Marlene Arlette Jiménez Arthur

Sistema de visión artificial basado en termografía para segmentación automática y detección de puntos críticos en la planta del pie

2015

Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería

Sistema de visión artificial basado en termografía para segmentación automática y detección de puntos críticos en la planta del pie

TESIS

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

Presenta:

Marlene Arlette Jiménez Arthur

Dirigido por:

Dr. Luis Alberto Morales Hernández

San Juan del Río, Qro. Septiembre de 2015

REPOSITORIO INSTITUCIONAL DGBSDI-UAQ

La presente obra está bajo la licencia:
https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es

CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciante no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:

Atribución — Usted debe dar crédito de manera adecuada , brindar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios . Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciante.

NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con propósitos comerciales .

SinDerivadas — Si remezcla, transforma o crea a partir del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una excepción o limitación aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como publicidad, privacidad, o derechos morales pueden limitar la forma en que utilice el material.

Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería

Sistema de visión artificial basado en termografía para segmentación automática y detección de puntos críticos en la planta del pie

TESIS

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

Presenta:

Marlene Arlette Jiménez Arthur

Dirigido por:

Dr. Luis Alberto Morales Hernández

San Juan del Río, Qro. Septiembre de 2015

Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Ingeniería

Maestría en Ciencias en Mecatrónica

Sistema de visión artificial basado en termografía para segmentación automática y detección de puntos críticos en la planta del pie

TESIS

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

Presenta:
Marlene Arlette Jiménez Arthur

Dirigido por:
Dr. Luis Alberto Morales Hernández

SINODALES

Dr. Luis Alberto Morales Hernández
Presidente
Firma

Dr. Juan Primo Benítez Rangel
Secretario
Firma

Dr. Roque Alfredo Osornio Ríos
Vocal
Firma

Dr. Miguel Trejo Hernández
Sinodal
Firma

Dr. Iván Terol Villalobos
Sinodal
Firma

Dr. Aurelio Domínguez González
Nombre y Firma
Director de la Facultad

Dra.Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña
Nombre y Firma
Director de Investigación y Posgrado

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Septiembre, 2015
México

RESUMEN

Este trabajo presenta el desarrollo de un sistema de visión artificial, planteando una metodología en la que se utiliza la matriz de temperatura de una imagen infrarroja para generar una segmentación automática de puntos críticos en la planta de los pies y su clasificación por angiosoma para el análisis de temperatura. Con la metodología propuesta, se detectaron con mayor fiabilidad y rapidez regiones con puntos críticos en los plantares, permitiendo visualizar y comparar datos cuantitativos de las áreas con puntos críticos encontradas por angiosoma, para coadyuvar a la detección temprana de ulceraciones en la planta de los pies.

Palabras Clave: Puntos críticos, procesamiento de imágenes, imágenes infrarrojas (IR), umbralización, segmentación automática, angiosomas.

SUMMARY

This paper presents the development of an artificial vision system, proposing a methodology in which the temperature matrix infrared image is used to generate an automatic segmentation of critical spots on the soles of the feet and their classification for analysis angiosome temperature. With the proposed methodology, they were detected with greater reliability and speed regions with critical spots in the plantar, allowing display and compare quantitative data from areas with critical points encountered by angiosome, to assist in the early detection of ulcers on the soles of the feet .

Keywords: Critical spots, image processing, infrared imaging (IR), thresholding, automatic segmentation, angiosomes.

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco primeramente al Eterno por haberme acompañado y guiado siempre, por ser mi fortaleza y brindarme una vida de experiencias y aprendizajes pero llena de felicidad.

Agradezco a mi familia por apoyarme en todo momento, a mis padres por los valores que me han inculcado, y por haberme dado una excelente educación en el transcurso de mi vida, a mis hermanos por el ánimo siempre brindado.

Especial agradecimiento a JTAM, por su comprensión, paciencia y amor incondicional que llena de alegría cada día de mi vida. T.A.

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento al Dr. Luis Alberto Morales Hernández por aceptar dirigirme en la realización de esta tesis de maestría. Su capacidad para guiar mis ideas, el seguimiento y la supervisión, pero sobre todo el apoyo y confianza en mi trabajo, han sido un aporte invaluable en el desarrollo de esta tesis y en mi formación como investigador. Le agradezco también el haberme facilitado siempre los medios para llevar a cabo todas las actividades propuestas por la universidad durante el desarrollo de esta tesis.

También agradezco al Dr. Roque Alfredo Osornio Ríos y sinodales por el tiempo que me han dedicado para leer y corregir este trabajo.

Agradezco al "Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología" (CONACYT) por la beca recibida y al proyecto (134481 CONACYT) por el equipamiento.

Quisiera hacer extensiva mi gratitud a todos mis compañeros y profesores de la facultad de ingeniería, campus San Juan del Río por su amistad y colaboración.

ÍNDICE GENERAL

Página

I. INTRODUCCIÓN ..... - 1 -

1.1. Antecedentes ..... - 2 -

1.2. Hipótesis y objetivos ..... - 7 -

1.2.1. Hipótesis General ..... - 7 -

1.2.2. Objetivo General ..... - 7 -

1.2.3. Objetivos Particulares ..... - 8 -

1.3. Descripción del problema ..... - 8 -

1.4. Justificación ..... - 9 -

II. REVISIÓN DE LITERATURA ..... - 10 -

2.1. Estado del arte ..... - 10 -

2.2. Espectro luminoso ..... - 11 -

2.3. Termografía de infrarrojos ..... - 12 -

2.4. Cuerpo negro ..... - 13 -

2.5. Emisividad ..... - 14 -

2.6. Cámara termográfica y sus principios de operación ..... - 15 -

2.7. Punto crítico ..... - 16 -

2.8. Angiosoma ..... - 17 -

2.9. Diabetes y pié diabético ..... - 18 -

2.10. Temperatura del pie y asimetría de temperatura en plantares ..... - 19 -

2.11. Técnicas de evaluación ..... - 20 -

2.12. Visión artificial ..... - 21 -

2.13. Procesamiento de imágenes digitales ..... - 22 -

2.14. Segmentación ..... - 23 -

2.15. Umbralización ..... - 24 -

2.15.1 Método Otsu ..... - 25 -

2.15.2 Método Kapur ..... - 26 -

2.15.3 Método Kittler e Illingworth: Umbral de error mínimo ..... - 27 -

2.15.4 Método Hamadani ..... - 28 -

III. METODOLOGÍA ..... - 29 -
3.1. Calibración de la cámara termográfica ..... - 30 -
3.1.1 Adquisición de la imagen infrarroja ..... - 30 -
3.2. Pre-procesamiento ..... - 32 -
3.2.1 Método Hamadani ..... - 33 -
3.3. Cálculos para obtención de matriz de temperatura ..... - 37 -
3.4. Segmentación automática y detección de puntos críticos ..... - 38 -
3.5. División de la imagen en plantar izquierdo y derecho ..... - 40 -
3.6. Clasificación por angiosomas de puntos críticos detectados ..... - 42 -
3.7. Cálculos de parámetros de interés y análisis de datos ..... - 44 -
IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN ..... - 46 -
4.1. Interfaz gráfica de usuario ..... - 46 -
4.2. Pruebas ..... - 48 -
4.3. Validación y resultados ..... - 54 -
V. CONCLUSIONES ..... - 59 -
VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..... - 61 -
VII. APENDICE ..... - 65 -

ÍNDICE DE TABLAS

Página

Tabla 3.1 Condiciones de medición cuantitativa…….- 39 -
Tabla 4.2 Valores óptimos de threshold……- 51 -
Tabla 4.3 Temperatura promedio por angiosoma……...- 52 -
Tabla 4.4 Porcentaje de área afectada por angiosoma…….- 53 -
Tabla 4.5 Diferencia de porcentaje de área afectada…….- 53 -
Tabla 4.6 Validación del sistema de visión artificial……- 55 -

ÍNDICE DE FIGURAS

Página

Figura 1.1 Clasificación experimental usada por Sun et al. (2006) para la medición y comparación de temperaturas de la planta de los pies……..- 3 -

Figura 1.2 Imagen del pie derecho procesada (Kaabouch et al., 2010)…….- 4 -

Figura 1.3 Áreas elegidas para segmentar sombreadas, a) talón, b) dedos, c) arco interno, d) arco externo y e) metatarsales (Vázquez y Morales, 2013)……...- 5 -

Figura 1.4 División por angiosomas utilizado para el análisis de temperatura (Peregrina-Barreto et al., 2014)……..- 6 -

Figura 2.5 Espectro electromagnético (FLIR, 2011)…….- 12 -

Figura 2.6 Imagen termográfica de la planta de los pies……- 13 -

Figura 2.7 Funcionamiento de la cámara de infrarrojos (FLIR, 2011)……..- 16 -

Figura 2.8 Cámaras termográficas modernas, pequeñas, ligeras y fáciles de usar (FLIR, 2011)…….- 16 -

Figura 2.9 Representación de un punto crítico o caliente en la planta del pie (FAIRVIEW, 2015)…….- 17 -

Figura 2.10 Modelo de angiosoma. Tibial anterior:(1) dorso de pie. Tibial posterior: (2) zona medial de tobillo. (3) zona medial de talón. Peronea:(5) cara antero lateral de tobillo. (6) planta lateral del talón. (Attinger et al., 2006)……..- 17 -

Figura 2.11 Angiosomas sugeridos para el análisis de temperatura: Arteria plantar medial (MPA), arteria plantar lateral (LPA), arteria calcánea medial (MCA) y arteria calcánea lateral (LCA) (Attinder et al., 2006)……..- 18 -

Figura 2.12 Ulceraciones y amputación de dedos del pie en sujetos con pie diabético (Instituto Avanzado de pie diabético, 2012)……...- 19 -

Figura 2.13 Histograma de imagen en niveles de gris……- 25 -

Figura 3.14 Diagrama a bloques general de la metodología para segmentación automática y detección de puntos críticos en la planta del pie……..- 29 -

Figura 3.15 Cámara FLIR A-310…….- 31 -

Figura 3.16 a) Evaluación termográfica de la planta de los pies. b) Imagen IR capturada con la paleta rainbow…….- 31 -

Figura 3.17 a) Imagen IR en escala de grises. b) Matriz de la imagen IR en escala de grises……- 32 -

Figura 3.18 Diagrama de flujo para cálculo del histograma de la imagen en escala de grises…….....- 34 -

Figura 3.19 a) Imagen en escala de grises. b) Imagen segmentada automáticamente por el método Hamadani. c) Matriz de imagen segmentada en escala de grises……..- 35 -
Figura 3.20 Diagrama de flujo del algoritmo del método Hamadani……- 36 -
Figura 3.21 a) Imagen segmentada automáticamente por el método Hamadani. b) Matriz de temperatura real de la imagen en escala de grises segmentada por Hamadani…...- 37 -
Figura 3.22 Puntos críticos detectados en la planta de los pies……- 38 -
Figura 3.23 Diagrama de flujo para detección de puntos críticos.....…….- 39 -
Figura 3.24 a) Imagen binarizada. b) Matriz de imagen binarizada…….- 41 -
Figura 3.25 a) Imagen del plantar izquierdo. b) Matriz del plantar izquierdo……..……- 41 -
Figura 3.26 a) Imagen del plantar izquierdo. b) Matriz del plantar izquierdo……..- 42 -
Figura 3.27 Círculo rojo: Centro del plantar izquierdo…….- 43 -
Figura 3.28 a) arteria calcánea medial (MCA). b) Arteria plantar medial (MPA). c) arteria plantar lateral (LPA). d) arteria calcánea lateral (LCA)……...- 43 -
Figura 4.29 Ventana de inicio……..- 46 -
Figura 4.30 Ventana de Registro de paciente……..……....- 47 -
Figura 4.31 Ventana de Evaluación termográfica……- 48 -
Figura 4.32 Imágenes infrarrojas (pacientes con diabetes mellitus)…….- 49 -
Figura 4.33 Imágenes en escala de grises correspondientes a la figura 4.29 (paciente con diabetes mellitus)……- 49 -
Figura 4.34 a) Segmentación por Otsu, valor de umbra T=183. b) Segmentación por Kapur, valor de umbral T=48, c) Segmentación por Thresholding de error mínimo, valor de umbral T=77. d) Segmentación por Hamadani, valor de umbral T=56…….- 50 -
Figura 4.35 Imágenes segmentada por Hamadani correspondientes a la figura 4.30 (pacientes con diabetes mellitus)……- 51 -
Figura 4.36 Puntos críticos detectados en la planta de los pies correspondientes a la figura 4.32……- 51 -
Figura 4.37 a) Arteria calcánea medial (MCA). b) Arteria plantar medial (MPA). c) Arteria plantar lateral (LPA). d) Arteria calcánea lateral (LCA)……..- 52 -
Figura 4.38 Gráfica de porcentaje de incidencia por angiosoma de puntos críticos detectados en plantares……- 56 -
Figura 4.39 Gráfica de porcentaje de temperatura promedio máxima en plantares….- 57 -
Figura 4.40 Gráfica de porcentaje de área máxima en plantares……- 57 -
Figura 4.41 Comparación gráfica del área para cada clase de temperatura que pertenece a todo el angiosoma en ambos pies (Peregrina-Barreto et al., 2014)……...- 58 -

CAPÍTULO 1

I. INTRODUCCIÓN

La temperatura es un muy buen indicador de la salud, siendo esta utilizada para el diagnóstico clínico en personas. El cuerpo humano realiza constantemente intercambios de temperatura con el entorno, en forma de energía, como parte de un proceso de autorregulación para mantener la homeostasis que necesita (Ring, 2007). La intensidad de energía intercambiada aumenta y disminuye en proporción a la temperatura corporal, esto es, a mayor temperatura mayor intensidad de energía infrarroja irradiada por un cuerpo, con longitud de onda que no supera los 9μm y sólo puede penetrar un grosor de 1mm de tejido. El calor corporal que irradiamos se refiere siempre a tejidos poco profundos, no siendo detectables cambios de calor en órganos internos por termografía (Leal et al., 2010). La mayoría de los seres vivos emiten calor a una temperatura superior a los 0°K (-273°C), que corresponde a una radiación del espectro electromagnético superior a la de la luz visible. El ojo humano no es sensible a esta radiación, denominada infrarroja, pero las cámaras termográficas son capaces de medir la energía con sensores especializados para esta longitud de onda (Salazar, 2012). La termografía es una técnica de imagen que emplea detectores sensibles al rango infrarrojo para generar un mapa térmico de un objeto, al captar su emisión de calor (Massa et al., 2011). Esta técnica se aplica a multitud de áreas como la industria, la construcción o la medicina. Uno de los principales aspectos que preocupan a la sociedad actualmente es la salud y las técnicas de predicción son fundamentales a la hora de diagnosticar a tiempo enfermedades y poder actuar en consecuencia lo antes posible, es por ello que la ciencia tiene un gran reto en el desarrollo de nuevas técnicas de diagnóstico que han de ser cada vez más fiables, menos invasivas y más rápidas para la detección temprana de padecimientos. La termografía aplicada a la medicina, específicamente en el área del diagnóstico por imágenes, es una técnica no invasiva, de bajo costo y mayor rapidez, que permite

visualizar y cuantificar los cambios en la temperatura superficial de la piel. Al ser una técnica no invasiva, puede repetirse tantas veces como sea necesario sin contraindicaciones. Es por esto que la termografía presenta una alternativa para la detección de enfermedades a través de la temperatura de los tejidos.

El análisis termográfico se puede realizar por medio del procesamiento digital de imágenes, aplicando necesariamente un método de segmentación para separar una imagen en regiones significativas, las cuales sean similares de acuerdo a una propiedad específica para la extracción de características o mediciones (Montiel et al., 2009). La segmentación de imágenes se define como la partición de una imagen en regiones constituyentes no solapadas, las cuales son homogéneas con respecto a alguna característica como una intensidad o una textura (Bankman, 2009). Dentro del campo del procesamiento de imágenes médicas es necesario desarrollar métodos automáticos de segmentación, que eviten los procedimientos manuales, esto, debido a que los métodos manuales presentan dificultades como el considerable esfuerzo de tiempo que obligan y el error experimental que se podría propiciar, por lo que en esta tesis se desarrollará una metodología de segmentación automática en regiones de la planta del pie para el monitoreo de puntos críticos en estas regiones, utilizando la matriz de temperatura de la imagen infrarroja que permita coadyuvar en la detección de posibles padecimientos.

1.1. Antecedentes

A continuación se abordan trabajos de investigación referentes al procesamiento de imágenes de la planta del pie para coadyuvar a la detección temprana de ulceraciones.

En cuanto a trabajos de investigación desarrollados con termogramas con imágenes en niveles de intensidad en grises se encuentra el de Sun et al. (2006), quienes realizaron un estudio utilizando un sistema radiométrico de imágenes

médicas térmicas (*Spectrum 9000*) con el cual analizaron la temperatura en diferentes puntos de la planta del pie de un total de 94 pacientes, de los cuales, 25 sujetos normales fueron clasificados como el grupo de control y el resto eran pacientes diabéticos. En su metodología propusieron una división de la planta del pie experimental en 6 áreas **Figura 1.1** en las cuales se basaron para realizar las mediciones de su investigación; estas áreas las clasificaron como: hallux (A y G), dedos (B y H), planta del pie (C y I), arco (E y J), suela lateral (K y E) y talón (L y F), estas áreas son las partes más significativas en las que un pie se puede dividir con el objetivo de realizar un análisis más detallado en cada área.

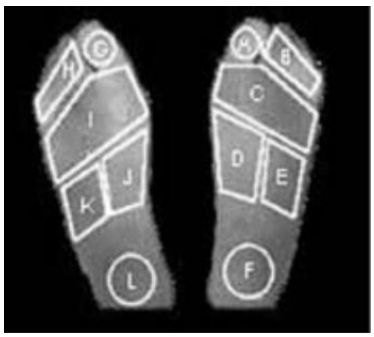


Figura 1.1 Clasificación experimental usada por Sun et al. (2006) para la medición y comparación de temperaturas de la planta de los pies.

Para la evaluación térmica a todos los pacientes se les pidió que permanecieran sentados por un lapso de 15 a 20 minutos (periodo de equilibrio térmico) en un cuarto con temperatura regulada (21 ± 1 °C); después del periodo de equilibrio se les realizó la evaluación térmica en 6 áreas de cada pie, calculando un promedio de las 12 áreas en total para cada paciente y obteniendo una temperatura máxima del total de las 12 áreas (*TR*), para así obtener la temperatura normalizada (*TN*) de cada paciente mediante la ecuación (1):

$$T_N = \frac{\Delta T}{T_R} \qquad \text{(Ec.1)}$$

Otro trabajo desarrollado trabajando niveles de intensidad en grises es el de Kaabouch et al. (2010) quienes desarrollaron un algoritmo genético combinado con el análisis de imágenes térmicas mediante asimetría para la detección temprana de úlceras en el pie. En el estudio usaron una cámara termográfica *FLIR*

A320 para la captura de las imágenes de los pies de los pacientes. El procesamiento de las imágenes se realizó en *Matlab* **Figura 1.2**.

