocolo de toma de imágenes es asegurado en todos y cada uno de ellos. La pendiente formada en la zona axilar.

De los termogramas binarizados mediante el método de segmentación automática Otsu se extrajeron los bordes que se encuentran por encima del límite inferior de los senos encontrados previamente, y mediante la siguiente expresión denotada en la Ec. 18 se extrajo aquel índice donde la pendiente fuera máxima.

$$\frac{Pixel(i, y - 1) - Pixel(i, y)}{Pixel(i - 1, y) - Pixel(i + 1, y)} \quad \text{Ec. 18}$$

En la Figura 3-16 se observa el área donde fue encontrada la pendiente máxima

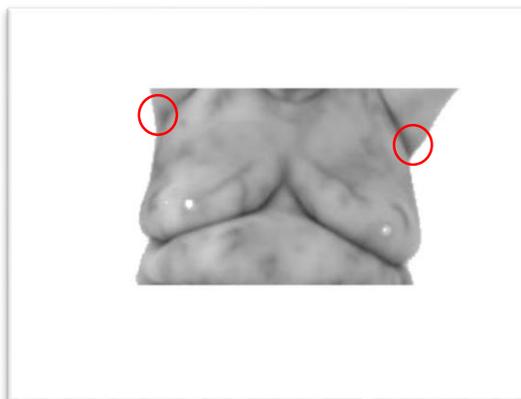


Figura 3-16 Límite superior de la ROI, la imagen fue invertida para facilitar visualización

Para asegurar que la segmentación en el seno derecho es consistente con la segmentación del seno izquierdo se procede a la interpolación de una función parabólica mediante diferencia de cuadrados entre los puntos encontrados previamente con el método de la pendiente y los puntos que corresponden al borde inferior del seno contrario. Con lo que la segmentación ha quedado completada y cada seno será almacenado en una matriz independiente para facilitar el análisis posterior. El resultado final se muestra a continuación en la Figura 3-17.



Figura 3-17 Segmentación final, las imágenes fueron invertidas para mejorar visualización

3.5 Análisis estadístico de las imágenes

Dada la naturaleza simétrica en los patrones térmicos del cuerpo humano es posible determinar si un termograma pertenece a senos normales o anormales basados en la temperatura local que se presente en ellos, donde una diferencia de 1°C representaría la presencia de vascularizaciones anormales, que como ya fue definido anteriormente sería relacionado con senos anormales, la Figura 3-18 y Figura 3-19 muestran la metodología propuesta para determinar el estado de los senos previamente segmentados.

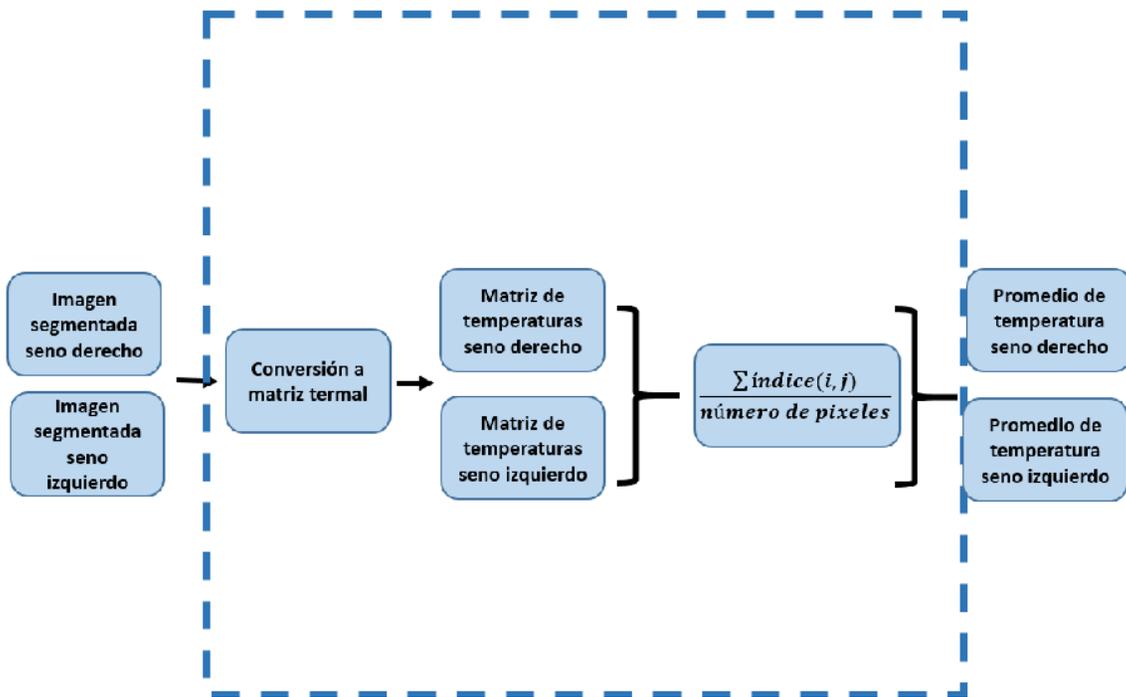


Figura 3-18 Metodología análisis estadístico propuesta, parte 1

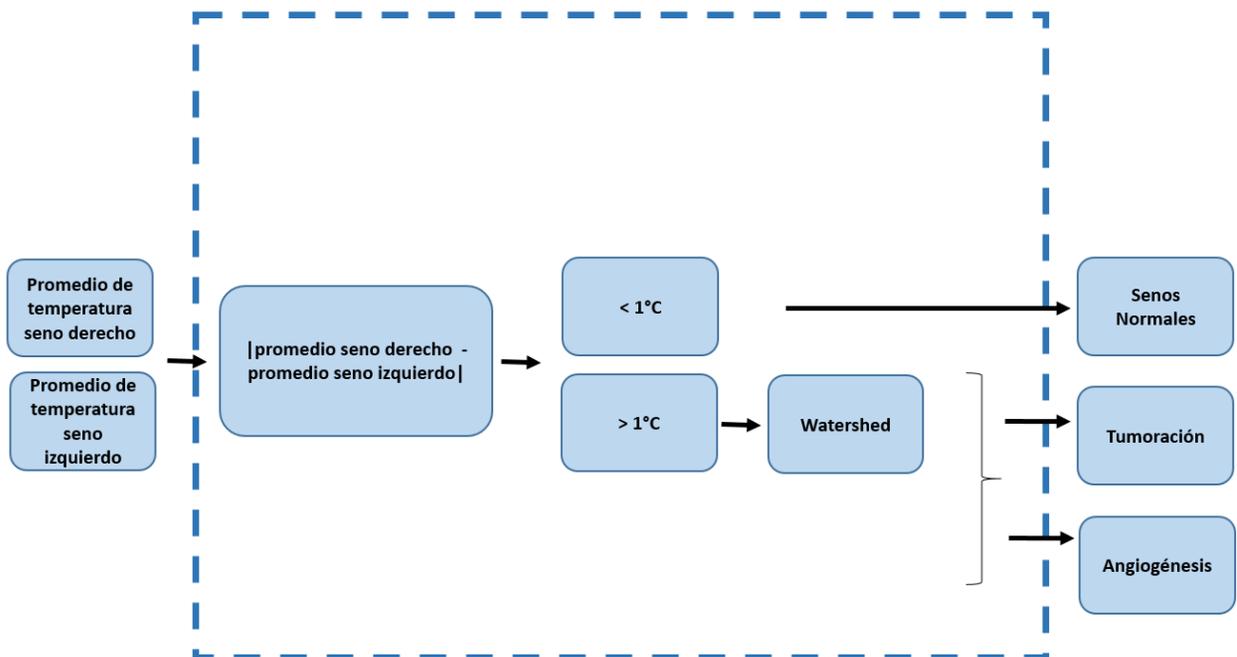


Figura 3-19 Metodología análisis estadístico propuesta, parte 2

Para realizar este análisis es necesario transformar las matrices en escala de grises a matrices termales, donde los índices antes con valores numéricos que corresponden a la intensidad de gris reflejen ahora la temperatura puntual dentro del termograma, la Ec. 19 muestra la fórmula utilizada para la transformación de estos termogramas.

$$T_r = T_{min} + \frac{T_{gris}}{T_{vgm}} * (T_{max} - T_{min}) \quad \text{Ec. 19}$$

Donde:

T_r Es la temperatura real del pixel.

T_{min} La temperatura mínima del termograma previamente fijada con el software de FLIR.

T_{max} La temperatura máxima del termograma previamente fijado con el software de FLIR.

T_{gris} El valor de intensidad de gris del pixel.

