

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ZACATECAS
“Francisco García Salinas”
Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica



**DESARROLLO DE UN ALGORITMO DE VISIÓN ARTIFICIAL: UN
ENFOQUE A LA IDENTIFICACIÓN Y EVALUACIÓN TEMPRANA DE
HERIDAS DE PIE DIABÉTICO**

Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
Maestro en Ingeniería y Tecnología Aplicada

Presenta

Ing. Celina Lizeth Castañeda Miranda

Directores de tesis

Dr. Luis Octavio Solis Sánchez
Dr. José Manuel Ortiz Rodríguez
Dr. Héctor René Vega Carrillo

Zacatecas, Zac., Marzo de 2017



Exp. Tit. 04/2017

**DRA. SAMNTA DECIRE BERNAL AYALA
COORDINADORA DEL DEPARTAMENTO
ESCOLAR CENTRAL DE LA UAZ
PRESENTE.**

Nos permitimos informarle que, **Castañeda Miranda Celina Lizeth**, alumna egresada del Posgrado de Maestría en Ingeniería y Tecnología Aplicada con número de matrícula **94301253**, ha solicitado presentar su examen profesional con la modalidad de titulación por Tesis, cual lleva por nombre, “**Desarrollo de un algoritmo de visión artificial: Un enfoque a la identificación y evaluación temprana de heridas de pie diabético**”. Para optar el título de Maestría en Ingeniería y Tecnología Aplicada.

Lo anterior me permito hacerlo de su conocimiento para los trámites a que haya lugar y aprovecho la ocasión para quedar a sus órdenes.

Atentamente

Zacatecas, Zac., a 08 de marzo de 2017

**DR. JORGE DE LA TORRE Y RAMOS
DIRECTOR DE LA
UNIDAD ACADÉMICA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**



"FRANCISCO GARCÍA SALINAS"
Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica

Dra. Samanta Deciré Bernal Ayala.
Departamento de Servicios Escolares.
Presente.

El suscrito **Dr. Luis Octavio Solís Sánchez** docente de la Maestría en Ingeniería y Tecnología Aplicada, dependiente de la Universidad Autónoma de Zacatecas:

DICTAMINA

Que después de haber revisado la Tesis titulada **"Desarrollo de un algoritmo de visión artificial: Un enfoque a la identificación y evaluación temprana de heridas de pie diabético"** Presentada por la **C. Castañeda Miranda Celina Lizeth**, egresada de este programa educativo con matrícula **94301253**, cumple con todos los requisitos que el reglamento de titulación de los posgrados exige para este tipo de trabajos, por lo que el mencionado egresado puede pasar a reproducirlo para presentar su Examen Profesional.

Se extiende la presente a solicitud del interesado, para los fines legales que a el mismo convenga, en la ciudad de Zacatecas, Zac. A los 08 días del mes de marzo del año dos mil diecisiete.


Asesor de Tesis
Dr. Luis Octavio Solís Sánchez


**MAESTRÍA EN INGENIERÍA
Y TECNOLOGÍA APLICADA UAZ**



APROBACIÓN DE EXAMEN DE GRADO



DESARROLLO DE UN ALGORITMO DE VISIÓN ARTIFICIAL: UN ENFOQUE A LA IDENTIFICACIÓN Y EVALUACIÓN TEMPRANA DE HERIDAS DE PIE DIABÉTICO

Jurado

Presidente: **Dr. Luis Octavio Solís Sánchez**

Secretario: **Dr. José Manuel Ortiz Rodríguez**

Vocal: **Dr. Héctor René Vega Carrillo**

Vocal: **Dr. Alfredo Lara Herrera**

Vocal: **Dr. Rodrigo Castañeda Miranda**

Resumen

El pie diabético es una de las complicaciones más devastadoras de la diabetes. Su trascendencia es significativa por su alta incidencia y por el elevado porcentaje de amputaciones y decesos que implica. Dado que las pruebas de laboratorio para su diagnóstico son limitadas y costosas, la evaluación típica sigue basándose en signos y síntomas. Esto es, el médico llena un cuestionario basado en la medición de sus instrumentos de apoyo y su propia observación. Con base en tal cuestionario emite un diagnóstico. En el sentido de lo anterior, se tiene un diagnóstico dependiente del criterio y experiencia del evaluador. Para algunas variables, como el área de las lesiones o la ubicación de éstas, esta dependencia no es aceptable.