Figura 1.2 Imagen del pie derecho procesada (Kaabouch et al., 2010).

Uno de los trabajos desarrollado con imágenes a color es el de Leal et al. (2010), quienes desarrollaron un Software informático de temperatura normalizada que efectúa un diagnóstico automatizado con el uso de un sistema de reconocimiento de patrones de imágenes de infrarrojo (IR), la geometría digital y de procesamiento de señales, lo que permite el estudio de los casos en lugares distantes a través de la telemedicina. Las imágenes son procesadas en base a lo que el sistema ha aprendido como normal y compara la nueva imagen con la base de datos.

Otro trabajo realizado con niveles de intensidad en grises fue el desarrollado por Vázquez y Morales (2013), quienes propusieron un algoritmo de separación que extrae diferentes áreas de las imágenes térmicas de la planta del pie (extraídas por métodos geométricos) y separa las temperaturas por colores para poder realizar una comparación entre las áreas que se proponen para la detección del pié diabético. Consideran de gran importancia en esta investigación cuatro áreas de la planta del pie, el talón, cabezas metatarsales, dedos y arco como se muestra en la **Figura 1.3**. El método propuesto está basado en el procesamiento digital de imágenes térmicas en niveles de grises para la segmentación.

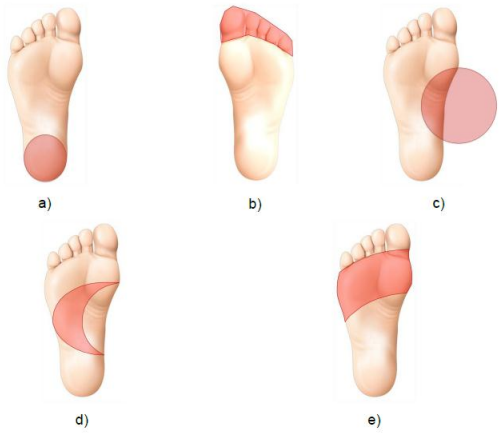


Figura 1.3 Áreas elegidas para segmentar sombreadas, a) talón, b) dedos, c) arco interno, d) arco externo y e) metatarsales (Vázquez y Morales, 2013).

Para este estudió se ocupó una cámara FLIR A-310 con un rango de temperatura de -20°C a 120 °C (precisión del 2%, emisividad=0.98), se tomó la imagen de ambos pies del participante con la paleta *rainbow*, en una escala automática en formato RGB de 640x480. Las imágenes térmicas obtenidas de ambos pies se procesaron en la plataforma Linux con el software de desarrollo *Python 2.7.3*, haciendo uso de la librería *Python Image Library* (PIL).

Otro trabajo es el de Liu et al. (2013), quienes desarrollaron un sistema de vigilancia inteligente de telemedicina para detectar oportunamente pre-signos de ulceración, efectuando exámenes frecuentes en los pies de los pacientes con termografía infrarroja dérmica. La información de este artículo da a conocer las ventajas que tiene el usar la tecnología de sistemas de cámaras de infrarrojos sobre termómetros de infrarrojos dérmicos (medición local) y termografía con cristal líquido (LTC) en la evaluación de la temperatura para prevenir la ulceración en el pie diabético. Sólo el termómetro de infrarrojos dérmico ha sido validado para prevenir la ulceración en el pie diabético, el demérito de esta tecnología es que la temperatura se mide sólo en puntos específicos manualmente, lo que hace que sea subjetiva e imposible conseguir la distribución de la temperatura de todo el pie. Se requiere sin contacto de los pies para evitar presiones y la transmisión de organismos patológicos.

Otro trabajo es el de Peregrina-Barreto et al. (2014), quienes propusieron una metodología que obtiene diferencias cuantitativas de temperatura en la zona plantar del pie diabético para detectar riesgos de ulceración, la cual se basa en el concepto angiosoma **Figura 1.4**, siendo la división por angiosoma en arteria plantar medial (MPA), arteria plantar lateral (LPA), arteria calcánea medial (MCA) y arteria calcánea lateral (LCA), ya que en estas regiones el cambio de temperatura se refleja mejor debido al flujo de sangre. La división de la imagen se realizó de forma manual y la estimación de la temperatura en un angiosoma se calculó mediante la identificación de las presentes regiones de color, que en el mismo tiempo se caracterizaron y se asociaron a un valor de temperatura. Las temperaturas en el interior de las regiones se agruparon en clases de acuerdo a un criterio de similitud de color. El representante es el color dominante de los colores contenidos en el segmento.

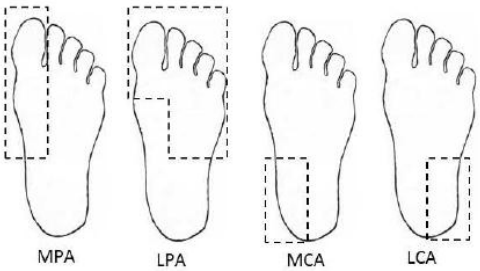


Figura 1.4 División por angiosomas utilizado para el análisis de temperatura (Peregrina-Barreto et al., 2014).

Los trabajos de investigación de Sun et al. (2006), Kaabouch et al. (2010), Vázquez y Morales (2013), Liu et al. (2013) se realizaron con niveles de intensidad en grises, Leal et al. (2010) y Peregrina-Barreto et al. (2014) con niveles de intensidad de color. Sin embargo, al ser realizados con niveles de intensidad no se tiene precisión en el manejo de temperaturas al proponer comportamientos de temperatura que coadyuven en la detección certera de un posible padecimiento en la planta del pie. La metodología usada por Vázquez y Morales (2013) para la extracción de áreas no es la mejor, pues se efectúa de forma manual y no existe segmentación, debido a que las áreas relacionadas con los metatarsales y los dedos quedan traslapadas, por lo que este método puede ser mejorado. En el

trabajo de Peregrina-Barreto et al. (2014), la división de la imagen por regiones de interés se realizó de forma manual, y la estimación de temperatura en un angiosoma se calculó mediante la identificación de las presentes regiones de color asignadas. Los resultados de temperatura se analizaron con métodos estadísticos, pero no se realizan umbralización y clasificación.

Debido a que la mayoría de trabajos realizados en diversas áreas para la detección de puntos críticos a partir de imágenes IR, se han llevado a cabo en base a niveles de intensidad. En este trabajo se desarrolla una metodología para la detección de puntos críticos en la planta del pie, donde esta metodología plantea utilizar la matriz de temperatura de una imagen IR para generar una segmentación automática de las regiones de puntos críticos que coadyuve a la detección de posibles padecimientos, con lo que se logrará obtener una mejora aceptable en la precisión al detectar puntos críticos y aumentar la fiabilidad, respecto a que si solo se utilizara la imagen termográfica en niveles de intensidad.

1.2. Hipótesis y objetivos

1.2.1. Hipótesis General

Proponiendo una segmentación automática con información del espectro infrarrojo, es posible segmentar el pie en regiones para analizar la radiación térmica y establecer de manera confiable los gradientes térmicos en la planta del pie.

1.2.2. Objetivo General

Desarrollar e implementar un Sistema de visión artificial utilizando información del espectro infrarrojo, para realizar una segmentación automática en regiones de la planta del pie, que permita detectar puntos críticos en la zona segmentada y coadyuvar en una detección temprana de posibles riesgos de ulceración de la planta de los pies.

1.2.3. Objetivos Particulares

- Establecer las condiciones de puntos críticos (puntos calientes) en la planta del pie para fijar un patrón de medición.

- Establecer un método para relacionar la temperatura del pie, matriz de temperaturas (real), con un nivel de gris de la imagen digital.

- Desarrollar un método de segmentación automática utilizando la teoría de procesamiento de imágenes que permita detectar puntos críticos en la planta del pie.

- Desarrollar una interfaz para analizar y segmentar de manera automática imágenes de temperatura de las plantas de los pies.

- Implementar el Sistema de visión artificial con diferentes imágenes de temperatura de las plantas de los pies para comprobar la eficiencia del sistema.

1.3. Descripción del problema

La segmentación automática en medicina es compleja debido a problemas inevitables en la información de la misma imagen como son la presencia de ruido, el traslape entre valores de intensidades debido a valores de intensidades similares entre zonas de una lesión y zonas que contienen nervios, otro problema es la resolución limitada en la adquisición o la presencia de objetos. Los métodos para llevar a cabo las segmentaciones varían ampliamente dependiendo del tipo de la imagen, la aplicación y otros factores, actualmente no existe un método de segmentación que alcance resultados aceptables para todo tipo de imagen médica. Sin embargo, los métodos que son especializados para aplicaciones particulares pueden obtener mejores resultados tomando en cuenta conocimientos previos a cierto tipo de padecimiento.

La segmentación automática es una de las tareas más difíciles del procesamiento de imágenes, esta etapa determina el eventual éxito o fracaso del análisis, de hecho rara vez llega a alcanzar una solución satisfactoria, se debe buscar un método alternativo de comprobación para la verificación de los resultados. Un considerable número de trabajos de investigación se centran en este problema (La Serna et al., 2009).

1.4. Justificación

La termografía presenta algunas ventajas sobre técnicas convencionales como ser no invasiva al momento de la captura, la velocidad y simpleza del proceso de adquisición de la imagen y el bajo costo de su utilización comparado con otras tecnologías de imágenes (Massa et al., 2011). Los algoritmos para extracción de información a partir de imágenes son conocidos como algoritmos de segmentación de imágenes y juegan un papel importante en numerosas aplicaciones biomédicas en procesamiento de imágenes como ya se había mencionado antes, por lo que dentro del campo del procesamiento de imágenes médicas es necesario desarrollar métodos automáticos de segmentación, que eviten los procedimientos manuales. Los métodos manuales presentan dificultades como, el considerable esfuerzo de tiempo que obligan y el error experimental que se podría propiciar. La repetitividad y rapidez de una segmentación automática es especialmente útil en estudios médicos que presentan un conjunto de datos grande para su análisis, lo que para una segmentación manual resultaría difícil.

Por lo que al ver la gran cantidad de aplicaciones en la que se utiliza la termografía, las ventajas que conlleva esta así como una segmentación automática, es que surge la propuesta de esta investigación del desarrollar un método de segmentación automático que otorgue precisión y fiabilidad y genere un aporte extra que ayude al especialista en el diagnóstico temprano del riesgo de padecer alguna ulceración en la planta del pie, de manera tal que el caso se pueda canalizar oportunamente con los especialistas en el área.

CAPÍTULO 2

II. REVISIÓN DE LITERATURA

En esta sección se presenta de forma general la evolución histórica de la termografía, definición de termografía de infrarrojos, espectro luminoso, cuerpo negro, emisividad, definición de la diabetes y el pié diabético, como puede ayudar la termografía a la detección temprana del pie diabético, principales técnicas térmicas de evaluación del pie diabético y productos comerciales que hay en la actualidad, definición de visión artificial, procesamiento de imágenes digitales, segmentación.

2.1. Estado del arte

El astrónomo Sir Frederick William Herschel descubrió la existencia de la radiación infrarroja en 1800. Su curiosidad por la diferencia térmica entre los distintos colores de la luz le llevó a dirigir la luz solar a través de un prisma de cristal para crear un espectro y, a continuación, midió la temperatura de cada color. Descubrió que dichas temperaturas crecían en progresión desde la parte del violeta hacia la del rojo. Tras revelar este patrón, Herschel midió la temperatura del punto inmediatamente más allá de la porción roja del espectro, en una región sin luz solar visible. Y, para su sorpresa, encontró que esa región era la que mostraba la temperatura más alta (FLIR, 2011).

La primera cámara térmica fue desarrollada en Suecia en 1958 para aplicaciones militares por una empresa llamada AGA, denominada actualmente FLIR Systems. La primera cámara de infrarrojos destinada en aplicaciones comerciales se desarrolló en 1965, la cual se utilizó para inspeccionar líneas de alta tensión. Hasta 1973 se introdujo la primera cámara de infrarrojos "portátil" que funcionaba con batería. Aunque se denominó "portátil", este sistema aún era muy voluminoso debido a que la tecnología utilizada en aquel momento requería llenar la cámara de nitrógeno líquido para refrigerar el detector de infrarrojos integrado

en el sistema. En 1985 FLIR Systems consiguió introducir el primer sistema que no requería nitrógeno líquido para refrigerar el detector. En su lugar, se integró un refrigerador criogénico. Hubo que esperar hasta 1997 para comercializar una cámara térmica con un detector no refrigerado, denominado microbolómetro (FLIR, 2007).

La termografía experimentó su mayor desarrollo tras la segunda guerra mundial, con el impuso de las investigaciones militares que llevaban a cabo en el ejército de EEUU en la segunda mitad del siglo XX. El primer termograma aplicado a la medicina fue publicado por Lawson en 1956, en un estudio sobre detección de cáncer de pecho, y en 1971 la Sociedad Europea de Termografía celebró su primer congreso. La termografía aplicada a la medicina humana viene siendo aplicada durante los últimos 20 años en Estados Unidos, Europa y Asia. En estos años se han desarrollado los cambios más notables en el estudio de la termografía, centrándose especialmente en la estandarización de la técnica y los protocolos clínicos para su uso en el ámbito de la medicina. Hasta ahora los altos costos de estos equipos había evitado su viabilidad y uso extensivo, pero con los últimos avances en la tecnología de infrarrojos estos costos han disminuido significativamente, al día de hoy el costo de una cámara termográfica es muy inferior a lo que era hace 5 años (Ring & Ammer, 2012).

2.2. Espectro luminoso

Se denomina espectro luminoso o solar a la banda matizada de los colores del arco iris, que resulta de la descomposición de la luz blanca a través de un prisma o de otro cuerpo refractor. Cuando la luz blanca atraviesa un prisma transparente, las desviaciones que experimentan las distintas radiaciones que la forman están en función de sus longitudes de onda, por lo que al recoger sobre una pantalla la luz refractada por el prisma, se muestra el espectro luminoso. Dicho espectro está formado por la sucesión de las diferentes radiaciones que forman la luz blanca y que han sufrido distintas desviaciones, y en los colores se

suceden, de menor a mayor desviación, en el siguiente orden: rojo, anaranjado, amarillo, verde, azul, añil y violeta. Las radiaciones infrarrojas y ultravioletas aparecen en el espectro luminoso pero no son visibles (Jaramillo, 2003).

El conjunto de radiaciones electromagnéticas que componen la luz (tanto visible como no visible) constituye el llamado espectro electromagnético de la luz.

2.3. Termografía de infrarrojos

El espectro electromagnético está compuesto por el conjunto de radiaciones electromagnéticas visibles como no visible. La radiación infrarroja aparece en el espectro electromagnético no visible **Figura 2.5** (Jaramillo, 2003).

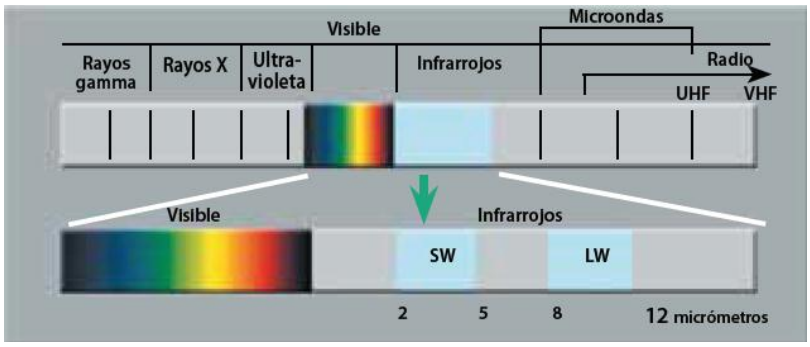


Figura 2.5 Espectro electromagnético (FLIR, 2011).

El calor o la radiación térmica es la fuente principal de radiación de infrarrojos, por lo que, cuanto más caliente es un objeto más radiación de infrarrojos emite. La termografía de infrarrojos es el arte de transformar una imagen de infrarrojos en una imagen radiométrica que permita leer sus valores de temperatura, así, cada píxel de una imagen radiométrica es, de hecho, una medición de temperatura (FLIR, 2011). En medicina, el termograma es la imagen que refleja los valores de temperatura corporal **Figura 2.6**, e ilustra un dibujo de la temperatura de las áreas de estudio que pueden ser analizados de dos formas cualitativa y cuantitativamente (Salazar, 2013). Cualitativamente, donde se toman valores relativos de temperatura de un punto caliente con respecto a otras partes de un objeto, con factores ambientales normales. Este tipo de medición se utiliza

ampliamente en la mayoría de aplicaciones industriales, eléctricas, medicina, entre otras. Cuantitativamente, en la cual se toma el valor exacto de temperatura del objeto. Este método no era muy usual durante la inspección térmica ya que la precisión se veía afectada por factores ambientales, para este trabajo de aplicación médica estos factores serán controlados. Por lo tanto, la medición cuantitativa se adoptará para analizar los valores de temperatura capturados mediante una cámara infrarroja. Para ambos métodos el objetivo es analizar anomalías de temperaturas altas.

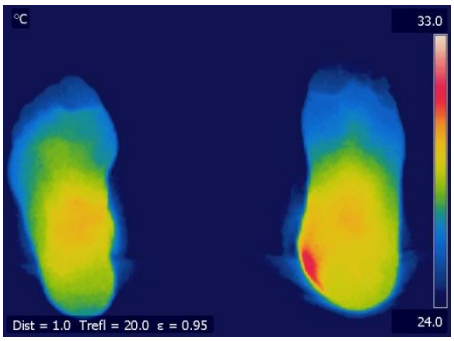


Figura 2.6 Imagen termográfica de la planta de los pies.

2.4. Cuerpo negro

El nombre de cuerpo negro obedece al hecho de que es un cuerpo que absorbe perfectamente toda la radicación que incide sobre él. Kirchhoff sostuvo que un cuerpo que absorbe perfectamente energía electromagnética es un cuerpo que también puede emitir energía electromagnética, por lo tanto un cuerpo negro es aquel que absorbe toda la radiación que le llega a todas las longitudes de onda y la radiación que él emite es sólo función de la temperatura y de la frecuencia de la onda.

De acuerdo a la teoría de la radiación térmica, un cuerpo negro se considera como un objeto hipotético que absorbe toda la radiación incidente y emite un espectro continuo de acuerdo a la ley de Planck (Lahiri et al., 2012).

Max Planck fue quien propuso un modelo según el cual, para cada uno de los osciladores elementales que componen la materia, su energía es proporcional a su frecuencia *n*, siendo ésta un múltiplo entero de la cantidad *hv*, donde *h* es conocida como la constante de Planck (6.626 10^{-34} J.s). Planck obtuvo la fórmula que proporcionaba correctamente la distribución de la energía radiante en función de la longitud de onda.