T_{vgm} El valor de intensidad de gris máximo presente en el Termograma

Se realiza un promedio de las temperaturas únicamente del área segmentada, la cual contiene las temperaturas reales de cada pixel del seno izquierdo y del seno derecho respectivamente, el pseudocódigo se muestra a continuación.

```
//Inicio
//realizar para ambos senos
//realizar para todo pixel de la imagen
If (pixel (i,j)>0 //corresponde al área de interés
sumatoria =  $\sum$  Pixel(i,j) ;
Npíxeles=Npíxeles+1; // Número de píxeles del área de interés
End if;
Promedio= sumatoria/número de píxeles.
```

3.5.1 Caso normal

Un patrón simétrico de los senos indicaría la presencia simétrica de vascularizaciones en ambos senos, lo que descarta la presencia de tumores cancerosos y angiogénesis derivado de estos, por lo que se considera un termograma normal tal como se muestra en la expresión denotada en la Ec. 20

$$|\overline{Seno\ derecho} - \overline{Seno\ izquierdo}| < 1^{\circ}C \quad \text{Ec. 20}$$

3.5.1 Caso anormal

Por otro lado, una diferencia mayor a 1°C, como se denota en la Ec. 21 indicaría la presencia de patrones anormales en los senos, sugiriendo la presencia de patrones asimétricos de vascularizaciones, revelando una posible angiogénesis o una tumoración cancerosa.

$$|\overline{Seno\ derecho} - \overline{Seno\ izquierdo}| > 1^{\circ}C \quad \text{Ec. 21}$$

Como se citó anteriormente, las células cancerosas presentan un metabolismo acelerado comparado al de las células sanas, debido a que las células cancerosas no reciben instrucciones de dejar de dividirse y por el contrario su mitosis celular es más rápida, provocando entonces una temperatura mayor en la zona de la tumoración. Al reflejarse la tumoración fisiológicamente se procede a realizar el análisis en el seno donde la temperatura local fue más alta.

El método denominado “watershed” permite segmentar imágenes en niveles de gris en diferentes regiones de manera que la imagen resultante puede ser interpretada como una superficie topográfica. La Figura 3-20 muestra los pasos básicos para completar el algoritmo Watershed.

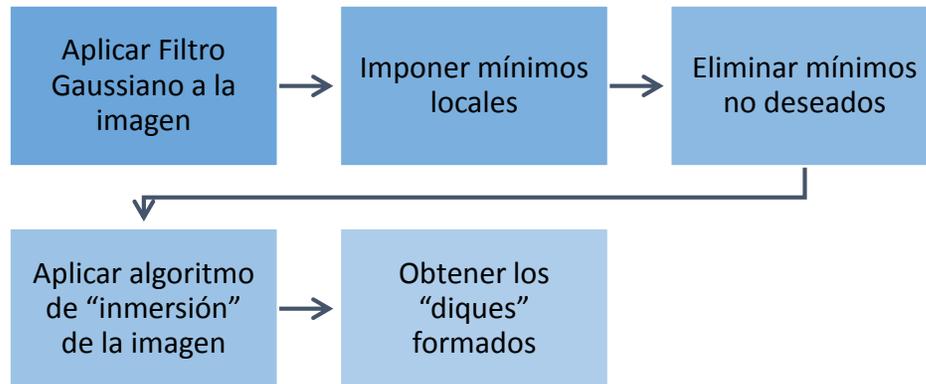


Figura 3-20 Pasos básicos del algoritmo de segmentación Watershed.

Definidos los mínimos de la imagen como aquellos pixeles cuyos vecinos (con conectividad 8) contengan un nivel de gris superior, existe un problema evidente en la utilización de este método de segmentación, y este es el ruido que se presenta en la imagen provoca gran cantidad de mínimos locales derivando en una segmentación inadecuada, una forma de aminorar este efecto es la utilización de filtros que suavicen la imagen, un filtro Gaussiano basado en gradiente es utilizado, con lo que son remarcadas aquellas zonas donde la diferencia de nivel de gris es notorio y por ende se reduce la cantidad de mínimos locales.

Aun con el proceso de suavizado es común que se siga presentando el problema de sobre segmentación, provocado por la aún sobre existencia de mínimos locales, la imposición de mínimos locales es una forma de corregir este problema, pues al momento de comenzar a inundar los valles originados de esta imposición, los mínimos no deseados desaparecerán.

Para comprobar el funcionamiento del algoritmo, se generó una imagen artificial, la respuesta ante este algoritmo se observa en la Figura 3-21.

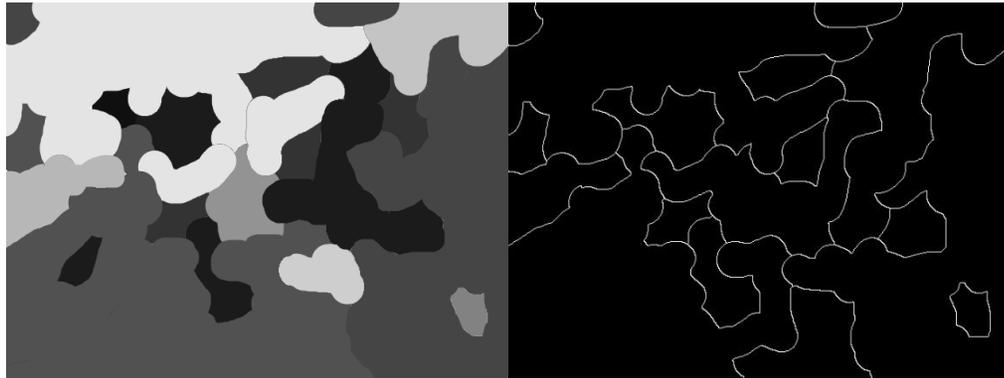


Figura 3-21 Algoritmo de segmentación Watershed

Como se observa en la imagen anterior, el algoritmo Watershed devuelve la segmentación de aquellas zonas que comparten características similares, es decir, aquellas que comparten la misma temperatura, sabiendo que un tumor presenta una temperatura más alta que las demás zonas del seno, bastará con etiquetar cada una de las zonas segmentadas con su correspondiente temperatura, para entonces resaltar aquella zona que sea más caliente.

Este proceso nos devolverá la zona más caliente, pudiendo deberse a tumoraciones o angiogénesis, es bien sabido que un tumor conserva forma circular, por lo que para distinguir uno de otra bastará con aplicar un criterio de forma.

4 RESULTADOS

4.1 Estandarización del protocolo de toma de imágenes

La Figura 4-1 muestra las temperaturas locales muestreadas en una paciente al azar para el establecimiento del tiempo necesario para asegurar que la paciente se encuentre en equilibrio térmico.

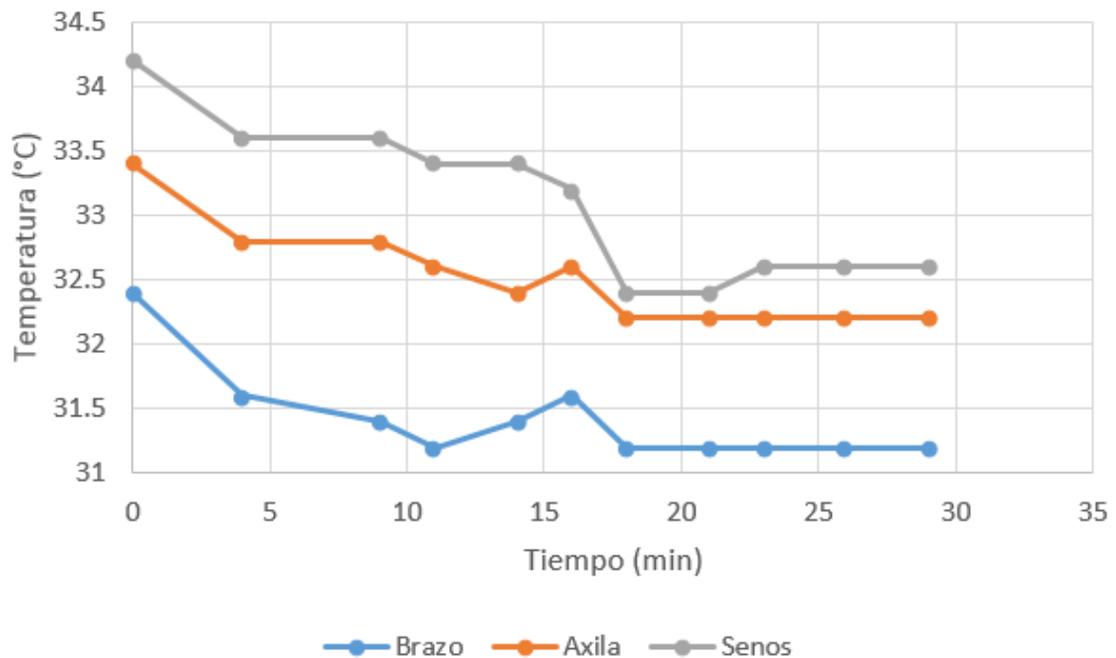


Figura 4-1 Gráfica del comportamiento de las temperaturas corporales.