La fórmula de Planck para radiancia espectral L^0_λ de un cuerpo negro viene dada por:

$$L^0_\lambda = \frac{2hv^{-3}c^{-2}}{[exp(\frac{hv}{kT}-1)]} \qquad \text{(Ec.2)}$$

Donde *k* es la constante de Stefan-Boltzmann (1.38 10^{-23} JK^{-1}), *c* es la velocidad de la luz (2.9979 10^8 m s^{-1}), *T* es la temperatura absoluta del cuerpo negro en *K*.

La fórmula de Planck expresada en términos de longitud de onda (*λ*).

$$L^0_\lambda = \frac{C_1\lambda^{-5}}{exp(\frac{C_2}{\lambda T}-1)} \qquad \text{(Ec.3)}$$

Donde $C_1=2hc^2 = 1.91\ 10^{-16}\ Wm^2sr^{-1}$ y $C_2=(hc/k) = 1.438\ 10^{-2}\ mK$, estando λ expresada en metros (Sobrino, 2000).

2.5. Emisividad

Es una cantidad adimensional definida como el cociente entre la radiación emitida por la fuente real con respecto a la emitida por un cuerpo negro a la misma temperatura, la emisividad es un número comprendido entre 0 y 1, siendo este el máximo valor que solo lo puede tener un cuerpo negro. Se define a proporción de la radiación reflejada por la superficie del objeto, la transmisividad y la emisividad, estas tres sumadas dan la unidad como se define en la siguiente ecuación:

$$\tau + \varepsilon + \rho = 1 \qquad \text{(Ec.4)}$$

Donde τ es la transmisividad, ε es la emisividad y ρ la reflexión, la transmisividad es una cantidad pequeña y difícil de medir por lo cual se desprecia su valor (Boreman, 1999).

La emisividad de la piel humana es muy alta, y más o menos constante en 0.98, entre longitudes de onda de 2 a 14 μm, y se comporta como un cuerpo negro en esta región del espectro de la luz visible. El gradiente de temperatura de la superficie del cuerpo oscila entre los 0.2 y 0.5 °C/mm y se eleva cuando hay alteraciones en el organismo como inflamaciones o tumores. Los sistemas bolométricos y detectores que hay en las cámaras termográficas son necesarios para detectar la radiación de la longitud de onda emitida por la piel humana, ya que esta es muy baja (Jones, 1998).

2.6. Cámara termográfica y sus principios de operación

Las cámaras termográficas se han convertido en sistemas compactos con el aspecto de una cámara de vídeo o de fotos digitales, son fáciles de usar y producen imágenes nítidas de alta resolución en tiempo real. Una cámara termográfica es un fiable instrumento a distancia capaz de analizar y visualizar la distribución de temperatura de superficies completas con rapidez y precisión, permitiendo descubrir puntos calientes ya sea en instalaciones eléctricas, mecánicas o en el cuerpo humano, pudiendo llevar a cabo una medida preventiva.

La energía de infrarrojos (A) que irradia un objeto se enfoca con el sistema óptico (B) sobre un detector de infrarrojos (C). El detector envía los datos al sensor electrónico (D) para procesar la imagen. Y el sensor traduce los datos en una imagen (E), compatible con el visor, visualizable en un monitor de vídeo estándar **Figura 2.7** o una pantalla LCD (FLIR, 2011).

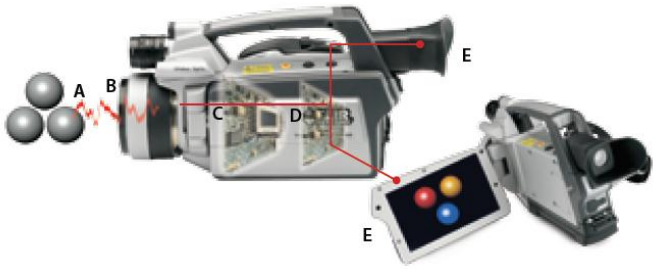


Figura 2.7 Funcionamiento de la cámara de infrarrojos (FLIR, 2011).

En el campo de la medicina se realizan experimentos con cámaras termográficas, esperando poder localizar inflamaciones y otras anomalías que aumenten la temperatura local de la zona del cuerpo a investigar y hacerlas claramente visibles al paciente (PCE, 2004).

Las cámaras termográficas han sufrido una gran evolución durante los últimos 50 años **Figura 2.8** y pueden medir con mucha exactitud el rango de la temperatura corporal, siendo este un método único por su capacidad para mostrar procesos fisiológicos y metabólicos, como por ejemplo: La sensación de dolor, más que detalles puramente anatómicos, al revelar el efecto combinado del sistema nervioso autónomo y el sistema vascular sobre la temperatura (PCE, 2004).

Figura 2.8 Cámaras termográficas modernas, pequeñas, ligeras y fáciles de usar (FLIR, 2011).

2.7. Punto crítico

Los puntos calientes o críticos en la planta de los pies, son puntos que están bajo presión que pueden conducir a la descomposición del tejido ocasionando lesiones como heridas o ampollas en la piel de la planta de los pies

Figura 2.9, estas lesiones pueden llevar a úlceras y conducir a infecciones más graves, en el peor de los casos la amputación. Tejido lesionado que se inflama conduce a un aumento de la temperatura (punto caliente). Antes de que el tejido se rompa, se calienta.

Figura 2.9 Representación de un punto crítico o caliente en la planta del pie (FAIRVIEW, 2015).

2.8. Angiosoma

La teoría del angiosoma explica las variaciones que existen en los aportes de sangre arterial a la piel y estructuras adyacentes entre las diferentes regiones del cuerpo, permite mapear los territorios vasculares para planificar las incisiones y los colgajos, y proporciona la base para interpretar muchos procesos fisiológicos y patológicos (Fernández-Samos, 2012).

(Attinger et al., 2006) dividieron el pie en seis angiosomas **Figura 2.10**, con el fin de evaluar su vascularización y por primera vez plantear las implicaciones de este concepto con la isquemia crítica y con el salvamiento de la extremidad.

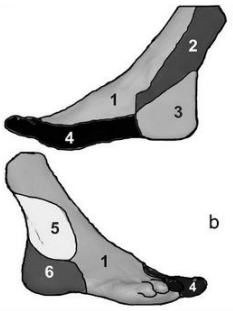


Figura 2.10 Modelo de angiosoma. Tibial anterior:(1) dorso de pie. Tibial posterior: (2) zona medial de tobillo. (3) zona medial de talón. Peronea:(5) cara antero lateral de tobillo. (6) planta lateral del talón. (Attinger et al., 2006).

Los angiosomas del pie son continuación natural y final de los angiosomas de la pierna. La arteria tibial posterior irriga la zona plantar de los dedos, la planta del pie y la cara interna del tobillo y el talón a través de sus ramas calcánea, plantar medial y plantar lateral **Figura 2.11**.

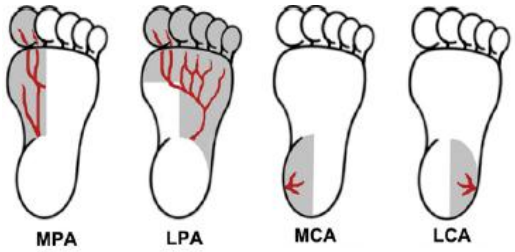


Figura 2.11 Angiosomas sugeridos para el análisis de temperatura: Arteria plantar medial (MPA), arteria plantar lateral (LPA), arteria calcánea medial (MCA) y arteria calcánea lateral (LCA) (Attinder et al., 2006).

2.9. Diabetes y pié diabético

La diabetes es una enfermedad crónica que aparece cuando el páncreas no produce insulina suficiente o cuando el organismo no utiliza eficazmente la insulina que produce. La insulina es una hormona que regula el azúcar en la sangre. El efecto de la diabetes no controlada es la hiperglucemia (aumento del azúcar en la sangre). Cuando los niveles de glucosa en sangre se mantienen elevados por un tiempo considerable, se afectan órganos como el corazón, los riñones, los ojos y especialmente los nervios y los vasos sanguíneos *(World Health Organization, 2012).*

Entre el 60% y el 70% de las personas con diabetes tiene un tipo de daño en el sistema nervioso de leve a grave, este daño es llamado neuropatía diabética. Los resultados de la neuropatía diabética incluyen una falta de sensibilidad o dolor en los pies o manos, una digestión más lenta de los alimentos en el estómago, y otros problemas de los nervios como ardor en la planta de los pies. Puesto que la diabetes hace que las heridas sanen con más dificultad, es importante que en primer lugar se prevengan las lesiones en los mismos. Las formas graves de

enfermedad en los nervios como consecuencia de la diabetes son una de las causas principales de amputaciones en las extremidades inferiores **Figura 2.12**.

Figura 2.12 Ulceraciones y amputación de dedos del pie en sujetos con pie diabético (Instituto Avanzado de pie diabético, 2012).

2.10. Temperatura del pie y asimetría de temperatura en plantares

La temperatura de la planta del pie de sujetos sanos se encuentra entre 27°C y 30°C, la temperatura de la planta del pie de sujetos con diabetes y neuropatía diabética es significativamente mayor a 30°C (Sun et al., 2006), (Armstrong et al., 2008), (Bagavathiappan et al., 2010) y (Lahiri et al., 2012). Branemark et al., afirmó que los pacientes diabéticos presentan temperaturas anormales en pies y manos. Bagavathiappan et al., reportó que en sujetos con diabetes mellitus con trastorno vascular, la temperatura de regiones afectadas es mayor que en las regiones no afectadas. El criterio de asimetría de temperatura que ha sido clínicamente validado para determinar anomalías en el pie diabético y el más utilizado en investigaciones es: Si la diferencia de temperatura de la zona o región afectada entre el pie izquierdo y el derecho es mayor a 2.2%, existe un alto riesgo de infección o ulceración en el pie diabético (Liu et al., 2013).

2.11. Técnicas de evaluación

El estudio de patrones térmicos de la planta del pie es especialmente útil en el tratamiento clínico del pie diabético. Las altas temperaturas de la planta del pie diabético aunado con la reducción o perdida de sensibilidad puede ser signo de ulceración del pie (Benbow et al., 1994). La combinación entre las técnicas usadas para diagnóstico del pie diabético con técnicas de medición térmicas probablemente mejore la calidad y facilite la detección y control de problemas del pie diabético. Las técnicas termológicas se pueden usar para complementar las mediciones tradicionales generando datos cuantitativos y cualitativos y pueden ser clasificadas como se muestra a continuación: (Bharara et al., 2006).

- Termometría por contacto eléctrico.

Esta técnica se usa transductores para medir la temperatura de la superficie en contacto, estos son generalmente termistores o resistencias semiconductoras. Algunas de las desventajas que tiene este método son el tiempo de respuesta y calibración del transductor, además de los efectos que tenga este sobre el objeto a analizar. Una presión excesiva sobre la superficie a analizar podría alterar la microcirculación y por ende la temperatura de la superficie (Bharara et al., 2006).

- Discriminación de umbral de la temperatura cutánea.

Técnica que mide la disfunción de las fibras nerviosas en pacientes diabéticos, basada en la evaluación subjetiva del paciente considerando su respuesta a estímulos de frío o de calor. Usada para el diagnóstico temprano de polineuropatía en pacientes diabéticos (Bharara et al., 2006).

- Termometría infrarroja.

Técnica que mide la superficie la cual se desea analizar mediante termómetros infrarrojos (Bharara et al., 2006).

- Termografía infrarroja.

La termografía infrarroja o termografía *IR* es una técnica de medición de temperatura en tiempo real usada para producir una visualización en color o escala de grises de la energía térmica emitida por el objeto analizado a una temperatura mayor al cero absoluto (Bharara et al., 2006).

Un dispositivo de exploración infrarroja se utiliza para convertir la radiación infrarroja emitida desde la superficie de la piel en una imagen termográfica o termograma. El espectro de colores indica el aumento o disminución de la cantidad de radiación infrarroja que se emite desde la superficie del cuerpo. Puesto que existe un alto grado de simetría térmica en el cuerpo, la temperatura anormal y antisimétrica puede ser detectada fácilmente. El mayor valor clínico de la termografía es su alta sensibilidad a la patología en los sistemas vasculares, musculares, nerviosos, óseos y como tal puede contribuir al diagnóstico efectuado por el médico (Salazar, 2012).

- Cristal Líquido Termográfico (LCT, Liquid Cristal Thermography).

Técnica de análisis de temperatura que a través del contacto de la superficie a analizar con el cristal líquido termográfico, este provee una respuesta, es decir, una diferente coloración proporcional a la temperatura de la superficie en contacto. Una presión excesiva sobre la superficie analizada podría alterar la microcirculación y por ende la temperatura de la superficie en contacto se vería afectada (Bharara et al., 2006).

2.12. Visión artificial

La visión humana dispone de una extraordinaria capacidad sensorial que puede ser simulada, pero no igualada por equipos de visión artificial. Los ojos reciben luz que les llega de forma directa, de forma refractada o de forma reflejada. Es el cerebro el que se encarga de interpretar estas señales, y de reconocer lo que se está viendo. En un sistema de visión artificial, la cámara

sustituye al ojo humano, mientras que el sistema informático se encarga de hacer lo propio del cerebro. De esta forma, se trata de reconocer imágenes que previamente han sido parametrizadas de diversas formas en el sistema. Éste debe ser capaz de verificar la presencia o ausencia de objetos, medir sus dimensiones físicas y reconocerlos. En el ojo humano se forma una imagen analógica del objeto, mientras que un sistema de visión artificial se forma una imagen digital a través de bits discretos de datos. El ojo humano usa un sistema de proceso en paralelo para formar la imagen, mientras que en un sistema de visión artificial la imagen se forma de modo secuencial, es decir, un bit cada vez (Monsó, 1994).

2.13. Procesamiento de imágenes digitales

El procesamiento de imágenes digitales nace en el momento en que se dispone de recursos tecnológicos para captar y manipular grandes cantidades de información espacial en forma de matrices de valores. Esta distinción sitúa al procesamiento de imágenes digitales como una tecnología asociada a las ciencias de la computación y, por tanto, como una proyección del término visión artificial, dentro del ámbito de la inteligencia artificial (Esqueda et al., 2005).

Algunas de las tareas fundamentales del procesamiento digital de imágenes son: 1) Mejoramiento de una imagen digital con fines interpretativos, y 2) Toma de decisiones de manera automática de acuerdo al contenido de la imagen digital

Etapas necesarias que se deben seguir para realizar el procesamiento de Imágenes.

1. El proceso se inicia con la etapa de adquisición de imágenes, en donde se requiere de un sensor de imágenes, cuyas señales producidas deben ser digitalizadas.
2. La siguiente etapa es el pre-procesamiento, que se realiza con el fin de detectar y eliminar las fallas que puedan existir en la imagen para mejorarla.

Las técnicas más utilizadas en esta etapa son: a) mejora del contraste, b) eliminar el ruido, y c) restauración.

3. La siguiente etapa es la segmentación, donde la imagen se divide en sus partes constituyentes u objetos con el fin de separar las partes necesarias de procesamiento del resto de la imagen que no interesan de acuerdo a la aplicación que se quiera dar. Las técnicas básicas en esta etapa son aquellas orientadas a: a) el píxel, b) a los bordes, y c) a las regiones. Sin embargo, las técnicas no son excluyentes sino que se combinan de acuerdo del tipo de aplicación.
4. La descripción o extracción de características, consiste en extraer características con alguna información cuantitativa de interés o que sean fundamentales para diferenciar una clase de objetos de otra. Luego la etapa de reconocimiento es el proceso que asigna una etiqueta a un objeto basándose en la información proporcionada por sus descriptores. La interpretación implica asignar significado a un conjunto de objetos reconocidos.
5. La etapa base de conocimiento, que va almacenar el dominio del problema para guiar la operación de cada módulo de procesamiento, también controla la interacción entre dichos módulos (La Serna et al., 2009).

2.14. Segmentación

La segmentación de imágenes se define como la partición de una imagen en regiones constituyentes no solapadas, las cuales son homogéneas con respecto a alguna característica como una intensidad o una textura. Si el dominio de la imagen está dado por *I*, entonces el problema de segmentación consiste en determinar el conjunto $S_k \subset I$ cuya unión es la imagen *I* completa. Por lo tanto, el conjunto que conforma la segmentación debe satisfacer:

$$I = \bigcup_{k=1}^{K} S_k \qquad \text{(Ec.5)}$$

Donde $S_k \cap S_j = \emptyset$ para $k \neq j$, y cada S_k está conectado. Idealmente, un método de segmentación encuentra aquellos conjuntos que corresponden a distintas estructuras o regiones anatómicas de interés en la imagen.

Al eliminar la restricción de que las regiones estén conectadas, determinar los conjuntos S_k es llamado clasificación de píxel y a los conjuntos se les llama clases. La clasificación de pixeles frecuentemente es un objetivo deseable en el tratamiento de imágenes médicas, particularmente cuando se necesita clasificar regiones desconectadas que pertenecen al mismo tejido. La determinación del número de clases *k* en la clasificación de pixeles puede ser un problema complejo, por lo que generalmente se asume conocida, basado en conocimientos previos de la anatomía que se está tomando en consideración.

Los métodos para llevar a cabo las segmentaciones varían ampliamente dependiendo de la aplicación específica, tipo de la imagen y otros factores, los métodos que son especializados para aplicaciones particulares pueden obtener mejores resultados tomando en cuenta conocimiento a priori (Coto, 2003). Innumerables métodos de segmentación de imágenes digitales han sido creados basados en diferentes ramas de las matemáticas, ninguno de estos en la actualidad resuelve el problema de manera global, sino que presentan sus ventajas y desventajas según el uso que se les dé (Lorca et. al, 2010).

2.15. Umbralización

La umbralización de imágenes es uno de los métodos que abarca la segmentación de imágenes digitales. Muchas de las técnicas de umbralización están basadas en la información estadística que brinda el histograma. Un histograma permite ver la frecuencia relativa de aparición de cada nivel de intensidad luminosa de una imagen. Las técnicas de umbralización buscan obtener un valor *T* de umbral que permita binarizar a la imagen separando adecuadamente el fondo y el objeto **Figura 2.13**. Si el histograma de una imagen

posee dos picos es posible separar dos regiones, siendo el umbral aquel valor que se encuentra en el valle entre ambas (Cattaneo et. al, 2011).

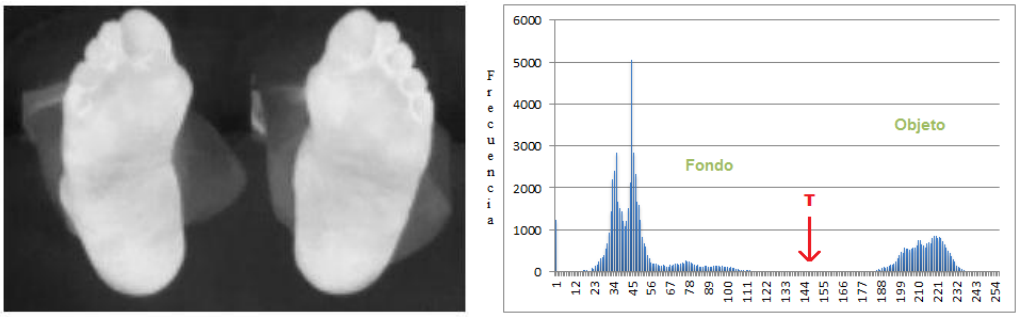


Figura 2.13 Histograma de imagen en niveles de gris.

Cuando la imagen tiene más de dos niveles de grises predominantes, un subconjunto de ellos determina el área de interés, y el complementario las estructuras adyacentes. La mayoría de algoritmos de segmentación presentan buenos resultados en imágenes del primer tipo (Martínez et. al, 2013).

A continuación se abordan métodos de segmentación basados en una umbralización automática.

2.15.1 Método Otsu

El método Otsu (Sanchez y Ponomaryov, 2010) maximiza la varianza entre clases, el objetivo es encontrar el valor de umbral en el que la suma de los pixeles del objeto y los del fondo de la imagen están en su valor mínimo.

Para este método primeramente se obtiene el histograma de la imagen, denotando los componentes del histograma como pi, donde *i=0,1,2,…, L-1,* y para *k=0,1,2,…,L-1:*

Se calculan las sumas acumulativas *P(k)*, mediante la siguiente ecuación:

$$P_1(k) = \sum_{i=0}^{k} p_i \qquad \text{(Ec.6)}$$

Se calculan las medias acumulativas *m(k),* usando:

$$m(k) = \sum_{i=0}^{k} ip_i \qquad \text{(Ec.7)}$$

Se calcula la media global de la intensidad m_G, obtenido por:

$$m_G = \sum_{i=0}^{L-1} ip_i \qquad \text{(Ec.8)}$$

Se calcula la varianza entre clases $\sigma^2_B(k)$, dada por:

$$\sigma_B^2(k) = \frac{[m_G P_1(k) - m(k)]^2}{P_1(k)[1 - P_1(k)]} \qquad \text{(Ec.9)}$$

Se obtiene el umbral Otsu, *k**, como un valor de *k* para el cual la varianza es máxima. Si el valor máximo no es único, *k** se obtiene al promediarlos.

2.15.2 Método Kapur

Kapur (Cattaneo et al., 2011) separa en dos distribuciones de probabilidad una para el objeto y otra para el fondo. Luego maximiza el total de la entropía de la imagen particionada para obtener un umbral óptimo.

Se calcula la probabilidad de los elementos, de la forma:

$$p(g) = \frac{p_g}{P_t} \; g = 0, 1, \dots, 255 \qquad \text{(Ec.10)}$$

Se calculan las entropías del objeto y del fondo, obtenidas como:

$$H_f(t) = -\sum_{g=0}^{t} \frac{p(g)}{P_t} . log \frac{p(g)}{P_t} \qquad \text{(Ec.11)}$$

$$H_b(t) = -\sum_{g=t+1}^{255} \frac{p(g)}{P_t} . log \frac{p(g)}{P_t} \qquad \text{(Ec.12)}$$

El máximo de la función *H* será el valor de umbral que optimiza la separación entre el fondo y el objeto, definido como:

$$H = H_f(t) + H_b(t) \quad \text{(Ec.13)}$$

$$T^* = Max\{H(t)\} \quad \text{(Ec.14)}$$

2.15.3 Método Kittler e Illingworth: Umbral de error mínimo

El método Kittler e Illingworth (Cattaneo et al., 2011) considera al histograma como una estimación de una función de densidad de probabilidad *p(g),* la cual es una mezcla de las distribuciones correspondientes al objeto y al fondo, donde estas tienen una distribución normal con media y desviación estándar.

Inicialmente se calculan las funciones de densidad de probabilidad de la forma:

$$p_f(t) = \frac{1}{\sigma_f\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(t-\mu_f)^2}{2\sigma_f^2}} \quad \text{(Ec.15)}$$

$$p_b(t) = \frac{1}{\sigma_b\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(t-\mu_b)^2}{2\sigma_b^2}} \quad \text{(Ec.16)}$$

Se calcula la función densidad de probabilidad del histograma, como:

$$p(t) = P_f(t).p_f(t) + P_b(t).p_b(t) \quad \text{(Ec.17)}$$

El error mínimo se alcanza cuando seleccionamos como umbral al valor para el cual:

$$P_f(t).p_f(t) = P_b(t).p_b(t) \quad \text{(Ec.18)}$$

Aplicando logaritmo en ambos miembros, resolviendo las ecuaciones y sustituyendo los valores de μ_f,μ_b,σ^2_f,σ^2_b :

$$\mu_f(t) = \sum_{g=1}^{t} g\frac{p(g)}{P_f(T)} \quad \text{(Ec.19)}$$

$$\mu_b(t) = \sum_{g=t+1}^{255} g \frac{p(g)}{P_b(T)} \quad \text{(Ec.20)}$$

$$\sigma_f^2(t) = \sum_{g=1}^{t} \left(g - \mu_f\right)^2 . p(g) \quad \text{(Ec.21)}$$

$$\sigma_b^2(t) = \sum_{g=t+1}^{255} (g - \mu_b)^2 . p(g) \quad \text{(Ec.22)}$$

Por último se define una función criterio, la cual busca el valor de error mínimo, dada por las ecuaciones:

$$J(t) = 1 + 2\left(P_f(t) log\sigma_f(t) + P_b . log\sigma_b(t)\right) - 2(P_f(t) log P_f(t) + P_b . log P_b(t)) \quad \text{(Ec.23)}$$

$$T^* = Min\{J(t)\} \quad \text{(Ec.24)}$$

2.15.4 Método Hamadani

La importancia del método Hamadani radica en que es automático, esto es, no necesita información previa de la imagen, ni supervisión humana antes de su procesamiento. Hamadani es un método estadístico de primer orden. Los métodos estadísticos de primer orden involucran pixeles simples, y se definen sobre un histograma, siendo el histograma una herramienta asociada a la característica color de una imagen, permitiendo obtener la distribución de los niveles de color de esta, también pueden ser útiles para identificación de características u objetos visuales en una imagen y son ampliamente utilizados tanto para rasgos globales como locales (Palomino, 2010). El método Hamadani se aborda a detalle en la sección de metodología.

CAPÍTULO 3

III. METODOLOGÍA

La **Figura 3.14** muestra los bloques que integran la metodología propuesta en este trabajo. En la primera etapa se efectúa la adquisición de la imagen infrarroja (IR) mediante la cámara FLIR A-310. En la segunda etapa se realiza el pre-procesamiento de la imagen adquirida, la imagen IR se convierte en una imagen en niveles de grises y se realiza una primera segmentación automática para separar la zona de interés. En la tercera etapa a partir de la imagen segmentada en escala de grises, se calcula la matriz de temperatura y en base a esta matriz se efectúa una segunda segmentación automática, para en la cuarta etapa detectar puntos críticos en la planta de los pies a partir de las temperaturas. En la quinta etapa se divide por angiosomas los puntos críticos detectados. En la sexta etapa se realizan los cálculos de parámetros de interés por angiosoma y se analizan los datos para finalmente en la séptima etapa mostrar los resultados obtenidos en la interfaz de usuario del Sistema de visión artificial.

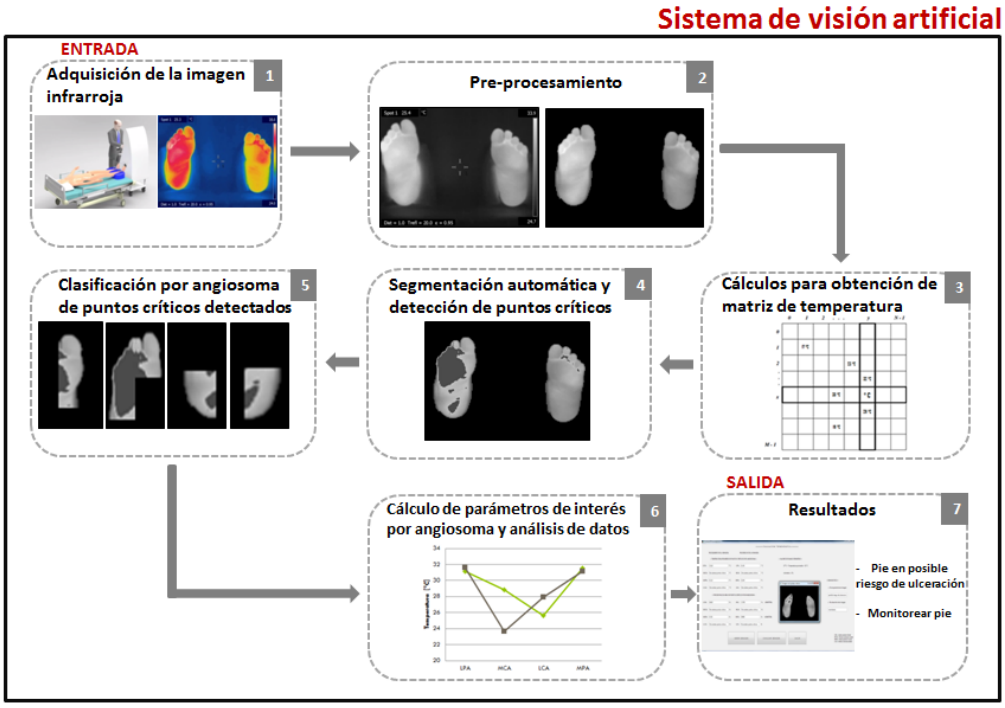


Figura 3.14 Diagrama a bloques general de la metodología para segmentación automática y detección de puntos críticos en la planta del pie.

3.1. Calibración de la cámara termográfica

Existen dos formas de tomar una medición de temperatura, la primera es cualitativamente, donde se toma una relación de valores de temperatura relativos de un punto caliente del objeto en interés con respecto a otras partes del mismo objeto. La segunda forma es cuantitativamente, en el cual se toman valores exactos de temperatura del objeto de interés, para trabajar con temperaturas y no con valores relativos, la exactitud de estos valores pueden ser afectados por los factores ambientales (Ying y Leehter, 2009). Sin embargo, para este trabajo de aplicación médica, estos factores son controlados para trabajar bajo los mismos criterios. Para realizar la adquisición de una imagen infrarroja, la cámara FLIR A-310 es calibrada previamente de acuerdo a las condiciones ambientales en las que operara, configurando los parámetros de emisividad, temperatura ambiente, temperatura reflejada, humedad relativa y distancia a la cual se coloca la cámara termográfica.

3.1.1 Adquisición de la imagen infrarroja

Las imágenes utilizadas en este trabajo de investigación, se obtuvieron de una base de datos de imágenes termográficas de pacientes que padecen diabetes mellitus tipo 2, sin presencia de ulceraciones en los pies y de personas sanas, imágenes adquiridas mediante la cámara termográfica FLIR A-310. El grupo de pacientes incluyó a sujetos de ambos sexos, con un rango de edad de 35 a 80 años. La captura fue realizada en el Hospital General de San Juan del Río, por (Vázquez y Morales, 2013) con la colaboración de un grupo de expertos en diabetes.

Las imágenes adquiridas mediante la cámara FLIR A-310, se obtuvieron con rango de temperatura de 25°C a 35°C con precisión del 2% y emisividad de 0.98 (emisividad de la piel). La captura fue para ambos pies con la paleta rainbow, en formato JPEG de tamaño 320x240 pixeles y el software *ThermaCAM*

Researcher 2.10 PRO proporcionado por *FLIR*. En la **Figura 3.15** se muestra la imagen de la cámara utilizada.

Figura 3.15 Cámara FLIR A-310.

La evaluación térmica de los pies, se realizó de acuerdo a las recomendaciones de la academia internacional de termología clínica. En una sala acondicionada a temperatura controlada (temperatura ambiente) de 25± 1 °C. Los pacientes limpiaron la planta de los pies y permanecieron en posición supina reposando los tobillos sobre un cojín de hule espuma, por un lapso de 15 a 20 minutos, siendo este el periodo de equilibrio térmico, se colocó una placa de acrílico obstructiva de infrarrojos con el objetivo de evitar captar radiación infrarroja que no sea de la planta de los pies, posteriormente se procedió a la captura de la imagen infrarroja **Figura 3.16**. La cámara termográfica se colocó dentro de un gabinete para no utilizar un tripeé. El gabinete contiene una computadora donde se realiza el procesamiento y análisis de la imagen infrarroja, el gabinete se colocó a una distancia de 1.2 metros con respecto a la planta de los pies.

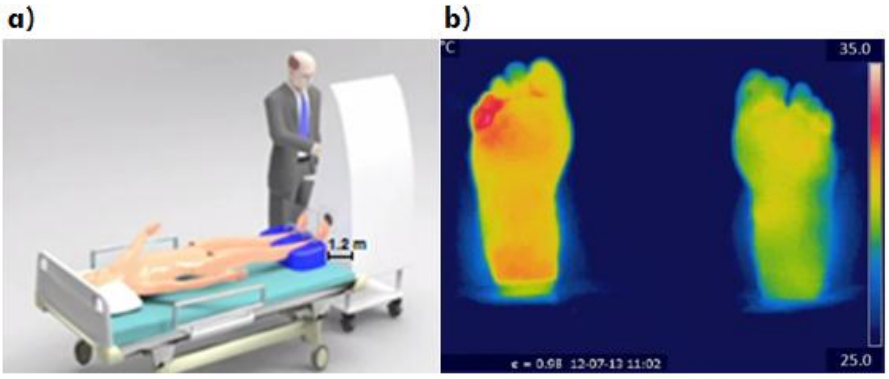


Figura 3.16 a) Evaluación termográfica de la planta de los pies. b) Imagen IR capturada en formato RGB (Vázquez y Morales, 2013).

3.2. Pre-procesamiento

En la etapa de pre-procesamiento, inicialmente se realizó una conversión de la imagen infrarroja en formato RGB a escala de grises, esto se efectuó sumando las tres componentes (rojo, verde y azul) y dividiéndola entre tres. Obteniendo una matriz como se muestra en la **Figura 3.17**, cuyos índices de fila y columna identifican un punto de la imagen capturada cuyo valor coincide con un nivel de intensidad en gris en un rango de tono entre 0 y 255.

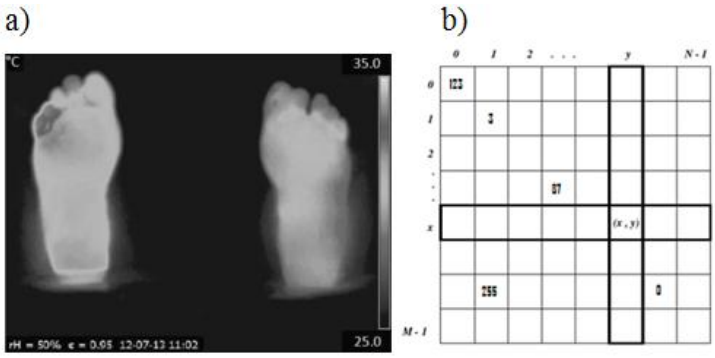


Figura 3.17 a) Imagen IR en escala de grises. b) Matriz de la imagen IR en escala de grises.

En esta etapa de pre-procesamiento también se efectuó una primera segmentación para separar el fondo de la región de interés. Debido a que no existe un método universal de segmentación que presente buenos resultados para cualquier tipo de imagen, con el fin de comparar y elegir el método de mejor comportamiento para este tipo de imagen IR, se implementaron distintos métodos de segmentación como son el Otsu, Kapur, Kittler e Illingworth (descritos en la sección anterior) y el método Hamadani el cual se eligió, ya que permitió segmentar de manera más eficiente las imágenes IR, al separar de manera adecuada la región de interés, en este caso la planta de los pies. Los algoritmos de estos métodos fueron desarrollados en el lenguaje de programación C/C++, y la biblioteca libre de visión artificial OpenCV.

3.2.1 Método Hamadani

Para el método Hamadani primeramente se obtuvo la distribución de intensidades de la imagen IR representada en escala de grises, calculando el histograma de la imagen mediante la siguiente ecuación:

$$h(i) = \frac{n}{NP} \qquad \text{(Ec.25)}$$

Donde *h* corresponde al histograma de intensidad, *n* al número de pixeles de intensidad *i* y *NP* al número de pixeles total de la imagen. En la **Figura 3.18** se muestra el diagrama de flujo del desarrollo del algoritmo para el cálculo del histograma.

Posteriormente se calculó la distribución de probabilidad del histograma de la imagen, obtenido por:

$$p(i) = \frac{n_i}{N} \qquad \text{(Ec.26)}$$

Siendo n_i la frecuencia del nivel de gris *i*, y *N* el número total de pixeles. También se determinó el nivel de intensidad promedio de la imagen, aplicando la siguiente fórmula:

$$\mu = \sum_{i=0}^{G-1} i * p(i) \qquad \text{(Ec.27)}$$

Además se obtuvo la desviación estándar de la imagen, dada como la raíz cuadrada de la varianza, la cual describe la variación de la intensidad alrededor de la media, dada por:

$$\sigma^2 = \sum_{i=0}^{G-1} (i - \mu)^2 * p(i) \qquad \text{(Ec.28)}$$

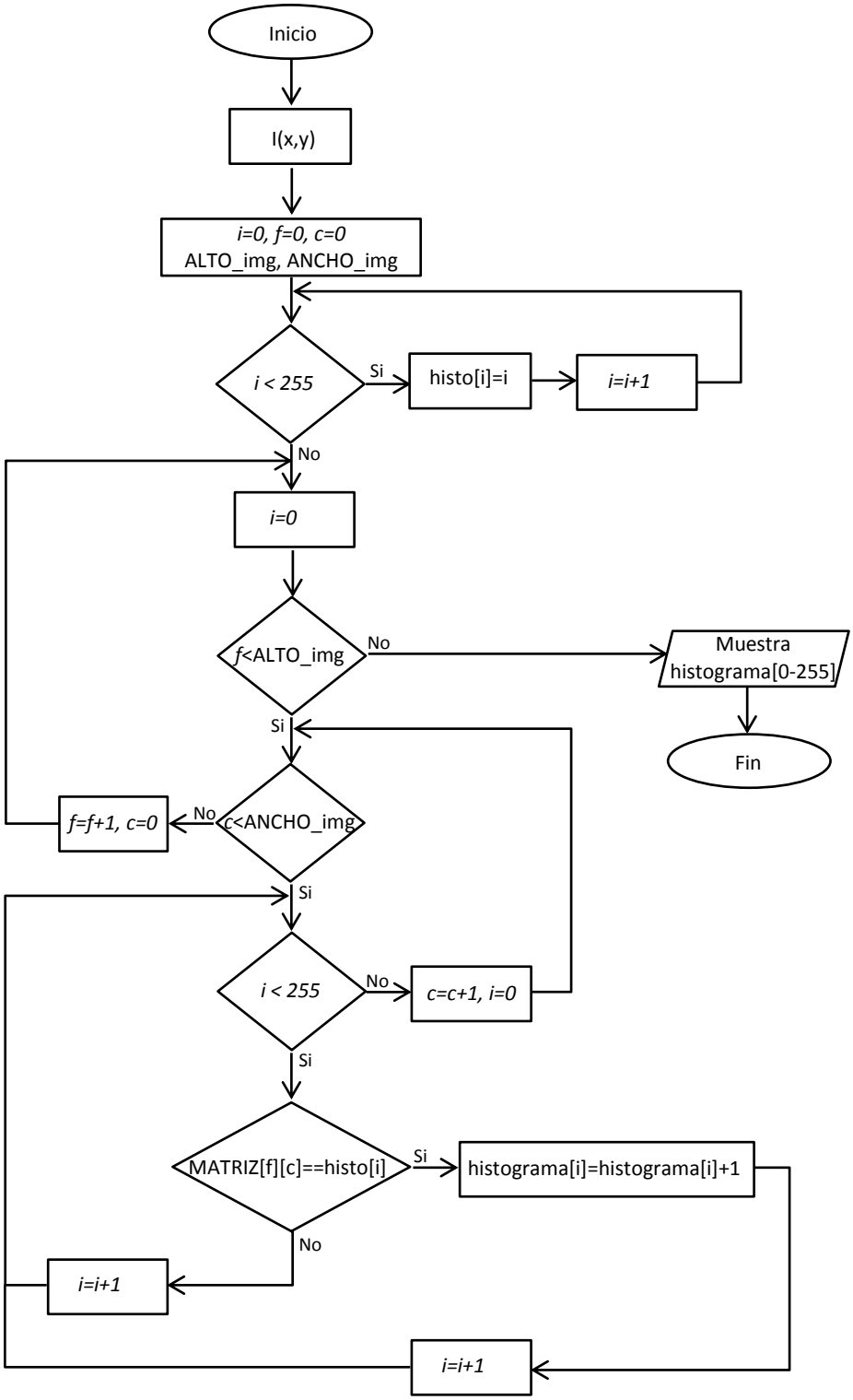


Figura 3.18 Diagrama de flujo para cálculo del histograma de la imagen en escala de grises.