En la Figura 4-2 se observa un gráfico del tiempo promedio tomado de 15 diferentes pacientes en que se alcanza la estabilidad térmica para los tres spots, considerando situaciones térmicas y de humedad homogéneas.

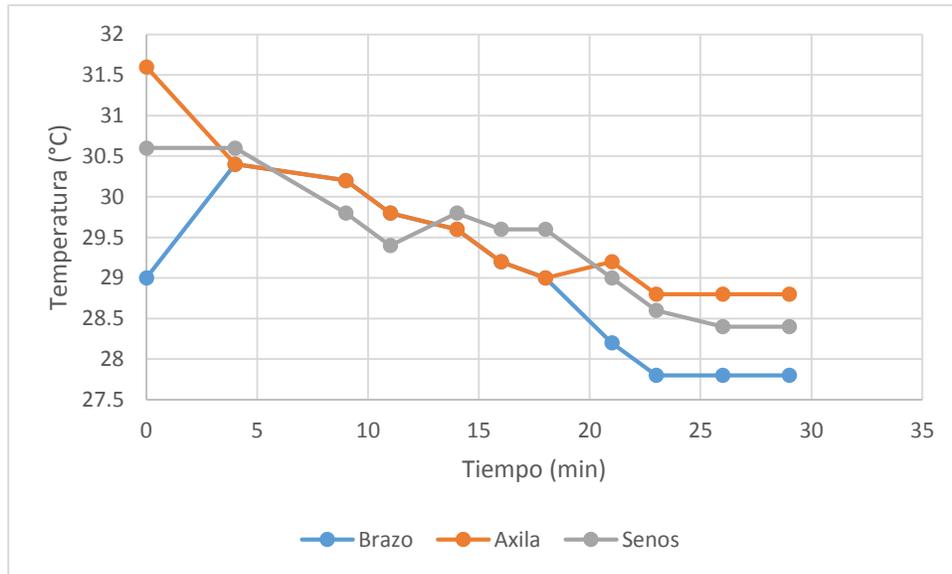


Figura 4-2 Tiempo de estabilidad térmica, promedio

Para resaltar la importancia de definir el tiempo adecuado de estabilidad térmica, en la Figura 4-3 se observa la diferencia entre una toma realizada bajo un protocolo de toma de imagen y un termograma tomado sin consideraciones térmicas.

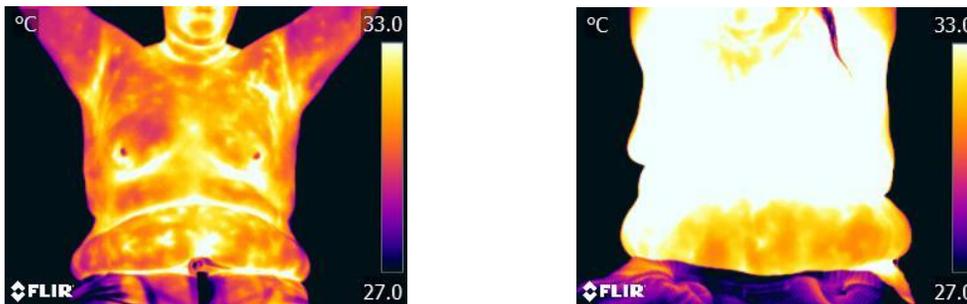


Figura 4-3 comparativo de imágenes usando protocolo de toma de imágenes y no usándolo

La diferencia es evidente, el termograma tomado bajo un protocolo de imágenes, donde la paciente espero 25 min bajo las condiciones antes descritas ya se encuentra en estabilidad térmica, prueba de ello es que, si bien se aprecia una temperatura mayor en la zona axilar y debajo de los senos, esto no nos provoca pérdida de resolución, caso contrario, en un termograma realizado sin el debido tiempo de espera, el cuerpo se aprecia aun sin estabilidad térmica a simple vista.

En la Tabla 4-1 dos se resumen los parámetros utilizados en el protocolo de toma de imágenes de la investigación.

Tiempo espera	25 min
Temperatura Ambiente	20°C – 23°C
Distancia cámara- paciente	1.2m - 2m
Coef. Emisividad piel humana	0.7
Humedad relativa	42% - 60%

Tabla 4-1 Resumen variables definidas durante el protocolo de toma de imágenes

4.2 Segmentación automática Otsu

En la Figura 4-4 se observan termogramas en escala de grises de 8 bits, es decir 256 valores de resolución.

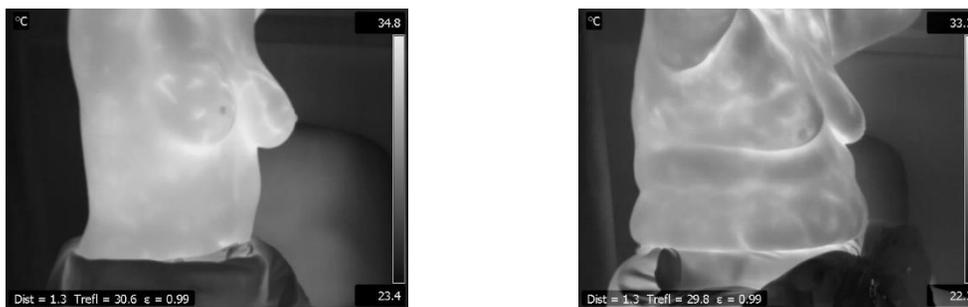


Figura 4-4 Termogramas en escala de grises

En la Figura 4-5 los termogramas son segmentados automáticamente mediante el algoritmo Otsu, la zona blanca corresponde al objeto de interés, mientras que la zona negra, el fondo de la imagen.

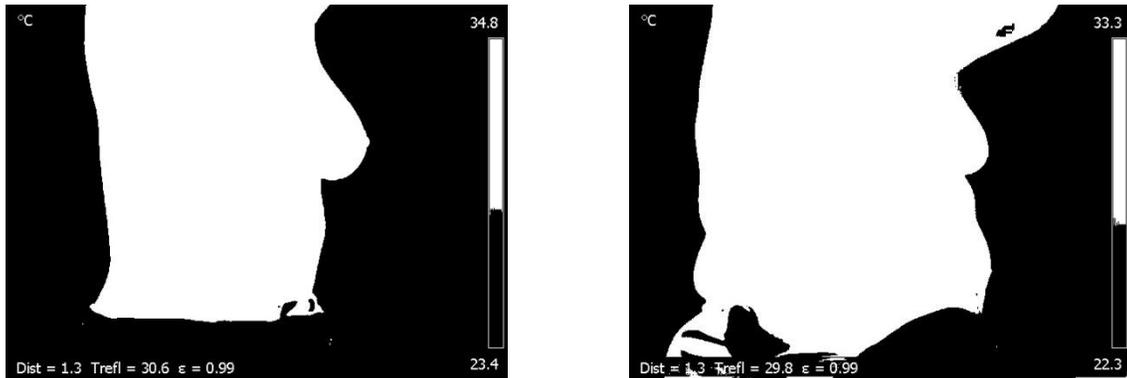


Figura 4-5 Imagen segmentada mediante algoritmo Otsu

4.3 Segmentación automática ROI

La característica amorfa de los termogramas fue el principal reto al momento de segmentar automáticamente las imágenes, sin embargo, se obtuvieron buenos resultados como se puede observar en la Figura 4-6. Donde termogramas tomados al azar y con diferentes características anatómicas evidentes fueron segmentados con los mismos algoritmos.

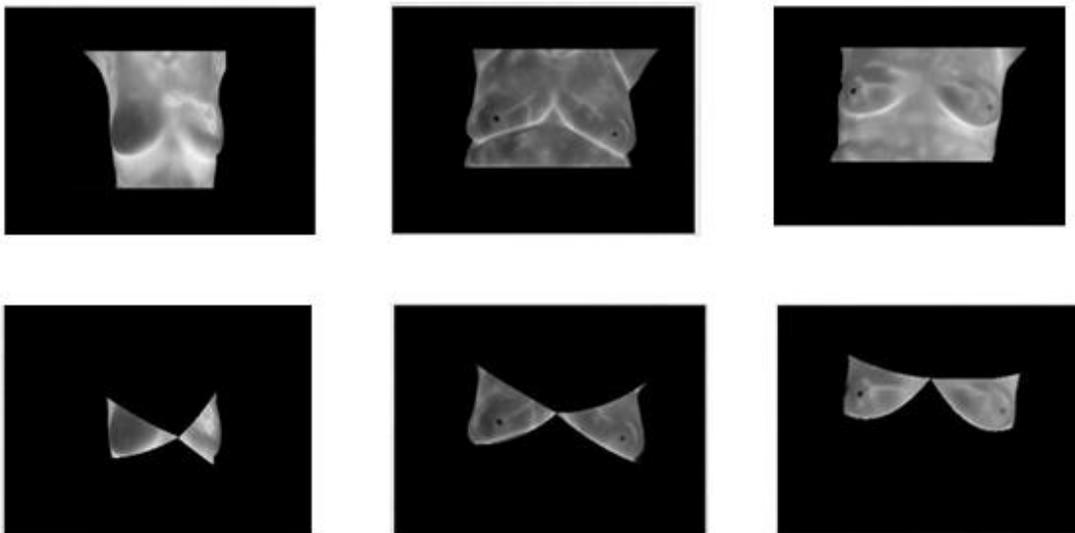


Figura 4-6 Segmentación Automática ROI

4.4 Clasificación

La Figura 4-7 muestra la comparativa del promedio de las temperaturas de los senos para así poder clasificarlos como senos normales y senos anormales, a partir de los datos obtenidos por la matriz termal.

Temperatura (°C)	Paciente Sana	Delta (°C)
Seno Derecho	26.73463657	0.35426705
Seno Izquierdo	26.38036952	

Temperatura (°C)	Paciente Cancer	Delta (°C)
Seno Derecho	26.91548752	1.92982727
Seno Izquierdo	28.84531479	

Figura 4-7 comparativa entre senos normales y anormales

4.5 Caso anormal.

4.5.1 Tumoración

En la Figura 57 se observa el seno que fue clasificado como anormal a partir del análisis estadístico, el algoritmo de Watershed es conducido para encontrar aquellas zonas más calientes, coincidiendo esa zona con la tumoración diagnosticada en la paciente, se ha resaltado en rojo la zona tumoral para facilitar la observación.



Figura 4-8 Caso anormal con tumoración

4.5.2 Angiogénesis

En la Figura 4-9 se observa un caso clasificado como anormal debido a angiogénesis, debido a vascularizaciones.

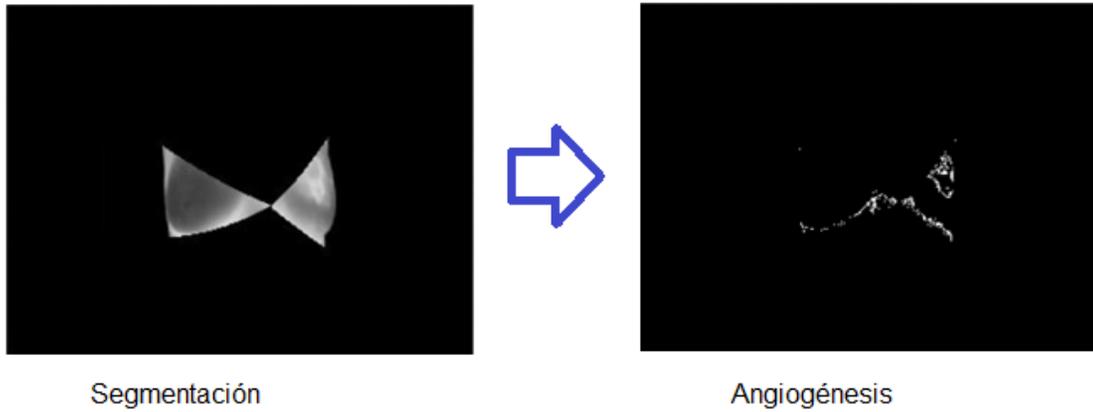


Figura 4-9 Caso anormal Angiogenesis.

5 CONCLUSIONES

Al llevar a cabo el establecimiento del protocolo de toma de imágenes termográficas se logró que las variables externas no influyeran en los termogramas resultantes, y provocaran una heterogeneidad en ellos que derivaran en problemas en su procesamiento y malos resultados, si no que los termogramas fueron homogéneos resultando en segmentaciones adecuadas.

Durante las tomas termográficas se controlaron las variables extrínsecas a la paciente, para lograr una uniformidad en las características de los termogramas y asegurar un procesamiento homogéneo en todos los termogramas.

Los algoritmos extracción de ROI o segmentación, lograron extraer las zonas de interés aun cuando las características físicas de las pacientes no fueron uniformes, posibilitando que sea un proceso automático.

Los algoritmos de procesamiento de los termogramas lograron de manera satisfactoria la búsqueda de tumoraciones en termogramas de pacientes con cáncer, así como la identificación de angiogénesis, que puede ser un indicativo de problemas vasculares entre ellos el cáncer.

Se ha desarrollado un banco de imágenes de más de 350 mujeres, mujeres sanas, con padecimiento, lactantes y durante el embarazo, actualmente se realizan pruebas en el Hospital General de Querétaro.

La interfaz de usuario ha sido desarrollada de tal manera que cualquier persona del sector salud es capaz de operarla sin inconveniente, se ha desarrollado también su manual de operación.

El registro ante el INDAUTOR se encuentra en proceso.

6 PROSPECTIVAS

En esta primera etapa en el procesamiento de imágenes térmográficas para la detección de cáncer de mama se ha utilizado una cámara termográfica perteneciente a la marca FLIR, la cual integra una etapa de preprocesamiento de las señales que recibe el sensor térmico para su transformación en una matriz de datos de 8 bits, sin embargo, al depender de una plataforma registrada, los costos de la cámara son altos, se pretende entonces, aminorar el costo del proceso de diagnóstico mediante la adquisición de la imagen y su matriz termal con un sensor térmico y su interfaz, posibilitando que el costo final del estudio sea aún menor.

REFERENCIAS

- A. Farage Miranda, W. Miller Kenneth, I. M. H. (2010). *Textbook of Aging Skin*. Springer.
- Abd, N., Elsaid, E., Farouk, S., Magdy, O., Shetat, M., Khalifa, N. M., & Nada, O. M. (2015). Contrast enhanced digital mammography : Is it useful in detecting lesions in edematous breast ? *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 46(3), 811–819. <http://doi.org/10.1016/j.ejrn.2015.04.002>
- Agnelli, J. P., Barrea, a. a., & Turner, C. V. (2011). Tumor location and parameter estimation by thermography. *Mathematical and Computer Modelling*, 53(7-8), 1527–1534. <http://doi.org/10.1016/j.mcm.2010.04.003>
- Agostini, V., Knaflitz, M., & Molinari, F. (2009). Motion artifact reduction in breast dynamic infrared imaging. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 56(3), 903–906. <http://doi.org/10.1109/TBME.2008.2005584>
- Akbari Sari, A., Ravaghi, H., Mobinizadeh, M., & Sarvari, S. (2013). The Cost-Utility Analysis of PET-Scan in Diagnosis and Treatment of Non-Small Cell Lung Carcinoma in Iran. *Iranian Journal of Radiology : A Quarterly Journal Published by the Iranian Radiological Society*, 10(2), 61–7. <http://doi.org/10.5812/iranjradiol.8559>
- Amalu, W. C. (2003). A review of breast thermography. International Academy of Clinical Thermology. Retrieved from <http://www.iactorg.org/articles/articles-review-btherm.html>
- American Cancer Society. (n.d.). Retrieved from www.cancer.org

- Bara, M., & Polak, A. (2011). Thermal diagnostic in electrical machines, (10), 305–308.
- Bernard, V., Staffa, E., Mornstein, V., & Bourek, A. (2013). Physica Medica Infrared camera assessment of skin surface temperature e Effect of emissivity. *Physica Medica*, 29(6), 583–591. <http://doi.org/10.1016/j.ejmp.2012.09.003>
- Biasoni, M. (2011). Métodos de umbralización de imágenes digitales basados en entropía de shannon y otros, XXX, 1–4.
- Borchardt, T. B., Conci, A., Lima, R. C. F., Resmini, R., & Sanchez, A. (2013). Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey. *Signal Processing*, 93(10), 2785–2803. <http://doi.org/10.1016/j.sigpro.2012.08.012>
- Celeste, M., Carmona, U., Sánchez, S. R. U., Natasha, A., & Vilchis, R. (2008). Evaluación de los resultados en las mastografías BIRADS 3 en un periodo de 3 años. Experiencia en la Clínica de especialidades de la mujer de la Secretaría de la Defensa Nacional. Análisis comparativo con la literatura mundial., 3(2), 44–48.
- Cholewka, A., Stanek, A., Kwiatek, S., Sieroń, A., & Drzazga, Z. (2013). Does the temperature gradient correlate with the photodynamic diagnosis parameter numerical colour value (NCV)? *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 10(1), 33–38. <http://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2012.07.001>
- Clínica Valle, O. y E. (n.d.). Galería de Alteraciones Oculares.
- Das, K., & Mishra, S. C. (2013). Estimation of tumor characteristics in a breast tissue with known skin surface temperature. *Journal of Thermal Biology*, 38(6), 311–317. <http://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2013.04.001>
- Esqueda-Elizondo José Jaime, P.-M. L. E. (2005). *Fundamentos para el procesamiento de imágenes*. Baja California.
- Etehadtavakol, M., Chandran, V., Ng, E. Y. K., & Kafieh, R. (2013). Breast cancer detection from thermal images using bispectral invariant features. *International Journal of Thermal Sciences*, 69, 21–36.