Tanto la distribución de probabilidad, el valor de intensidad promedio y la desviación estándar de la imagen, se calcularon para determinar un umbral óptimo *T* a través de la siguiente ecuación:

$$T = (k1 * \mu) + (k2 * \sigma) \qquad \text{(Ec.29)}$$

k1 y *k2* son constantes, a las cuales se les asigna un valor entre 1 y 2. En la **Figura 3.20** se muestra el diagrama de flujo del desarrollo del algoritmo del método Hamadani, el cual se desarrolla previamente calculado el histograma.

Con el valor *T* óptimo obtenido, se efectuó una primera segmentación automática implementando la (Ec.11), para separar la planta de los pies y eliminar los datos innecesarios de la imagen de fondo como se observa en la **Figura3.19**.

$$I_{seg1}(x,y) = \begin{cases} 0, & I_{grey}(x,y) < T_{opt} \\ I_{grey}(x,y), & I_{grey}(x,y) \geq T_{opt} \end{cases} \qquad \text{(Ec.30)}$$

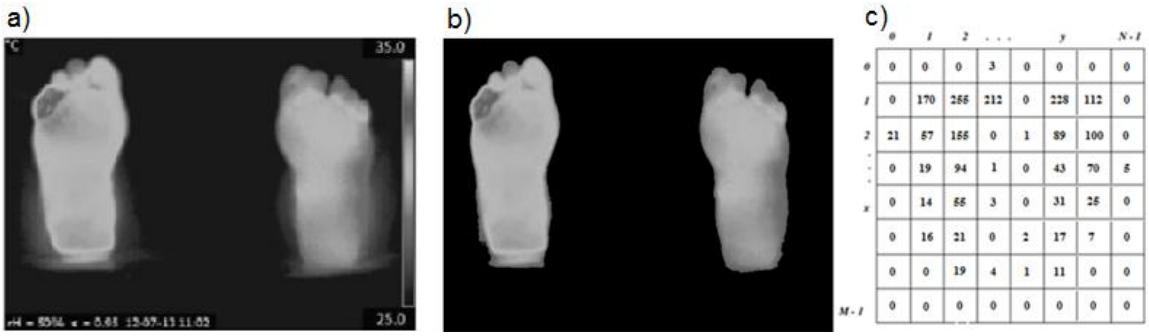
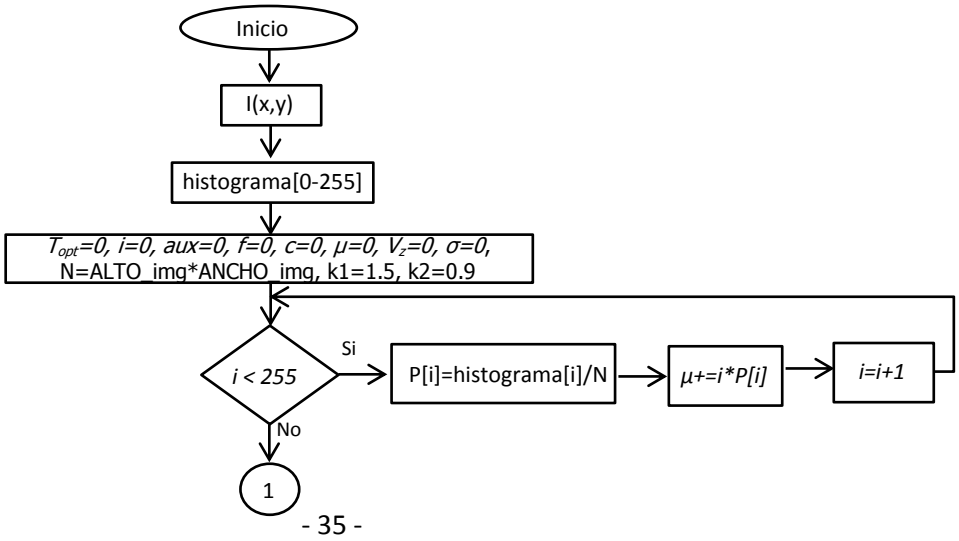


Figura 3.19 a) Imagen en escala de grises. b) Imagen segmentada automáticamente por el método Hamadani. c) Matriz de imagen segmentada en escala de grises.



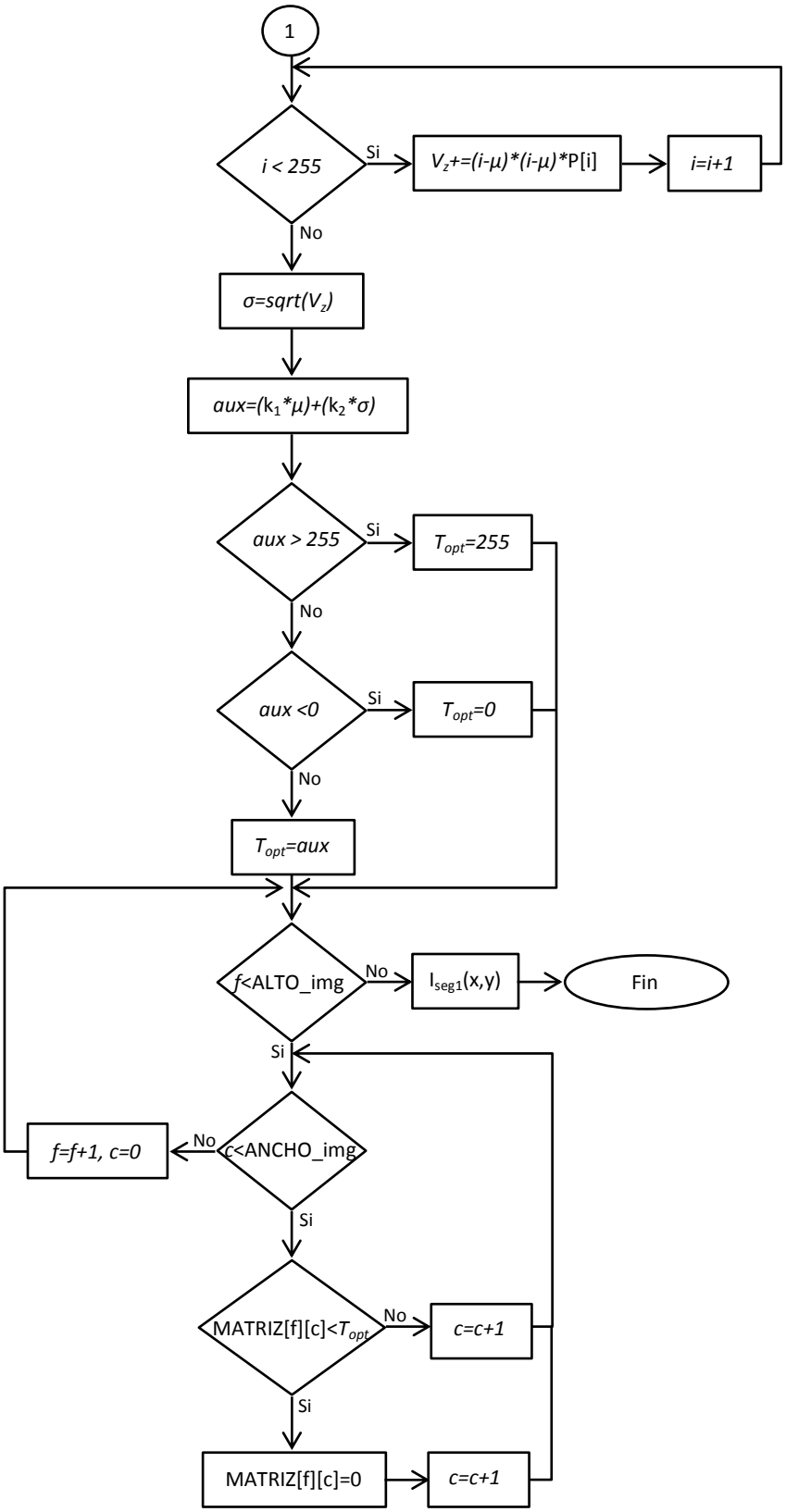


Figura 3.20 Diagrama de flujo del algoritmo del método Hamadani.

3.3. Cálculos para obtención de matriz de temperatura

Una vez que se tiene solo la región de interés, es decir, la imagen obtenida por la primera segmentación automática, esta imagen térmica está representada en la escala de niveles de grises. Los valores de nivel de gris están en un rango de [0 - 255], sin embargo, estos valores no son los reales de temperatura, por lo que se realizó una etapa de cálculos matemáticos para adquirir la matriz de temperatura de la imagen segmentada por el método Hamadani **Figura 3.21**.

Ying y Leehter en 2009, propusieron un método para transformar valores de intensidad en gris a temperaturas, para una imagen termográfica representada en escala de grises, se calculan los valores de temperatura real para cada pixel de la imagen a partir de cada valor de intensidad en escala de grises del pixel, esta relación es descrita por la siguiente ecuación.

$$T_{real} = T_{min} + \left[\frac{T_{gray-level}}{255}\right] * (T_{max} - T_{min}) \qquad \text{(Ec.31)}$$

La temperatura más alta T_{max} y más baja T_{min} se necesitan conocer antes de obtener la temperatura real. Los valores de T_{max} y T_{min} son proporcionados en la cámara infrarroja al momento de calibrarla. Los valores de T_{real} calculados se validaron con los valores de temperatura arrojados por la cámara FLIR A-310.

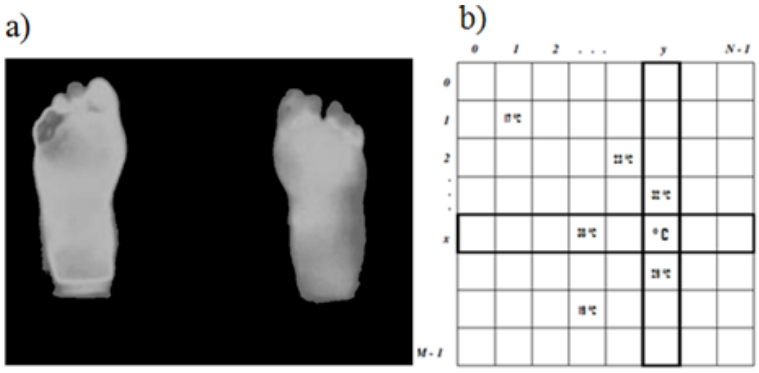


Figura 3.21 a) Imagen segmentada automáticamente por el método Hamadani. b) Matriz de temperatura real de la imagen en escala de grises segmentada por Hamadani.

3.4. Segmentación automática y detección de puntos críticos

En la etapa de segmentación automática, una vez calculada la matriz de temperatura se efectúo una búsqueda de los valores de temperatura máximos $T_{hot}(x,y)=max[T_{real_matriz}(x,y)]$ en esta matriz, y se comparó con un patrón de temperatura T_{ref} ya establecido para detectar puntos críticos en la planta del pie o bien temperaturas anormales, consecutivamente se realizó una segunda segmentación por umbralización de la forma:

$$I_{seg2}(x,y) = \begin{cases} I_{grey}(x,y), \ T_{hot}(x,y) < T_{ref} \\ P_{crítico}(x,y), \ T_{hot}(x,y) \geq T_{ref} \end{cases} \quad \text{(Ec.32)}$$

Donde $I_{seg2}(x,y)$ es la imagen obtenida al umbralizar en base a las temperaturas correspondientes a los puntos críticos detectados. Estas temperaturas se correlacionaron con los niveles de intensidad para la visualización de áreas con anomalías térmicas en las planta de los pies **Figura 3.22**.

Figura 3.22 Puntos críticos detectados en la planta de los pies (áreas en color gris claro).

De acuerdo a estudios realizados sobre el pie diabético (Lahiri et al., 2012) y (Armstrong et al., 2008), la temperatura media en la planta del pie de sujetos normales es menor a 30°C y la temperatura media en la planta del pie en sujetos con diabetes y neuropatía diabética con riesgo de ulceración es significativamente mayor a 30°C, por lo que temperaturas mayores a 31°C se consideran anormales o críticas.

La **Tabla 3.1** muestra las reglas cuantitativas que se aplicaron para clasificar la condición de los valores de temperatura obtenidos experimentalmente, se consideró un valor de temperatura crítica (Tcrítica) mayor a 31°C.

Tabla 3.1 Condiciones de medición cuantitativa.

Condición	Variación de temperatura
Normal	$T_{hot} < T_{ref}$ o $T_{crítica}$
Anormal	$T_{hot} \geq T_{ref}$ o $T_{crítica}$

En la **Figura 3.23** inciso **a** y **b**, se muestra el diagrama de flujo del algoritmo para detección de puntos críticos en la planta de los pies, previo obtenida la matriz de temperatura (termograma).

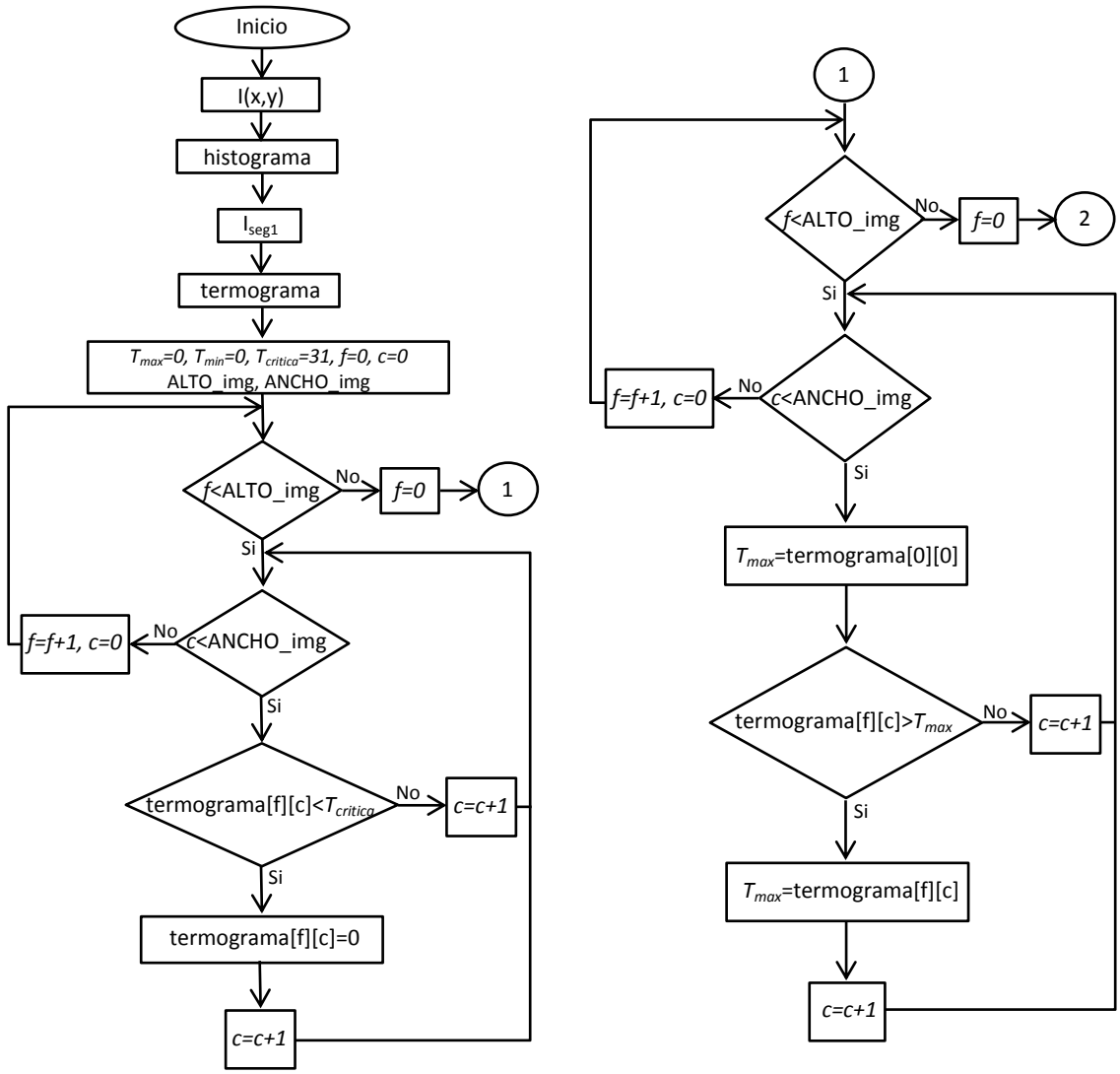


Figura 3.23 a) Diagrama de flujo para detección de puntos críticos.

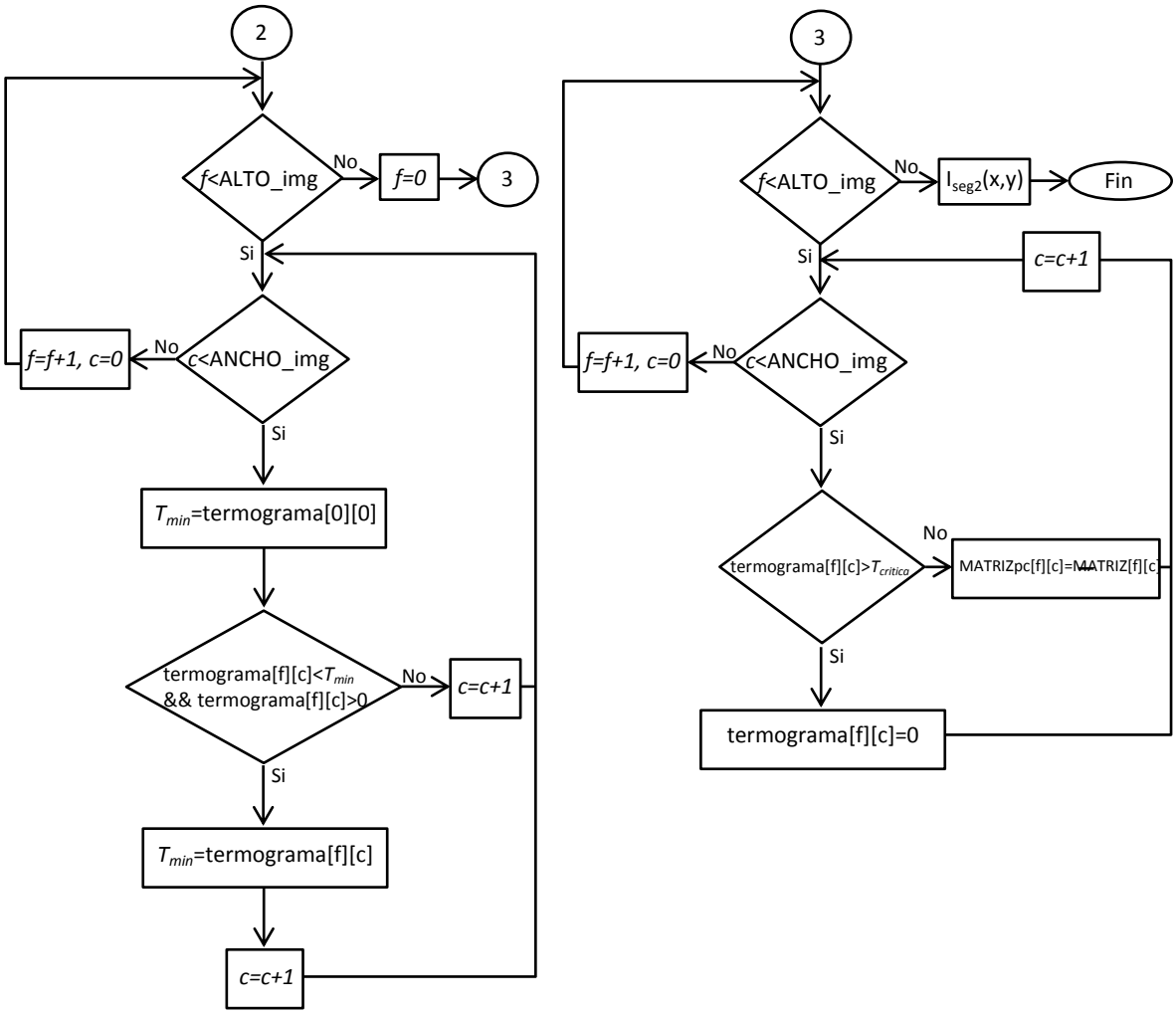


Figura 3.23 b) Diagrama de flujo para detección de puntos críticos.

3.5. División de la imagen en plantar izquierdo y derecho

Para realizar la clasificación por angiosomas de los puntos críticos detectados y el cálculo de parámetros por angiosomas, se realiza una división en plantar izquierdo y derecho de la imagen infrarroja que contiene ambas plantas de los pies del paciente, para esto, primeramente se obtiene un valor de umbral optimo (*Topt*) con el método Hamadani, posteriormente se segmenta la imagen infrarroja implementando la siguiente ecuación:

$$I(x,y) = \begin{cases} 0, & I_{grey}(x,y) < T_{opt} \\ 255, & I_{grey}(x,y) \geq T_{opt} \end{cases} \qquad \text{(Ec.33)}$$

Se obtiene una imagen binarizada **Figura 3.24 a)**, es decir, una imagen representada por una matriz con solo valores de 0 y 255.

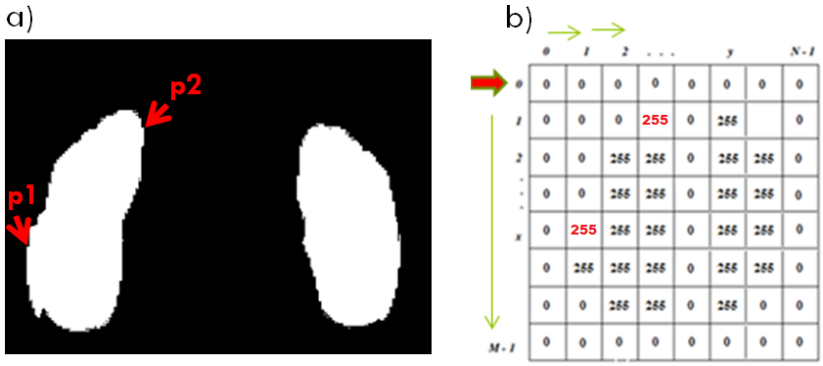


Figura 3.24 a) Imagen binarizada. b) Matriz de imagen binarizada.

La matriz de la imagen binarizada de tamaño 320x240, se recorre inicialmente en filas (*M*) y luego se avanza en columnas (*N*), efectuando nuevamente el recorrido en filas, con el objetivo de ir guardando las dos primeras posiciones (*p1* y *p2*) de la matriz donde se detecte un cambio de valor de 0 a 255 **Figura 3.24 b)**. Se guarda en una matriz auxiliar todos los valores en fila y columna de la matriz binarizada, hasta el valor de columna de *p2+20*, se guarda en una segunda matriz auxiliar todos los valores en fila y columna de la matriz binarizada, a partir del siguiente valor en columna de *p2+20*. Separando así plantar izquierdo y derecho de la imagen infrarroja **Figura 3.25**.

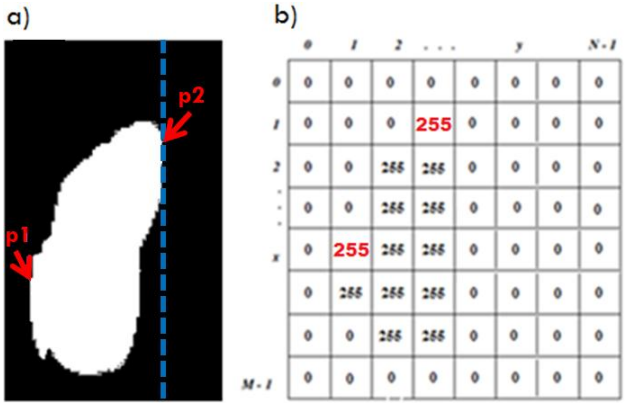


Figura 3.25 a) Imagen del plantar izquierdo. b) Matriz del plantar izquierdo.

3.6. Clasificación por angiosomas de puntos críticos detectados

La clasificación por angiosomas de los puntos críticos detectados, se realiza por separado para cada planta del pie, por lo que una vez que se tienen las posiciones *p1* y *p2* de la sección división de la imagen en plantar izquierdo y derecho, se efectúa un segundo recorrido de la matriz binarizada ahora primeramente en columnas (*N*) y luego avanzando en filas (*M*), efectuando nuevamente el recorrido en columnas, se guardan las dos primeras posiciones *p1* y *p2* (punto amarillo) de la matriz donde se detecte un cambio de valor de 0 a 255 **Figura 3.26**.

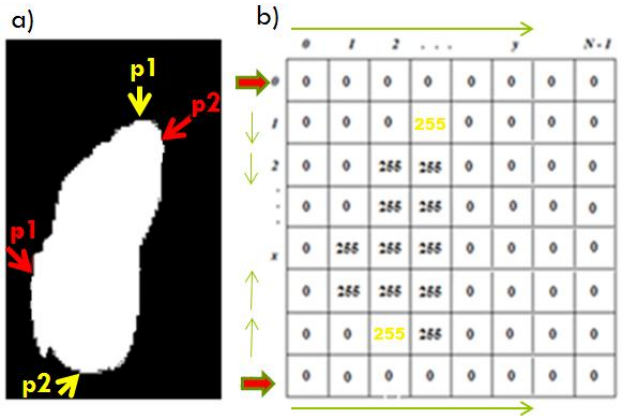


Figura 3.26 a) Imagen del plantar izquierdo. b) Matriz del plantar izquierdo.

Las posiciones *p1*, *p2* (punto rojo) y las posiciones *p1*, *p2* (punto amarillo) se utilizan para obtener el punto central de la planta del pie **Figura 3.27**, el cual se calcula implementando la siguiente ecuación:

$$Centro = (\frac{H_{pie}}{2}, \frac{A_{pie}}{2}) \qquad \text{(Ec.34)}$$

Donde *A* corresponde al ancho del pie y *H* al alto del pie.

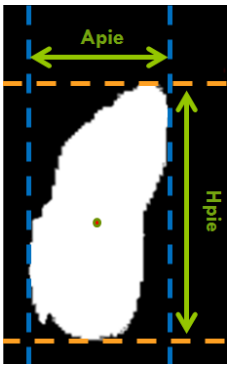


Figura 3.27 Círculo rojo: Centro del plantar izquierdo.

El punto central del plantar se utiliza como referencia, para dividir a partir de este la planta del pie en cuatro partes correspondientes a los angiosomas arteria calcánea medial, arteria plantar medial, arteria plantar lateral y arteria calcánea lateral **Figura 3.28**.

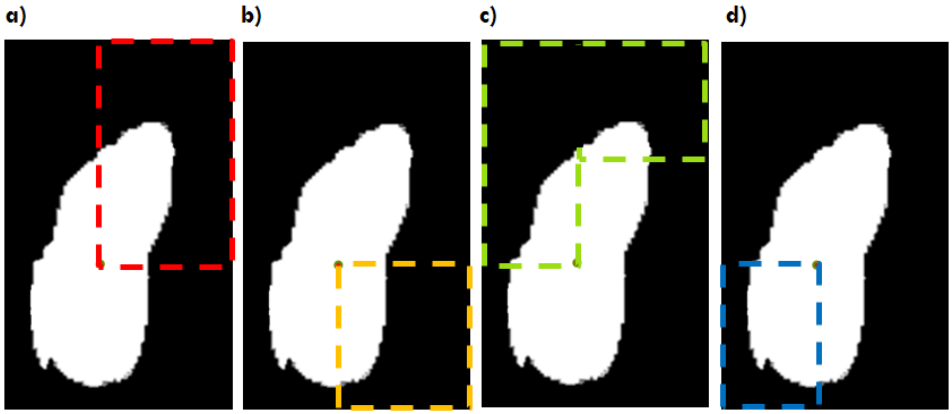


Figura 3.28 a) arteria calcánea medial (MCA). b) Arteria plantar medial (MPA). c) arteria plantar lateral (LPA). d) arteria calcánea lateral (LCA).

Para la extracción de la arteria LPA, los datos de las posiciones desde $N=0$ y $M=0$ hasta $N=A_{pie}/2$ y $M=H_{pie}/2$, se guardan en una matriz auxiliar de 320x240 inicializada en cero, también se guarda en esta misma matriz los datos de las posiciones desde $N=0$ y $M=H_{pie}/2$ hasta $N=M=A_{pie}/4$ y $M=240$. Para la extracción de la arteria MCA, se guardan en una matriz auxiliar de 320x240 inicializada en cero, los datos de las posiciones $N=0$ y $M=H_{pie}/2$ hasta $N=A_{pie}/2$ y $M=240$. Para la extracción de la arteria LCA, se guardan en una matriz auxiliar de 320x240 inicializada en cero, los datos de las posiciones desde $N=A_{pie}/2$ y $M=0$

hasta $N=320$ y $M=H_{pie}/2$. Por último para la extracción de la arteria MPA, se guardan en una matriz auxiliar de 320x240 inicializada en cero, los datos de las posiciones desde $N=A_{pie}/2$ y $M=H_{pie}/2$ hasta $N=320$ y $M=240$.

3.7. Cálculos de parámetros de interés y análisis de datos

En esta etapa se calcularon los parámetros de temperatura promedio de los puntos críticos detectados por angiosoma, la cual permite comparar las diferencias de temperatura críticas por angiosoma entre cada planta del pie, de la forma:

$$\bar{T} = \frac{1}{nP_{crítico}} \sum_{x=1}^{M} \sum_{y=1}^{N} T_{crítica_{matriz}}(x,y) \qquad \text{(Ec.35)}$$

Donde M y N indican el ancho y alto de la imagen, $nP_{crítico}$ el número de puntos críticos detectados y $T_{crítica_matriz}$, la matriz con valores de temperatura críticas.

Así también, el porcentaje de área de puntos críticos detectados por angiosoma en cada planta del pie para ver las diferencias cuantificadas del área afectada por angiosoma del pie izquierdo con el pie derecho, obtenida como:

$$\%Área = \frac{Área\ afectada\ por\ angiosoma}{Área\ total\ del\ angiosoma} x100 \qquad \text{(Ec.36)}$$

Esta cuantificación se realiza mediante la suma de pixeles en niveles de gris del área con puntos críticos detectados por angiosoma, de la forma:

$$Área_{afectada} = \sum_{x=1}^{M} \sum_{y=1}^{N} I_{pcríticos}(x,y) \qquad \text{(Ec.37)}$$

Y la suma del área completa del angiosoma diferente de cero, debido a que corresponde al fondo, calculada como:

$$\text{Área}_{total} = \sum_{x=1}^{M} \sum_{y=1}^{N} I_{angiosoma}(x, y) \neq 0 \qquad \text{(Ec.38)}$$

Donde *I(x,y)* es la intensidad de pixel en niveles de gris. Todos los cálculos de los parámetros de interés se efectúan para cada angiosoma de cada planta del pie por separado.

CAPÍTULO 4

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se describen las funciones de la interfaz gráfica de usuario, las pruebas realizadas conforme a la metodología descrita en el capítulo anterior, la validación del sistema de visión artificial y los resultados obtenidos.

4.1. Interfaz gráfica de usuario

El procesamiento de imágenes del sistema de visión artificial desarrollado en este trabajo, se realizó en el lenguaje de programación C/C++, además se hizo uso de la biblioteca libre de visión artificial OpenCV (Open Source Computer Vision) y la biblioteca multiplataforma GTK para el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario.

A continuación se describen cada una de las ventanas que conforman la interfaz de usuario.

Figura 4.29 Ventana de inicio.

En la **Figura 4.29** se muestra la interfaz principal, el cual tiene una pestaña “Menú” con las opciones de “Configuración”, “Abrir imagen” y “Salir”. Con la opción configuración se pueden redefinir nuevos valores de temperatura máxima y temperatura mínima que se utilizan para el cálculo de la matriz de temperatura de una imagen infrarroja (estos valores ya vienen establecidos y solo deben ser modificados por un especialista en termografía). En la interfaz principal se muestra un botón “REGISTRO DE PACIENTES”, el cual te enlaza a la siguiente ventana correspondiente.

En la ventana de registro de pacientes **Figura 4.30**, se ingresan los datos de nombre, sexo, edad, estatura en metros, peso en kilogramos, temperatura corporal en grados centígrados y padecimientos del paciente, criterios que el médico ocupa. La ventana de registro de pacientes cuenta también con dos botones, el primero “GUARDAR DATOS”, permite almacenar en disco los datos ingresados del paciente, el segundo “EVALUACIÓN TERMOGRAFICA” que te enlaza a la siguiente ventana correspondiente.

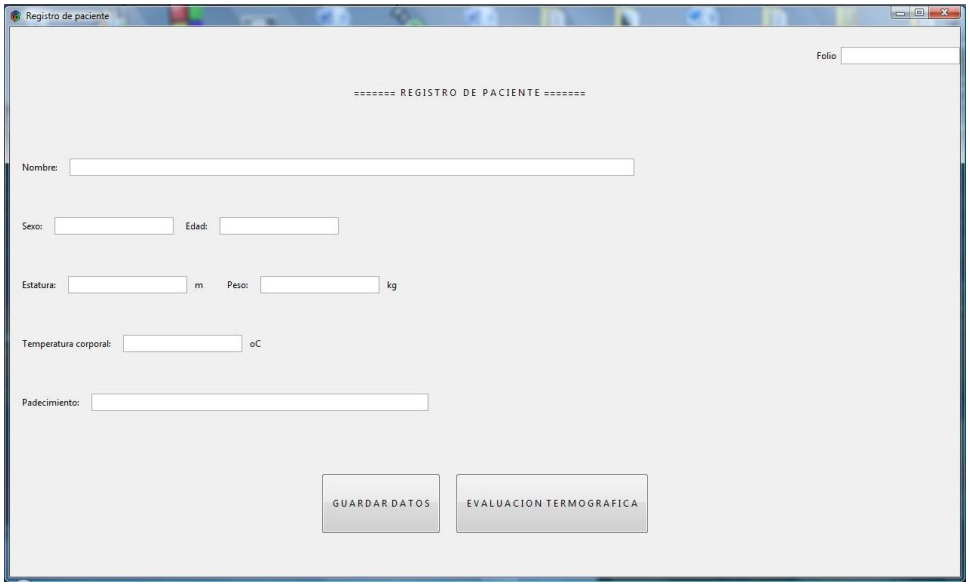


Figura 4.30 Ventana de Registro de paciente.

En la ventana de evaluación termográfica **Figura 4.31**, es donde se efectúa la apertura de la imagen infrarroja y la evaluación termográfica de esta, es decir, internamente se realiza el pre-procesamiento de la imagen, la conversión a

matriz de temperatura de esta, la segmentación automática de puntos críticos detectados a partir de las temperaturas, la división por angiosomas de los puntos críticos detectados, la cuantificación de estos y cálculos de parámetros de interés. En los rectángulos en blanco de la ventana se muestran los valores por angiosomas para cada plantar del pie, de los cálculos de temperatura promedio (°C) de puntos críticos detectados, área (%) de puntos críticos detectados y un diagnóstico el cual puede ser “posible riesgo de ulceración” o “monitorear” . El diagnóstico es realizado con base a los valores de rango permitido de temperatura y área (en caso de existir asimetría) para un paciente sano, así también se muestra una imagen con los puntos críticos detectados.