<http://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2013.03.001>

- Faust, O., Rajendra Acharya, U., Ng, E. Y. K., Hong, T. J., & Yu, W. (2014). Application of infrared thermography in computer aided diagnosis. *Infrared Physics & Technology*, 66, 160–175.
<http://doi.org/10.1016/j.infrared.2014.06.001>
- Feig, S. a, Shaber, G. S., Schwartz, G. F., Patchefsky, a, Libshitz, H. I., Edeiken, J., ... Wallace, J. D. (1977). Thermography, mammography, and clinical examination in breast cancer screening. Review of 16,000 studies. *Radiology*, 122(1), 123–127.
- Ferra Susana, Sanabria Dario, C. L. (2005). Tumor Fibroso Solidario de las Meninges, Reporte de un Caso.
- Gautherie, M., & Gros, C. M. (1980). Breast thermography and cancer risk prediction. *Cancer*, 45(1), 51–56. <http://doi.org/10.1097/00006534-198008000-00065>
- Gómez-Milán Emiliio, Salazar Elvira, Domínguez Emilio, Iborra Óscar, de la Fuente Juanna, de C. M. J. (2015). *Neuro-Termografía y Termografía*. Granada.
- Hamrelius, T. (1992). Accurate temperature measurement in thermography. *Quantitative Infrared Thermography Conference*. Retrieved from <http://www.qirt.org/archives/qirt1992/papers/007.pdf>
- Hardy, J. D. (1934). THE RADIATION OF HEAT FROM THE HUMAN BODY: III. The Human Skin as a Black-Body Radiator. *The Journal of Clinical Investigation*, 13(4), 615–620. <http://doi.org/10.1172/JCI100609>
- Herry, C. L., & Frize, M. (2002). Digital processing techniques for the assessment of pain with infrared thermal imaging. *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society [Engineering in Medicine and Biology*, 2, 1157–1158.
<http://doi.org/10.1109/IEMBS.2002.1106324>
- Jin-Yu, Z. J.-Y. Z., Yan, C. Y. C., & Xian-Xiang, H. X.-X. H. (2009). IR Thermal

Image Segmentation Based on Enhanced Genetic Algorithms and Two-Dimensional Classes Square Error. *2009 Second International Conference on Information and Computing Science*, 2, 309–312.
<http://doi.org/10.1109/ICIC.2009.189>

John Jarrell, C. S. (2009). Diagnostic use of infrared thermography in a patient with chronic pain following electrocution: a case report. *Journal of Medical Case Reports*.

Kateb, B., Yamamoto, V., Yu, C., Grundfest, W., & Gruen, J. P. (2009). Infrared thermal imaging: A review of the literature and case report. *NeuroImage*, 47(SUPPL. 2), T154–T162. <http://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2009.03.043>

Keith, L., Thomas, W., & James, L. (1973). Effects of Activity , Alcohol , Smoking , and the Menstrual Cycle on Liquid Crystal Breast Thermography, 73(1), 55–58.

Keyserlingk, J. R., Ahlgren, P. D., Yu, E., Belliveau, N., & Yassa, M. (2000). Functional infrared imaging of the breast. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine : The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 19(3), 30–41. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23223805>

Knaul, F. M., Arreola-ornelas, H., C, M., Velázquez, E., Dorantes, J., Méndez, Ó., & Ávila-burgos, L. (2009). El costo de la atención médica del cáncer mamario : el caso del Instituto Mexicano del Seguro Social, 51.

Kontos, M., Wilson, R., & Fentiman, I. (2011). Digital infrared thermal imaging (DITI) of breast lesions: Sensitivity and specificity of detection of primary breast cancers. *Clinical Radiology*, 66(6), 536–539.
<http://doi.org/10.1016/j.crad.2011.01.009>

Krawczyk, B., & Schaefer, G. (2014). A hybrid classifier committee for analysing asymmetry features in breast thermograms. *Applied Soft Computing Journal*, 20, 112–118. <http://doi.org/10.1016/j.asoc.2013.11.011>

- Kylili, A., Fokaides, P. A., Christou, P., & Kalogirou, S. A. (2014). Infrared thermography (IRT) applications for building diagnostics : A review. *Applied Energy*, 134, 531–549. <http://doi.org/10.1016/j.apenergy.2014.08.005>
- Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., & Philip, J. (2012). Infrared Physics & Technology Medical applications of infrared thermography : A review, 55, 221–235.
- Lipari, C. a., & Head, J. F. (1997). Advanced infrared image processing for breast cancer riskassessment. *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. “Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering” (Cat. No.97CH36136)*, 2(C), 673–676.
<http://doi.org/10.1109/IEMBS.1997.757713>
- Ludwig, N., Formenti, D., Gargano, M., & Alberti, G. (2014). Skin temperature evaluation by infrared thermography: Comparison of image analysis methods. *Infrared Physics & Technology*, 62, 1–6.
<http://doi.org/10.1016/j.infrared.2013.09.011>
- Montvay, I., & Pietarinen, E. (1982). The Stefan-Boltzmann law at high temperature for the gluon gas. *Physics Letters B*, 110(2), 148–154.
[http://doi.org/10.1016/0370-2693\(82\)91024-3](http://doi.org/10.1016/0370-2693(82)91024-3)
- Motta, L. S., Conci, A., Lima, R. C. F., & Diniz, E. M. (n.d.). Automatic Segmentation on Thermograms in Order to Aid Diagnosis and 2D Modeling, 1610–1619.
- Ng, E. Y. K., Kee, E. C., & Rajendra Acharya, U. (2005). Advanced technique in breast thermography analysis. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 1, 710–713. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1616512>
- OCDE. (2014). Estadísticas de la OCDE sobre la salud 2014 México en

comparación. Retrieved from <http://www.oecd.org/els/health-systems/Briefing-Note-MEXICO-2014-in-Spanish.pdf>

P Koot, P. D. (2013). Comparison of changes in energy expenditure and body temperatures after caffeine consumption.

Park, K. S., Choi, W. J., Eom, J. B., Chang, K. S., & Lee, B. H. (2015). High-contrast epi- fluorescence wide- field imaging of biological cells using integrating-bucket method. *Optics Communications*, 355, 427–432. <http://doi.org/10.1016/j.optcom.2015.07.003>

Paruch, M., & Majchrzak, E. (2007). Identification of tumor region parameters using evolutionary algorithm and multiple reciprocity boundary element method. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 20(5), 647–655. <http://doi.org/10.1016/j.engappai.2006.11.003>

Picazo-Ródenas, M. J., Royo, R., Antonino-Daviu, J., & Roger-Folch, J. (2013). Use of the infrared data for heating curve computation in induction motors: Application to fault diagnosis. *Engineering Failure Analysis*, 35, 178–192. <http://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2013.01.018>

Ragendran, V. (2009). *Engineering Physics*. (McGraw-Hill, Ed.).

Ring, E. F. J., & Ammer, K. (2012). Infrared thermal imaging in medicine. *Physiological Measurement*, 33(3), R33–R46. <http://doi.org/10.1088/0967-3334/33/3/R33>

Ring, F. (2010). Thermal imaging today and its relevance to diabetes. *Journal of Diabetes Science and Technology (Online)*, 4(4), 857–862. <http://doi.org/10.1177/193229681000400414>

S, M. T. P. (2001). Marcadores de utilidad en cáncer mamario, 74–79.