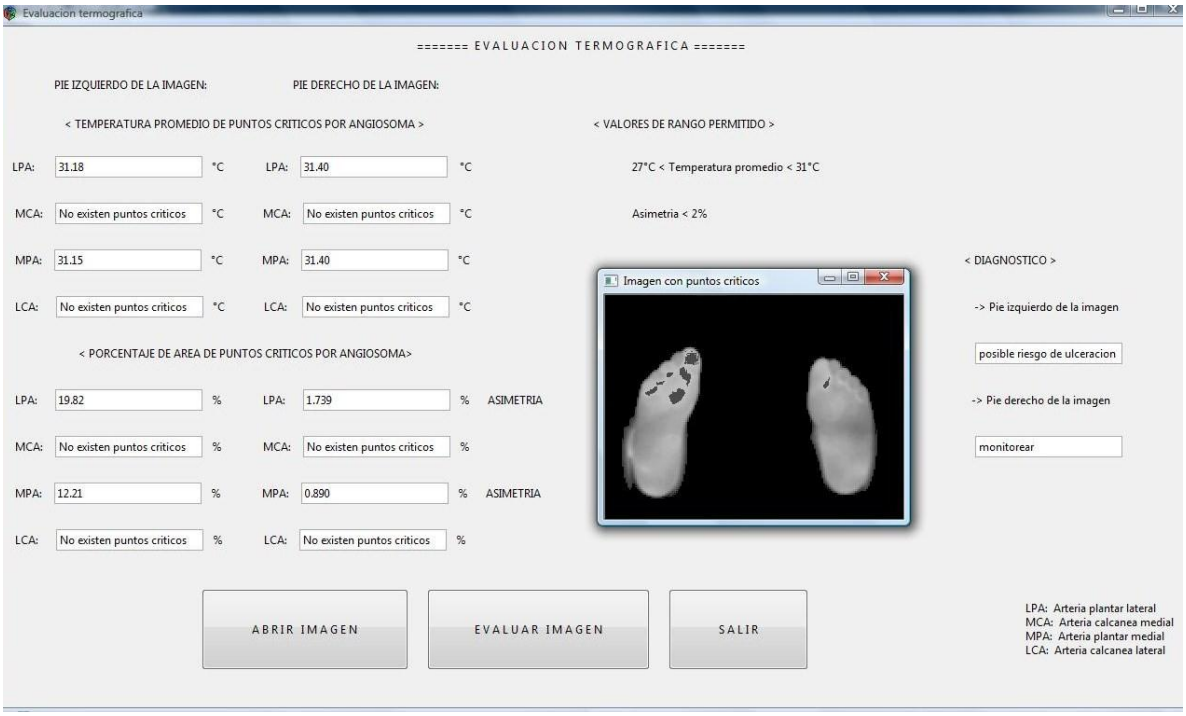


Figura 4.31 Ventana de Evaluación termográfica.

4.2. Pruebas

La implementación del sistema de visión artificial se probó con 33 imágenes de la base de datos de imágenes termográficas (base de datos

abordada en la sección de metodología en captura de la imagen infrarroja), de las cuales 4 imágenes son pertenecientes a sujetos sanos y las 29 imágenes restantes pertenecientes a sujetos que padecen diabetes mellitus tipo 2 con 10 años o más de evolución. En la **Figura 4.32** se muestran tres ejemplos de imágenes infrarrojas de la planta de los pies de tres pacientes con diabetes mellitus tipo 2, capturadas con la cámara FLIR A-310, donde se ven variantes de color designadas por la cámara de acuerdo a la radiación infrarroja detectada, siendo el color blanco para la temperatura más alta y el azul fuerte para la más baja. Sin embargo, no se puede saber a qué temperatura corresponde cada pixel de la imagen IR capturada.

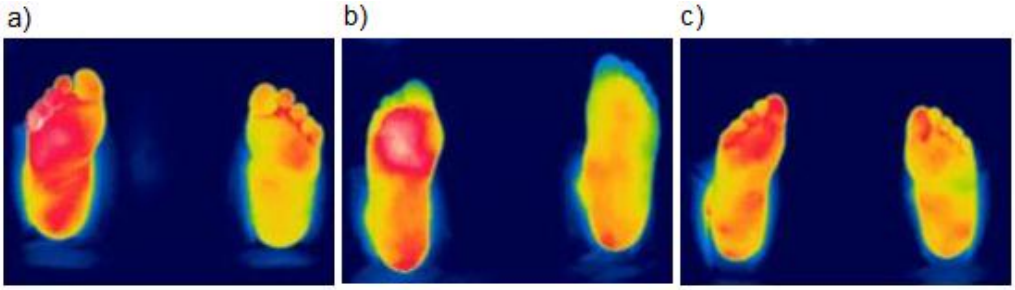


Figura 4.32 Imágenes infrarrojas (pacientes con diabetes mellitus tipo 2).

En la **Figura 4.33** se muestra la conversión de las imágenes IR de la planta de los pies en imágenes en niveles de intensidad en gris, las cuales se obtuvieron para calcular los histogramas de cada imagen y en base a ellos poder segmentar la región de interés del fondo.

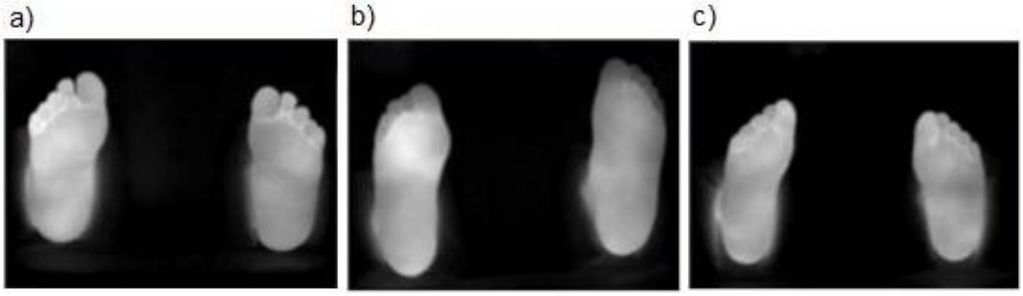


Figura 4.33 Imágenes en escala de grises correspondientes a la figura 4.32.

En el sistema de visión artificial se realizaron dos segmentaciones automáticas, la primera segmentación para eliminar el fondo y trabajar solo con la región de interés, debido a que se adquieren mejores resultados al obtener temperaturas solo de la parte segmentada, es decir, solo de la planta de los pies que es la región de interés y efectuar en base a las temperaturas una segunda segmentación automática.

Para realizar la primera segmentación automática, los métodos Otsu, Kapur, Thresholding de error mínimo y Hamadani fueron programados y evaluados después de aplicar las metodologías programadas en imágenes termográficas de pacientes con diabetes mellitus. Se realizó una comparativa visual de las imágenes procesadas para determinar el mejor desempeño de los métodos. En la **Figura 4.34** se muestran los resultados obtenidos.

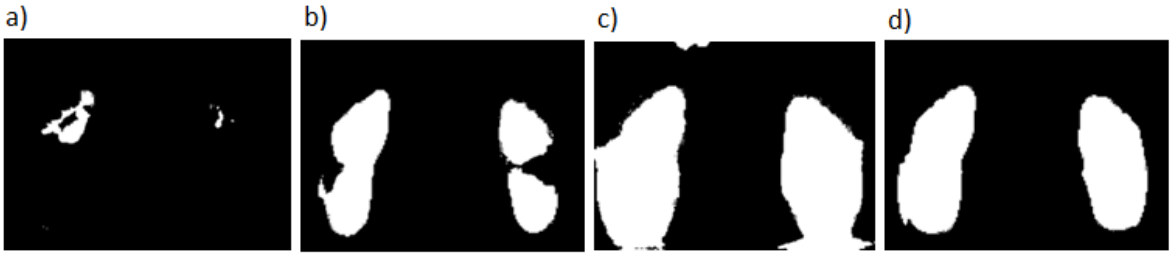


Figura 4.34 a) Segmentación por Otsu, valor de umbra T=183. b) Segmentación por Kapur, valor de umbral T=48, c) Segmentación por Thresholding de error mínimo, valor de umbral T=77. d) Segmentación por Hamadani, valor de umbral T=56.

Se observa que en la segmentación por el método Otsu se pierde mucha información valiosa de la región de interés, con la segmentación por Kapur también se elimina parte de la región de interés, aunque de forma menor, mientras que con la segmentación por el método de Thresholding de error mínimo se deja regiones del fondo que deberían ser eliminadas ya que aportaría información que al procesarla generaría resultados falsos, en comparación con el método Hamadani, el cual fue el que permitió segmentar de manera más eficiente las imágenes, al separar de manera adecuada la región de interés en este caso la planta de los pies. En la **Figura 4.35** se muestran las imágenes obtenidas al aplicar la primera segmentación por el método Hamadani, las imágenes

segmentadas para su mejor visualización se muestran invertidas en la escala de grises.

Figura 4.35 Imágenes segmentada por Hamadani correspondientes a la figura 4.33.

La **Tabla 4.2** muestra los valores óptimos de threshold obtenidos por el método Hamadani, estos valores se utilizaron para la primera segmentación mostrada en la **Figura 4.33**.

Tabla 4.2 Valores óptimos de threshold.

Caso	Threshold
1-c	71
2-g	74
3-k	57

En la **Figura 4.36** se muestran en tonalidad gris claro dentro de un círculo rojo los puntos críticos detectados en la planta de los pies de los sujetos en estudio, esta detección es realizada por la segunda segmentación automática de pixeles correlacionados con temperaturas mayores a 31.0°C de acuerdo a la matriz de temperatura calculada de la imagen IR convertida en escala de grises.

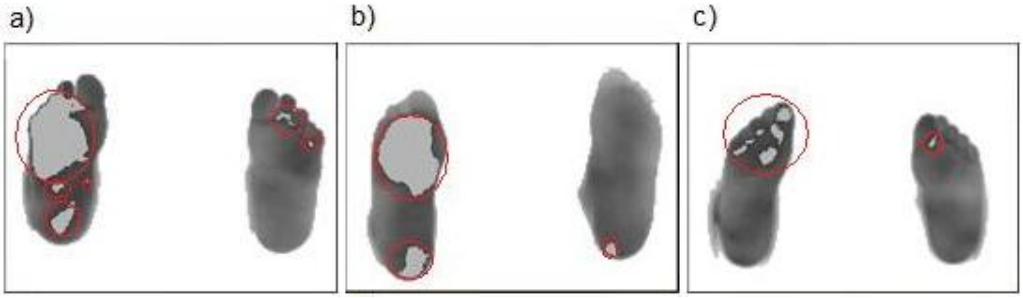


Figura 4.36 Puntos críticos detectados en la planta de los pies correspondientes a la figura 4.35.

En la **Figura 4.37** se muestra la división por angiosomas de los puntos críticos detectados en la planta de los pies del ejemplo de la **Figura 4.36** inciso **c)**. En la cual se observa que en los angiosomas LPA y MPA se presenta el mayor número de puntos críticos detectados en el plantar izquierdo de la imagen, y en menor proporción en el plantar derecho de la imagen.

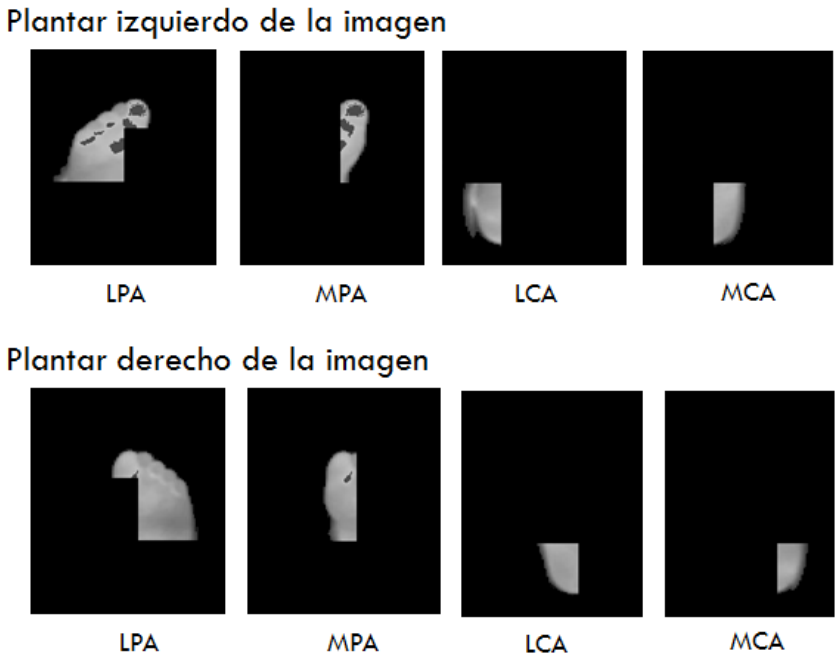


Figura 4.37 a) Arteria calcánea medial (MCA). b) Arteria plantar medial (MPA). c) Arteria plantar lateral (LPA). d) Arteria calcánea lateral (LCA).

En la **Tabla 4.3** se muestran las temperaturas promedio calculadas de los puntos críticos detectados por angiosoma para cada plantar.

Tabla 4.3 Temperatura promedio.

Angiosoma	Pie izquierdo de la imagen	Pie derecho de la imagen
LPA	31.18°C	31.40°C
MCA	No se detectaron puntos críticos	No se detectaron puntos críticos
MPA	31.15°C	31.40°C
LCA	No se detectaron puntos críticos	No se detectaron puntos críticos

En la **Tabla 4.4** se muestra el porcentaje de área afectada por angiosoma para cada plantar.

Tabla 4.4 Porcentaje de área afectada.

Angiosoma	Pie izquierdo de la imagen	Pie derecho de la imagen
LPA	19.82%	1.73%
MCA	No se detectaron puntos críticos	No se detectaron puntos críticos
MPA	12.21%	0.89%
LCA	No se detectaron puntos críticos	No se detectaron puntos críticos

Con base a las **Tablas 4.3** y **4.4**, se observa que la temperatura más elevada se presenta en los angiosomas LPA y MPA del plantar derecho de la imagen, la cual es de 31.40°C, sin embargo, el porcentaje de área afectada del plantar derecho de la imagen es muy pequeña con 0.89% en el angiosoma MPA y 1.73% en el angiosoma LPA, a diferencia del porcentaje de área afectada en los mismo angiosomas pero del plantar izquierdo de la imagen, los cuales son de 19.82% en el angiosoma LPA, es decir, un 18.09% más de área afectada que en el plantar derecho, y de un 12.21% en el angiosoma MPA con un 11.32% más de área afectada que en el plantar derecho **Tabla 4.5**. También se observa que la temperatura en el angiosoma LPA del plantar izquierdo de la imagen es de 31.18°C y en el angiosoma MPA es de 31.15°C, con lo que se tiene una diferencia de temperatura casi de 0.2°C menor que la temperatura en los mismos angiosomas pero del plantar derecho de la imagen. Con lo que se concluye que el plantar izquierdo de la imagen es el más propenso a un riesgo de ulceración, debido a que presenta mayor área con puntos críticos detectados, es decir, con temperaturas mayores a 31°C, lo cual ya son temperaturas anormales.

En la **Tabla 4.5** se muestra la diferencia de porcentaje de área afectada por angiosoma entre el plantar izquierdo y el derecho.

Tabla 4.5 Diferencia de porcentaje de área afectada.

Angiosoma	Porcentaje de diferencia de área afectada
LPA	18.09%
MCA	No se detectaron puntos críticos
MPA	11.32%
LCA	No se detectaron puntos críticos

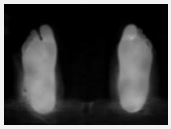
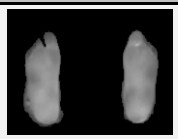
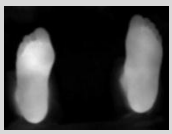
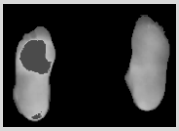
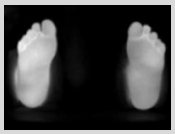
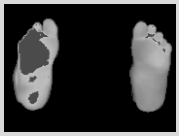
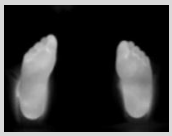
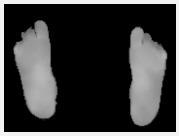
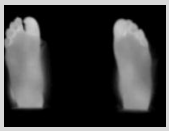
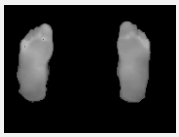
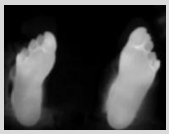
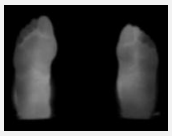
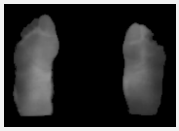
4.3. Validación y resultados

Para la validación del sistema de visión artificial se utilizaron 4 imágenes infrarrojas de la planta de los pies de personas sanas y 6 imágenes infrarrojas de la planta de los pies de personas con diabetes mellitus tipo 2 con años de evolución del padecimiento, en la **Tabla 4.6** se muestran los resultados obtenidos al implementar el sistema con estas imágenes.

- Resultados que se esperan obtener al evaluar una imagen infrarroja de una persona sana: *"No se detectan puntos críticos"*, debido a que los plantares no presentan temperaturas mayores a 31°C, es decir, temperaturas anormales o críticas, y *"No existe asimetría de áreas"* entre los plantares con puntos críticos detectados, por lo que la salida del sistema debería ser *"monitorear"*.

- Resultados que se esperan obtener al evaluar una imagen infrarroja de una persona con diabetes mellitus: Si los plantares presentan temperaturas mayores a 31°C y un porcentaje mayor al 2% de asimetría entre los plantares, de área con puntos críticos detectados, que son los criterios clínicamente validados para determinar un riesgo de infección o ulceración del pie, la salida del sistema debería ser *"posible riesgo de ulceración"*.
  En otro caso, si se detectaran puntos críticos en la planta de los pies, pero no se presenta una asimetría mayor al 2% entre los plantares, de área con puntos críticos detectados, la salida del sistema debería ser solo *"monitorear"*.

Tabla 4.6 Validación del sistema de visión artificial.

Prueba	Tipo	Imagen a evaluar	Detección de puntos críticos *(Temperatura promedio>31°C)*	Asimetría *(área>2%)*	Imagen evaluada	Salida del sistema	Se obtuvo salida esperada
1	Sujeto sano		No	No		monitorear	***Si***
2	Sujeto con diabetes		Si	Si		Posible riesgo de ulceración	***Si***
3	Sujeto con diabetes		Si	Si		Posible riesgo de ulceración	***Si***
4	Sujeto con diabetes		Si	Si		Posible riesgo de ulceración	***Si***
5	Sujeto sano		No	No		monitorear	***Si***
6	Sujeto con diabetes		Si	No		monitorear	***Si***
7	Sujeto sano		No	No		monitorear	***Si***
8	Sujeto con diabetes		Si	Si		Posible riesgo de ulceración	***Si***
9	Sujeto sano		No	No		monitorear	***Si***
10	Sujeto con diabetes		Si	Si		Posible riesgo de ulceración	***Si***

En la **Tabla 4.6** se observa que al evaluar las imágenes infrarrojas, *las salidas adquiridas del sistema de visión artificial son las que se esperaban obtener*, con base a los criterios clínicamente validados para determinar un posible riesgo de ulceración del pie. De las 4 imágenes de personas sanas que se evaluaron con el sistema, ni una de ellas presentó detección de puntos críticos ni asimetría entre los plantares, de las 6 imágenes de personas con diabetes mellitus tipo 2, cinco de ellas presentaron detección de puntos críticos y un porcentaje de asimetría mayor al 2% entre plantares de área con puntos críticos detectados, y solo una de las personas con diabetes mellitus tipo 2 presentó detección de puntos críticos en la planta de los pies, pero un porcentaje de asimetría menor al 2%, por lo que al no cumplir con los dos criterios antes mencionados, no se diagnosticó con un posible riesgo de ulceración.