Sajjadi, H. S., Seyedin, H., Aryankhesal, A., & Asiabar, A. S. (2013). A systematic review on the effectiveness of thermography in diagnosis of diseases. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 23(2), 188–193. <http://doi.org/10.1002/ima.22051>

- Salud, S. de. (2004). *La Mortalidad en México, 2000-2004*.
- Salud, S. de. (2013). México: numeralia de cáncer de mama.
- Scales, N., Herry, C., & Frize, M. (2004). Automated image segmentation for breast analysis using infrared images. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 3, 1737–1740. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403521>
- Shada, A. L., Dengel, L. T., Petroni, G. R., Smolkin, M. E., Acton, S., & Slingluff, C. L. (2012). Infrared thermography of cutaneous melanoma metastases. *Journal of Surgical Research*, 182(1), e9–e14. <http://doi.org/10.1016/j.jss.2012.09.022>
- Sun, G., Saga, T., Shimizu, T., Hakozaki, Y., & Matsui, T. (2014). International Journal of Infectious Diseases Fever screening of seasonal influenza patients using a cost-effective thermopile array with small pixels for close-range thermometry. *International Journal of Infectious Diseases*, 25, 56–58. <http://doi.org/10.1016/j.ijid.2014.03.1398>
- Tan, J.-H., Ng, E. Y. K., Rajendra Acharya, U., & Chee, C. (2009). Infrared thermography on ocular surface temperature: A review. *Infrared Physics & Technology*, 52(4), 97–108. <http://doi.org/10.1016/j.infrared.2009.05.002>
- Tan, T. Z., Quek, C., Ng, G. S., & Ng, E. Y. K. (2007). A novel cognitive interpretation of breast cancer thermography with complementary learning fuzzy neural memory structure. *Expert Systems with Applications*, 33(3), 652–666. <http://doi.org/10.1016/j.eswa.2006.06.012>
- Tatsuo, T. (1988). Non-contact skin emissivity: measurement from reflectance using step change in ambient radiation temperature. *Institute for MEdical and Dental Engineering*, 39.
- William Lawson, David BenEliyahu, Linda Meinken, Joseph Chernilas, Howard Novotny, Peter Cohn, J. D. (2013). Infrared thermography in the detection and management of coronary artery disease.

- Zhang, J., Lai, X., Zhu, Q., Wang, H., Jiang, Y., Liu, H., ... Sun, Q. (2012). Interobserver agreement for sonograms of breast lesions obtained by an automated breast volume scanner. *European Journal of Radiology*, 81(9), 2179–2183. <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.06.043>
- Zhao, J., Chen, Y., Feng, H., Xu, Z., & Li, Q. (2014). Infrared image enhancement through saliency feature analysis based on multi-scale decomposition. *Infrared Physics & Technology*, 62, 86–93. <http://doi.org/10.1016/j.infrared.2013.11.008>
- Zhou, Q., Li, Z., & Aggarwal, J. K. (2004). Boundary extraction in thermal images by edge map. *Proceedings of the 2004 ACM Symposium on Applied Computing - SAC '04*, 254. <http://doi.org/10.1145/967900.967956>
- Zippel, D., Tsehmaster-abitbol, V., Rundstein, A., Shalmon, A., Zbar, A., Nardini, G., ... Sklair-levy, M. (2015). Magnetic resonance imaging (MRI) evaluation of residual breast tissue following mastectomy and reconstruction with silicone implants. *Journal of Clinical Imaging*, 39(3), 408–411. <http://doi.org/10.1016/j.clinimag.2014.12.014>

Apéndice A

Artículo CIICOTEC 2015



Universidad Autónoma de Querétaro
Dependencia de Educación Superior (DES)
San Juan del Río

Otorgan la presente

CONSTANCIA

a **Sofía Giovanna Vega Mancilla**

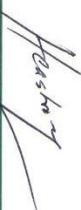
Por su exposición de la ponencia:

Optimización de parámetros de un sistema de visión termográfica automático para detección de fallas en motores usando redes neuronales.

en el Congreso Internacional Interdisciplinario de Competitividad Organizacional y Tecnología (CIIICOTEC) en la ciudad de San Juan del Río, los días 21, 22 y 23 de octubre de 2015.

San Juan del Río Querétaro, 23 de octubre de 2015.


Dr. Juan Primo Benítez Rangel
Coordinador de la Dependencia de Educación Superior.


M. A. Héctor Castro Ferruzca
Coordinador de la Facultad de Contaduría y Administración.

Apéndice B

Constancia 2do Encuentro de jóvenes investigadores 2014



2^{do.}
ENCUENTRO
DE JÓVENES
INVESTIGADORES
DEL ESTADO DE QUERÉTARO

"IDEAS JÓVENES PARA IMPULSAR EL CRECIMIENTO DEL PAÍS"



UNIVERSIDAD
AUTÓNOMA DE
QUERÉTARO



CONACYT

Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología

A TRAVÉS DE LA DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

Otorgan la presente

Constancia

A

Sofía Giovanna Vega Mancilla

POR SU PARTICIPACIÓN COMO PONENTE DEL TRABAJO TITULADO

Detección de fallas en fuselajes de aviones por medio de visión artificial.


Dr. Gilberto Herrera Ruiz
Rector de la Universidad Autónoma de Querétaro


Dr. Irineo Torres Pacheco
Director de Investigación y Posgrado

Santiago de Querétaro, Qro., a 5 y 6 de Noviembre de 2014.

Apéndice C

Conferencia Magistral UTC, 2016



Corregidora, Qro. a 7, Abril de 2016.

**ING. SOFIA GIOVANNA VEGA MANCILLA
PRESENTE**

Asunto: Invitación

El motivo de la presente, hacerle llegar una cordial invitación a nuestra casa de estudios, Universidad Tecnológica de Corregidora; a presentar su trabajo realizado, además del panorama de experiencia, entorno profesional y académico en que se desarrolla; el próximo **Miércoles 13, Abril de 2016**.

La Institución estará llevando a cabo una **Feria de Proyectos** de las carreras con las que contamos. Por lo cual, en el marco de este evento nos es interesante contar con su presencia y comparta con alumnos de nuestras carreras de Mecatrónica y Mantenimiento los resultados de sus investigaciones recientes por medio de la impartición de una **conferencia magistral**.

Sin otro particular por el momento, reiteramos el saludo cordial, esperando contar con su presencia.

Atentamente

Dr. Ricardo Luna Rúbio
Coordinador Académico
Mecatrónica-Mantenimiento
Compromiso, Saber y Pasión.

Carretera Santa Bárbara
Coroneo Km. 11.2, Corregidora, Qro.
Tel. (442) 483 00 70
www.utcorregidora.edu.mx





Otorga el presente

RECONOCIMIENTO

A la: **ING. SOFIA GIOVANNNA VEGA MANCILLA**

Por impartir la

**CONFERENCIA MAGISTRAL: PROCESAMIENTO DE IMÁGENES
TERMOGRÁFICAS EN LA DETECCIÓN DE CÁNCER DE MAMA**

En el Marco de la Feria de Proyectos de la Universidad Tecnológica de Corregidora.

L.C.C. Arturo A. Vallejo Casanova
R E C T O R

Corregidora, Qro., 13 de abril de 2016

Apéndice D

Formulario de Consentimiento Informado

Formulario de Consentimiento Informado para la Participación en la investigación “Procesamiento de imágenes termográficas en la detección de cáncer de mama”

Naturaleza y Objetivo del estudio

El proyecto de Investigación denominado “Procesamiento de Imágenes Termográficas en la detección del cáncer de mama” tiene como objetivo el brindar una herramienta económica y confiable, que en conjunción con otros métodos conocidos puedan ayudar en el diagnóstico de ésta enfermedad, haciéndolo más asequible a la población Mexicana y de ésta manera, elevar la calidad de vida de la paciente y sus familias.

Propósito

Este consentimiento tiene el propósito de solicitar su autorización para participar en



- Este estudio es voluntario.
- Si acepta, puede dejar de participar en el estudio en cualquier momento.
- Por favor tome todo el tiempo que necesite para decidir



el estudio “Procesamiento de Imágenes Termográficas en la detección del cáncer de mama” Donde se participará de manera activa mediante la toma de imágenes termográficas para comprobar o refutar los métodos de procesamiento de imágenes desarrollados.

Procedimiento

En caso de aceptar colaborar en el proyecto, se le solicitará participar como sujeto principal en la toma de imágenes termográficas en las instalaciones de la Universidad Autónoma de Querétaro Campus San Juan del Río, donde, en un ambiente de total y absoluta intimidad serán tomadas dichas fotografías bajo un riguroso protocolo de toma de imágenes.

Se solicitará de igual forma acceso al historial médico, para en un procedimiento final, comparar los resultados obtenidos con esta técnica y con otras ya conocidas.

Riesgos asociados a su participación en el estudio

Por la naturaleza de la Termografía, no existen riesgos ni contraindicaciones, es un método totalmente indoloro, sin radiación alguna asociada, y sin contacto.

Beneficios de su participación

Su participación en la investigación no significa algún beneficio directo para su persona, sin embargo si lo representan a la comunidad en general, especialmente a las mujeres que pueden o llegaran a desarrollar cáncer de mama en algún momento de sus vidas, pues la finalidad es que los métodos de detección oportuna lleguen a la mayor cantidad de mujeres posible, elevando la esperanza de vida de las mujeres que de no existir éstos métodos, lleguen tardíamente al sector salud.

Voluntariedad

Al firmar el presente formulario, se está aceptando participar en el proyecto “Procesamiento de imágenes termográficas en la detección del cáncer de mama” Constatando que es una decisión puramente personal, bajo el pleno uso de sus facultades mentales y libre de coacción. De igual manera se enfatiza el hecho de que se puede retirar libremente en cualquier momento, sin que esto represente ningún problema para el investigador, sus razones, no serán cuestionadas.

Confidencialidad

La información del participante será manejada confidencialmente, no serán divulgados los datos personales, bajo ninguna circunstancia, haciéndose el investigador responsable de salvaguardar dichos datos.

Compartir resultados

Los resultados que emanen del presente trabajo de investigación podrían ser compartido en publicaciones, artículos, conferencias etc., pero los datos personales no serán revelados bajo ninguna reserva.

Contactos

En caso de que surgiera alguna duda, favor de comunicarse directamente con la investigadora responsable.

Sofía Giovanna Vega Mancilla

(427)115 86 12

sofiavema@hotmail.com

Autorización

He leído lo anterior descrito y estoy de acuerdo en participar en la investigación “Procesamiento de Imágenes Termográficas en la Detección del Cáncer de Mama”

Firmo a los _____ días del mes de _____ del año _____.

Nombre y Firma del Participante

Declaración del Investigador

Yo certifico que le he explicado a esta persona la naturaleza y el objetivo de la investigación, y que esta persona entiende en qué consiste su participación, los posibles riesgos y beneficios implicados. Todas las preguntas que esta persona ha hecho le han sido contestadas en forma adecuada. Así mismo, he leído y explicado adecuadamente las partes del consentimiento informado. Hago constar con mi firma.

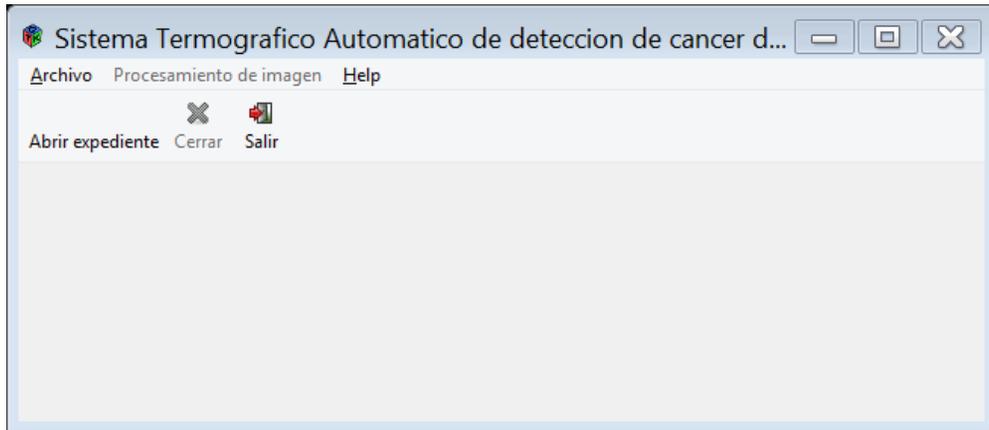
Nombre del investigador: _____

Firma: _____

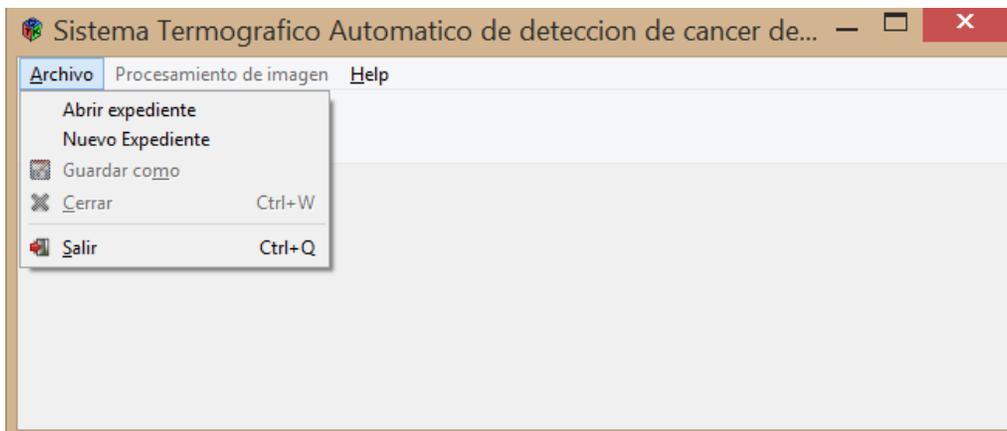
Apéndice E

Manual de Operación de Interfaz

Manual de operación del Software Sistema Termográfico de detección de cáncer de mama



Descripción del Menú "Archivo"



Abrir Expediente-> Abre un expediente creado con anterioridad

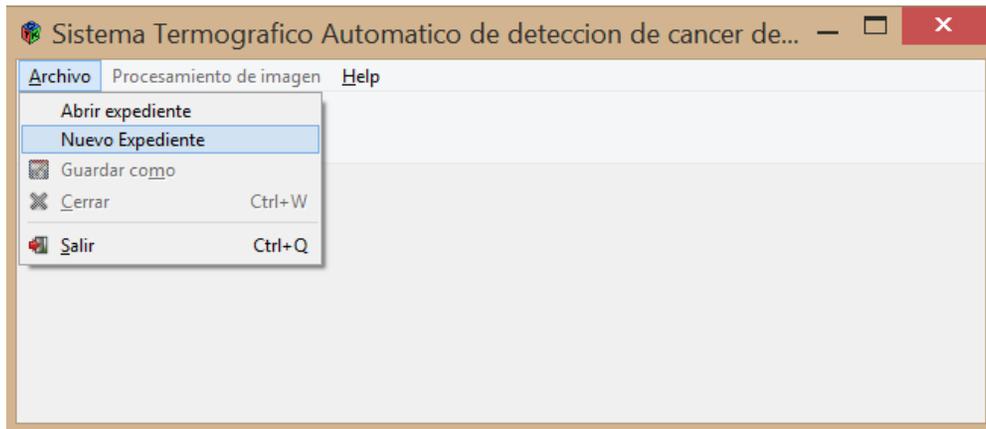
Nuevo Expediente -> Crea un nuevo expediente

Guardar como -> Guarda la los cambios realizados en el expediente actual.

Cerrar-> Cierra el expediente actual.

Salir-> Salir de la aplicación

1. Crear Nuevo expediente



2. Completar formulario de Datos Generales de la paciente

The screenshot shows a Windows-style application window titled "Sistema termografico de deteccion de cancer de mama". The main content area is titled "Datos Generales de la paciente". The form contains the following fields and controls:

- Nombre de la paciente:
- Edad: años
- expediente:
- Estatura: Cm
- Peso: Kilogramos
- Indice de masa corporal:

At the bottom of the form, there are two buttons: "Guardar datos" and "Siguiete". A logo of the "Escuela de Ingeniería" is visible on the right side of the form.

3. Guardar los Datos Generales de la paciente

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Datos Generales de la paciente

Nombre de la paciente Edad años expediente



Estatura Cm Peso Kilogramos Índice de masa corporal

4. Dar click en Siguiente.

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Datos Generales de la paciente

Nombre de la paciente Edad años expediente



Estatura Cm Peso Kilogramos Índice de masa corporal

5. Completar Formulario de Estilo de Vida la Paciente

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Estilo de Vida de la Paciente

Indicar el numero de dias a la semana de consumo

Grasas Saturadas	<input type="text" value="3"/>	Grasas Trans	<input type="text" value="4"/>	Carbohidratos	<input type="text" value="7"/>	Fibra	<input type="text" value="3"/>
Vitaminas	<input type="text" value="3"/>	Cigarrillos	<input type="text" value="0"/>	Alcohol	<input type="text" value="0"/>		



6. Guardar Datos

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Estilo de Vida de la Paciente

Indicar el numero de dias a la semana de consumo

Grasas Saturadas	<input type="text" value="3"/>	Grasas Trans	<input type="text" value="4"/>	Carbohidratos	<input type="text" value="7"/>	Fibra	<input type="text" value="3"/>
Vitaminas	<input type="text" value="3"/>	Cigarrillos	<input type="text" value="0"/>	Alcohol	<input type="text" value="0"/>		



7. Dar Click en Siguiente.

Sistema termografico de detección de cancer de mama

Estilo de Vida de la Paciente

Indicar el numero de dias a la semana de consumo

Grasas Saturadas Grasas Trans Carbohidratos Fibra

Vitaminas Cigarrillos Alcohol

8. Completar Formulario de Antecedentes Patológicos de la Paciente

Sistema termografico de detección de cancer de mama

Antecedentes Patologicos de la Paciente

Antecedentes CaMa Si No Antecedentes Cancer de Ovario Si No Lesiones Proliferativas Si No

Patologia de mamaria benigna Si No Antecedentes cancer de endometrio Si No Diabetes Si No