De las pruebas llevadas a cabo con imágenes termográficas de un total de población de 29 personas con diabetes mellitus tipo 2, se obtuvo el porcentaje de incidencia de puntos críticos por angiosoma presente en estos pacientes **Figura 4.38**, de los cuales un 58.62% presentaron puntos críticos en el angiosoma LPA en el plantar izquierdo de la imagen, en comparación con un 44.83% de pacientes que presentaron puntos críticos en el plantar derecho de la imagen, es decir, que un 13.79% de los pacientes presentaron mayor incidencia de puntos críticos en el angiosoma LPA del plantar izquierdo de la imagen.

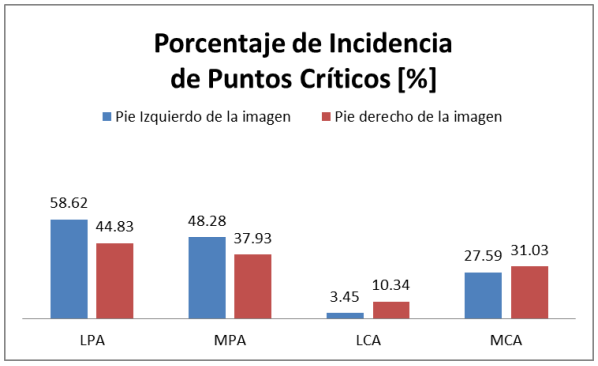


Figura 4.38 Gráfica de porcentaje de incidencia por angiosoma de puntos críticos detectados en plantares.

Así también se obtuvo de la misma población, la temperatura promedio máxima por angiosoma para cada plantar **Figura 4.39**. Se observa que la temperatura promedio máxima en el angiosoma LPA, en el plantar izquierdo de la imagen presenta la temperatura más alta con 33.22 °C, en comparación con todos los angiosomas restantes. Se observa que el angiosoma LCA es el que presenta las temperaturas más bajas en ambos plantares. También se observa que la temperatura promedio máxima en el angiosoma MCA es muy similar para ambos plantares, con apenas una diferencia muy mínima de 0.09°C.

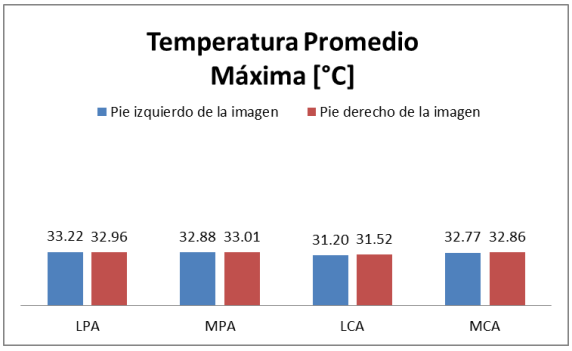


Figura 4.39 Gráfica de porcentaje de temperatura promedio máxima en plantares.

En la **Figura 4.40**, se muestra el porcentaje de área máxima por angiosoma para cada planta del pie del total de población de 29 pacientes con diabetes mellitus. Se observa que aunque es bajo el porcentaje de incidencia con puntos críticos, en los pacientes que los presentan, el porcentaje de área máxima se encuentra en los angiosomas LPA y MPA, esto puede ser debido a que los metatarsales son las zonas donde se ejerce mayor presión al caminar, y por lo tanto son las zonas que sufren mayor calentamiento.

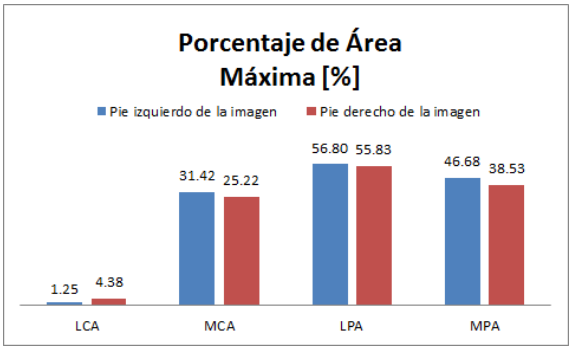


Figura 4.40 Gráfica de porcentaje de área máxima en plantares.

Comparando los resultados de la **Figura 4.40**, con los resultados reportados por Peregrina-Barreto et al. (2014), quienes en su metodología propuesta, con el fin de analizar la distribución de la temperatura de los pies, también utilizan el concepto de angiosomas. Se concuerda que con base a sus graficas reportadas **Figura 4.41**, de porcentajes de áreas por angiosomas con temperaturas mayores a 31°C (correspondiente a la clasificación *C4*), estas temperaturas se presentan en áreas mayores en los angiosomas LPA y MPA de cada planta del pie.

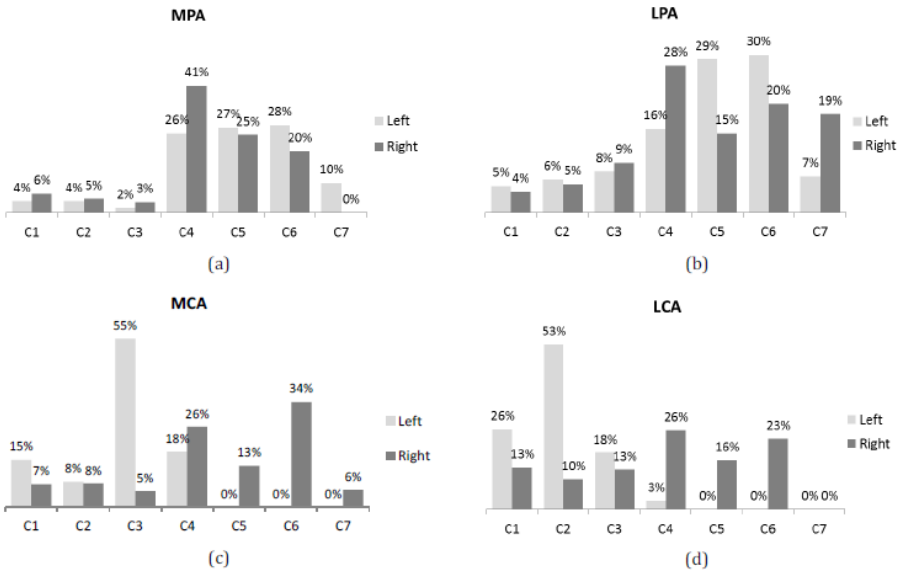


Figura 4.41 Comparación gráfica del área para cada clase de temperatura que pertenece a todo el angiosoma en ambos pies (Peregrina-Barreto et al., 2014).

CAPÍTULO 5

V. CONCLUSIONES

- Se implementó el método de umbralización automático Hamadani, debido a que este método discriminó mejor el fondo de la planta de los pies, en comparación a otros métodos implementados. Así también se desarrolló una segmentación automática basada en la matriz de temperaturas de una imagen infrarroja, con lo que se logró una mejora al detectar y determinar las temperaturas reflejadas de la imagen, respecto a que si solo se utilizara la imagen infrarroja en niveles de intensidad.

- Se detectaron puntos críticos en la planta de los pies a partir de temperaturas mayores a 31°C, al implementar la segmentación automática basada en la matriz de temperatura de una imagen infrarroja.

- Se efectuó una clasificación por angiosoma para el estudio de temperatura de los puntos críticos detectados en cada plantar, extrayendo parámetros de interés como temperatura promedio y porcentaje de área con puntos críticos detectados por angiosoma.

- Al conjuntar la metodología anterior se obtuvo un sistema de visión artificial basado en termografía, que coadyuva en la detección temprana de un riesgo de ulceración de la planta de los pies.

- La metodología desarrollada permitió visualizar y realizar un análisis comparativo de datos cuantitativos de las diferencias de temperaturas promedio y porcentaje de área afectada entre plantares.

- En base al análisis de los resultados obtenidos de la población en estudio, se observó un alto gradiente de temperatura o asimetría entre los plantares, principalmente en las áreas de los angiosomas LPA (arteria plantar lateral) y MPA (arteria plantar medial), con lo cual se puede predecir el comienzo de una ulceración.

- El porcentaje de incidencia de puntos críticos por angiosoma presente en la población de estudio, revelo que la mayor incidencia se presentó en el angiosoma LPA (arteria plantar lateral) del plantar izquierdo de la imagen.
- La temperatura más alta detectada fue de 33.2°C, presente en el angiosoma LPA (arteria plantar lateral), mientras que en el angiosoma LCA (arterial calcánea lateral) se presenta la temperatura más baja en ambos plantares.
- Con la clasificación por angiosoma de los puntos críticos detectados en la planta de los pies, en base al angiosoma donde se encuentran se puede también relacionar con otros posibles padecimientos.

VI. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Attinger C, Cooper P, Blume P, Bulan E. 2001. The safest surgical incisions and amputations applying the angiosome principles and using the Doppler to assess the arterial-arterial connections of the foot and ankle. Foot Ankle Clin N Am; 6:745-99.

[2] Armstrong D. G., Holtz-Neiderer K., Wendel C., Mohler J., Kimbriel H. R. and Lavery L. A., “Skin temperature monitoring reduce the risk for diabetic foot ulceration in high-risk patients”, The American journal of medicine, 120, 1042-1046, 2008.

[3] Bharara, M., Cobb, J.E. y Claremont D.J. 2006. Thermography and thermometry in the assessment of diabetic neuropathic foot: a case for furthering the role of thermal techniques. Lower extremity wounds, 5(4), 250-260.

[4] Bharara, M., Viswanathan, V. y Cobb, J. E. 2008. Cold immersion recovery responses in the diabetic foot with neuropathy. Int wound J, 5, 562-569.

[5] Bankman I. 2009. Handbook of Medical Image Processing and Analysis. Second Edition. Elsevier Inc, USA.

[6] Bagavathiappan S., Philip J., Jayakumar T., Raj B.,Narayana P., Varalakshmi M., Mohan V. 2010. Correlation between Plantar Foot Temperature and Diabetic Neuropathy: A Case Study by Using an Infrared Thermal Imaging Technique. Journal of Diabetes Science and Technology, vol.4, no.6, pp.1386-1392.

[7] Branemark P., Fagerberg S., Langer L., Soderbergh J. 1967. Infrared thermography in diabetes mellitus. Diabetologia, vol.3, pp.529-532.

[8] Benbow, S. J., Chan, A.W., Bowsher, D.R., Williams G. y Macfarlane, I.A. 1994. The prediction of diabetic neuropathic plantar foot ulceration by liquid-crystal contact thermography. Diabetes Care, 17(8), 835-839.

[9] Boreman, G.D. 1999. Fundamentos de Electro-Óptica para ingenieros, Textos de ingeniería óptica, Prentice Hall, Estados Unidos.

[10] C. Cattaneo et al., “Métodos de umbralización de imágenes digitales basados en Entropía de Shannon y otros” Mecánica Computacional Vol.30, pp 2785-2805, 1-4 Noviembre 2011.

[11] Coto, E. 2003. Métodos de Segmentación de Imágenes Médicas. Universidad Central de Venezuela. ISSN 1316-6239.

[12] Esqueda, J. J. E., Palafox, L. E. M. 2005. Fundamentos de procesamiento de imágenes. Universidad Autónoma de Baja California. 9-11.

[13] FAIRVIEW. 2015. Obtenido de http://www.fairview.org/espanol/BibliotecadeSalud /art%C3% ADculo /82131.

[14] FLIR. 2007. Termografía. Historia de la Aplicación. Revisado el día 14 de marzo de 2014 http://www.flir.com/uploadedfiles/Eurasia/MMC/Appl_Stories/ AS_ 0007 _ ES.pdf

[15] FLIR. 2011. Guía de Termografía para Mantenimiento Predictivo. Revisado el día 7 de abril de 2014 http://www.flirmedia.com/MMC/THG/Brochures/T820264/T820264_ ES.pdf

[16] Jaramillo, J. A. S. 2003. Física. Óptica. Editorial MAD, S. L., España. 388-401.

[17] Jones, B. F. 1998. A reappraisal of the use of infrared termal image analysis in medicine. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 17(6), 1019-1027.

[18] Kaabouch, N., Hu, W., Chen, Y., Anderson, J. W., Ames, F., Paulson, R. 2010. Predicting neuropathic ulceration: analysis of static temperature distributions in thermal images. Journal of Biomedial Optics, 15(6), 061715 1-6.

[19] Lahiri B. B., Bagavathiappan S., Jayakumar T., Philip J. 2012. Medical applications of infrared thermography: A review.

[20] La Serna, P. y Concha R. 2009. Técnicas de Segmentación en Procesamiento Digital de Imágenes.

[21] Leal, M. B., Fouto, J. E. M., Jacobsen, M. T., Viriato J. V., InfraredMed - Medical Infrared Imaging Diagnostic, Brazil. 2010. Automated Computer Diagnosis of IR Medical Imaging.

[22] Liu, C., Heijden, F., Klein M. E., Baal J. G., Bus S. A. and Netten J. J. 2013. Infrared Dermal Thermography on Diabetic Feet Soles to Predict Ulcerations: a Case Study. Proc. Of SPIE vol.8572, 85720N-1.

[23] Lorca G., Arzola J. and Pereira O., “Segmentación de imágenes médicas digitales mediante técnicas de clustering” Aporte Santiaguino, 3(1):1. ISSN 2070-836X, 2010.

[24] Massa, J., Escobar, P., Del Fresno, M., Santiago, M., Arguiñarena, E. 2011. Segmentación y Caracterización en imágenes termográficas para diagnóstico de lesiones mamarias.

[25] Martínez A., Jiménez J., Higueruela F., “Técnicas de segmentación de imágenes, reconstrucción y descomposición de mallas enfocadas y aplicaciones médicas”, ISBN 978-84-8439-039-8, JAÉN, 2013.

[26] Montiel, N. H., Jiménez, J. R. A., Medina, V. B., Yáñez, O. S., Rosso, C., Samson, Y., Baillet, S. 2009. Segmentación adaptativa de lesiones isquémicas cerebrales a partir de imágenes de difusión de resonancia magnética.

[27] Monsó, J. B. 1994. Sistemas de identificación y control automáticos(II). Sistemas de control del flujo físico. MARCOMBO, S.A. Barcelona, España.11-12.

[28] Palomino N. L., Contreras W., Ruíz M. E., “Procesamiento digital de textura: Técnicas utilizadas en aplicaciones actuales de CBIR”, RISI 7(1), 57-64, 2010.

[29] Peregrina-Barreto, H., Morales-Hernández, L. A., Rangel-Magdaleno, J. J., Avina-Cervantes, J. G., Ramírez-Cortes, J. M., Morales-Caporal, R. 2013. Quantitative Estimation of Temperature Variations in Plantar Angiosomes: a study case for diabetic foot.

[30] PCE. 2004. Cámaras termográficas. Instrumentos de medición. Revisado el día 29 de abril de 2014: http://www.pce-iberica.es/instrumentos-de-medida/ medidores/ camaras-termograficas.htm

[31] Ring, E.F.J. 2007. The historical development of temperatura measurement in medice. Infrared physics & Technology, 49, 297-301.

[32] Ring, E.F.J., & Ammer, K. 2012. Infrared thermal imaging in medicine. Psysiological measurement, 33, R33-R46.

[33] Rueckert, D. Burger, P. 1995. Contour fitting using an adaptive spline model. British Machine Vision Conference 1995, vol. 1, pp. 207-216. Birmingham, UK. September.

[34] Salazar L. 2012. Aplicación de la Termografía a la Psicología Básica. Tesis doctoral. Universidad de Granada.

[35] Sanchez D. and Ponomaryov V., “Diseño e implementación de algoritmos de segmentación basados en lógica difusa con aplicaciones en imágenes biomédicas”, IPN, 2010.

[36] Serbu, G., MD Romanian Society of Thermography. 2009. Infrared Imaging of the Diabetic Foot.

[37] Sobrino, J. A. 2000. Teledetección. Universitat de Valéncia. AECI, 82-83.

[38] Sun, P., Lin, H., Jao, S. E., Ku, Y., Chan, R. y Cheng, C. 2006. Relationship of skin temperature to sympathetic dysfunction in diabetic at-risk feet. Diabetes Research and Clinical Practice, 73, 41-46.

[39] Vázquez, P. R. y Morales, L. H. 2013. Algoritmo para separación de áreas de temperaturas en el pie diabético. Tesis Maestría en Instrumentación y Control Automático. Universidad Autónoma de Querétaro.

[40] World Health Organization. Diabetes, Nota descriptiva N°312; Septiembre de 2012. *Obtenido de:* http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/es/

[41] Ying C. C., Leehter Y. 2009. Automatic diagnosis system of electrical equipment using infrared thermography. 978-0-7695-3879-2/09 IEEE. DOI 10.1109/SoCPaR.2009.41

VII. APÉNDICE

IEEE Sección Morelos

CIINDET
HACIA UN DESARROLLO SUSTENTABLE CON TECNOLOGÍA PROPIA

CONSTANCIA

Artículo: ***"Sistema de visión artificial para determinar anomalías térmicas en la planta de los pies de pacientes con diabetes mellitus tipo 2"***

Autores: **Marlene A. Jiménez Arthur, Luis A. Morales Hernández, Roque A. Osornio Ríos, Irving A. Cruz Albarrán**

Id. artículo: **60**
Área: **Mecatrónica**

El Comité Técnico del XII Congreso Internacional Sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico CIINDET 2015, que se llevó a cabo en la ciudad de Cuernavaca, Morelos, México, del 25 al 27 de marzo de 2015, hace constar que el artículo citado fue presentado de acuerdo con el programa técnico del congreso e incluido en las memorias del mismo.

La presente constancia se expide para los fines legales que a los autores convengan.

Cuernavaca, Morelos, México a 27 de Marzo de 2015.

Atentamente

CONGRESO INTERNACIONAL SOBRE INNOVACIÓN Y DESARROLLO TECNOLÓGICO CIINDET

THE INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS, INC. FOUNDED NEW YORK 1884

Dr. Jorge Guillermo Calderón Guizar
Presidente del Comité Técnico CIINDET 2015

11° CONGRESO INTERNACIONAL DE INGENIERÍA
11-15 MAYO 2015
QUERÉTARO, MÉXICO

La UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO
a través de la
FACULTAD DE INGENIERÍA,
otorga la presente

CONSTANCIA

a

M. A. Jiménez-Arthur, L. A. Morales-Hernández, R. A. Osornio-Ríos

Por haber impartido la ponencia oral

Comparative study of methods for segmentation of thermographic images of the soles of the feet in patients with diabetes

en el Congreso Internacional de Ingeniería
en su undécima edición
realizado del 11 al 15 de Mayo del 2015
en la ciudad de Santiago de Querétaro, México.

Dr. Aurelio Domínguez González
Director

CONCYTEQ

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE QUERÉTARO

creando**conciencia**