9. Guardar Datos

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Antecedentes Patologicos de la Paciente

Antecedentes CaMa Si No Antecedentes Cancer de Ovario Si No Lesiones Proliferativas Si No

Patologia de mama benigna Si No Antecedentes cancer de endometrio Si No Diabetes Si No

10. Dar click en Siguiete

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Antecedentes Patologicos de la Paciente

Antecedentes CaMa Si No Antecedentes Cancer de Ovario Si No Lesiones Proliferativas Si No

Patologia de mama benigna Si No Antecedentes cancer de endometrio Si No Diabetes Si No

11. Completar Formulario de Antecedentes Familiares

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Antecedentes Familiares

Familiares Directos que presentaron cancer de ovario Madre Tia Abuela Hermana Hija Ninguno

Antecedentes Cancer de Mama Madre Padre Hermanas Hermanos Hijas Hijos Ninguno



12. Guardar Datos

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

Antecedentes Familiares

Familiares Directos que presentaron cancer de ovario Madre Tia Abuela Hermana Hija Ninguno

Antecedentes Cancer de Mama Madre Padre Hermanas Hermanos Hijas Hijos Ninguno



13. Dar Click en Siguiente

Sistema termografico de deteccion de cancer de mama

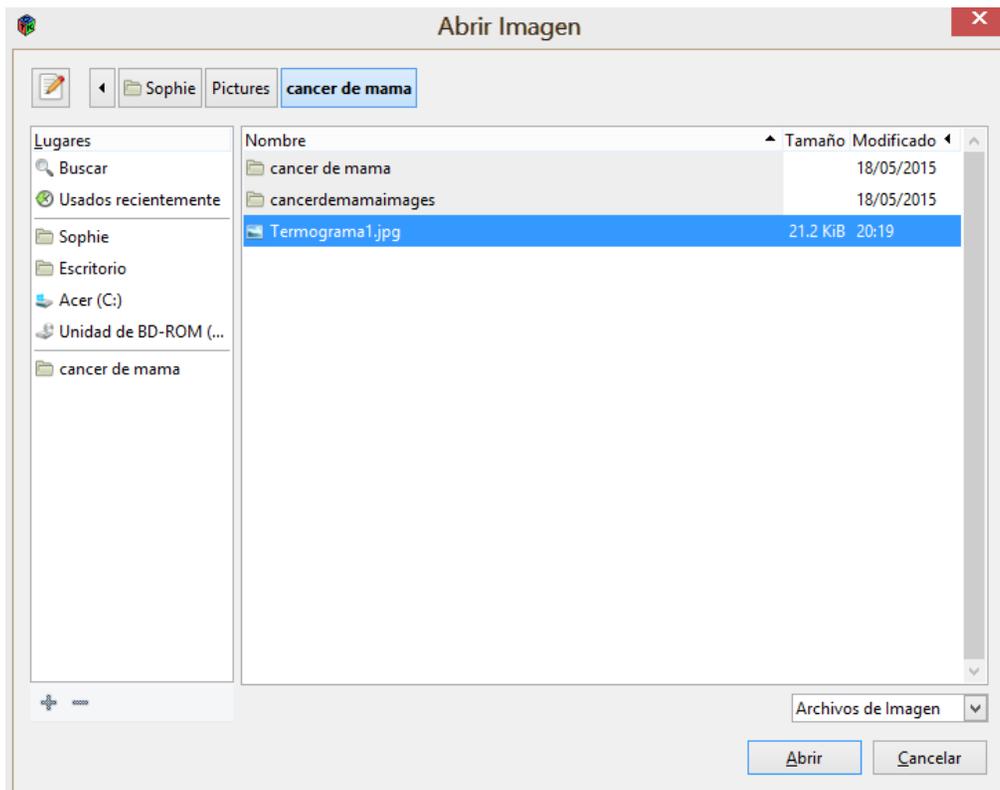
Antecedentes Familiares

Familiares Directos que presentaron cancer de ovario Madre Tia Abuela Hermana Hija Ninguno

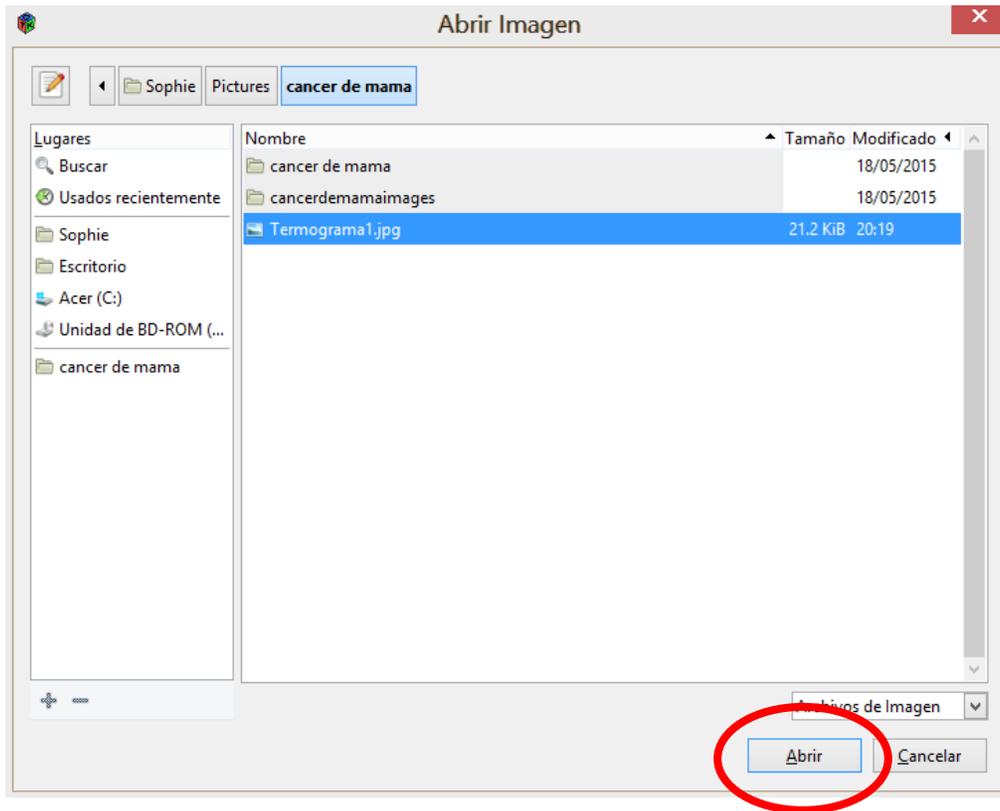
Antecedentes Cancer de Mama Madre Padre Hermanas Hermanos Hijas Hijos Ninguno



14.- Seleccionar la imagen termográfica a analizar



15.- Dar click en Abrir



16.- Imagen abierta.



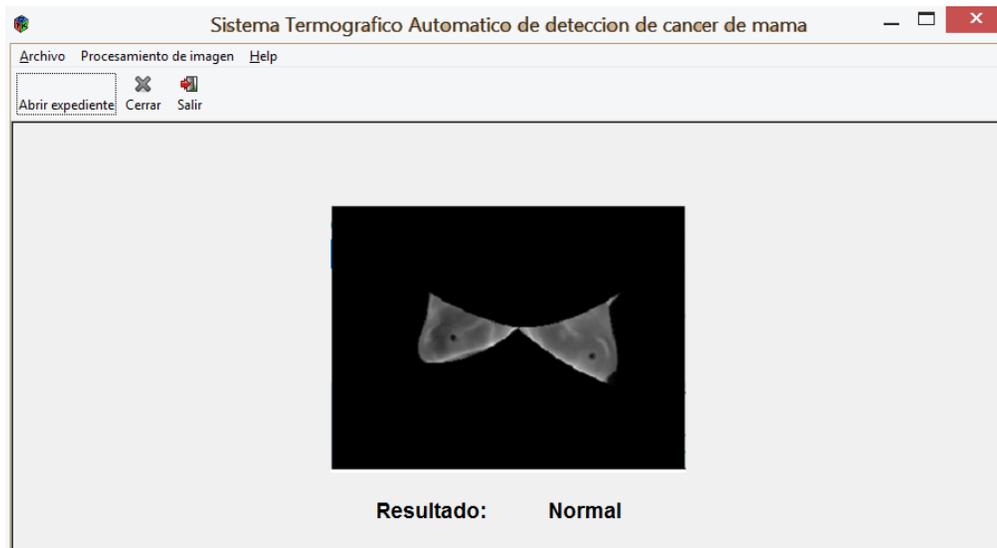
17.- Dar click en Procesamiento de la imagen



18.- Dar click en procesar imagen



19.- Imagen procesada resultante, termograma normal



20.- Imagen procesada resultante, termograma anormal



21.- Dar click en Generar informe