El presente trabajo pretende, mediante la introducción de técnicas de procesamiento de imágenes digitales, convertirse en un primer eslabón para la optimización de los resultados en la evaluación del pie diabético.

La aplicación del algoritmo sobre un grupo de imágenes de prueba dio resultados aceptables en la detección de las heridas, así como su tamaño y ubicación, gracias al empleo de técnicas avanzadas de segmentación de objetos y al parámetro que permite ajustar la sensibilidad del sistema hasta obtener los resultados deseados.

La aportación de esta tesis es un sistema de evaluación de lesiones del pie diabético que, sin duda, puede ser una herramienta muy útil para el especialista que permite la detección automática de las lesiones y la extracción de sus características de forma no invasiva, además de facilitar el manejo de los datos de forma digital.

Abstract

Diabetic foot is one of the most devastating consequences related to diabetes. It is relevant because of its incidence and the elevated percentage of amputations and deaths that the disease implies. Given the fact that the existing tests and laboratories designed to diagnose it are limited and expensive, the most common evaluation is still based on signs and symptoms. This means that the specialist completes a questionnaire based solely on observation and an invasive wound measurement. Using the questionnaire, the physician issues a diagnose. In this sense, the diagnose relies only on the criteria and the specialists' experience. For some variables such as the lesions area or their location, this dependency is not acceptable. Currently bioengineering has played a key role on the diagnose of different chronic degenerative diseases. A timely diagnose has proven to be the best tool against diabetic foot. The diabetic's foot clinical evaluation increases the possibility to identify risks and further complications. The main goal of this paper is to present the development of an algorithm based on digital image processing techniques, which enables to optimize the results on the diabetic's foot lesion evaluation. Using advanced techniques for object segmentation and adjusting the sensibility parameter, allows the correlation between the algorithm's identified wounds and those observed by the physician. Using the developed algorithm it is possible to identify and asses the wounds, their size, location, in a non-invasive way.

Dedicatoria

Especialmente a mi esposo por todo su apoyo, cariño y comprensión a lo largo del camino.

A mis padres Amador Castañeda G. y Victoria Miranda E.

A mis hermanos Alejandro, Rodrigo, Gabriela y Victor.

A mis amigos.

Agradecimientos

A mis profesores de la Universidad Autónoma de Zacatecas, quienes fueron clave fundamental en mi formación académica. En especial al Dr. Luis Octavio Solís Sánchez, al Dr. José Manuel Ortiz Rodríguez y al Dr. Héctor René Vega Carillo, por su valiosa asesoría en el presente trabajo.

A Fondos Mixtos (FOMIX) por los recursos otorgados para el desarrollo de este proyecto.

A CONACYT por el apoyo brindado para la realización de mis estudios de posgrado.

Índice de contenido

	Página
Resumen	V
Abstract	VI
Dedicatoria	VII
Agradecimientos	VIII
Índice de figuras	XII
Capítulo 1. Introducción	
1.1 Problemática	1
1.1.1 Costo económico	4
1.1.2 Diagnostico	4
1.2 Planteamiento del Problema	5
1.3 Justificación	5
1.4 Hipótesis	6
1.5 Objetivo	6
1.5.1 Objetivo Particular	6
Capítulo 2. Visión Artificial	
2.1 Procesamiento Digital de Imágenes	7
2.1.1 Vecindad	10
2.1.2 Conectividad	10
2.1.3 Distancia	11
2.2 Operaciones Básicas	12
2.2.1 Inversión de una imagen	12
2.2.2 Binarización de una imagen	12

2.2.3 Redimensión de imágenes	12
2.3 Imágenes a Color	13
2.3.1 Modelo RGB	13
2.3.2 Modelo HSV	14
2.4 Filtros	14
2.4.1 Filtro de suavizado	15
2.4.2 Detección de bordes	15
2.5 Mínimos Regionales	16
2.6 Imposición Mínima	17
2.7 Segmentación	17
2.7.1 Crecimiento de regiones	18
2.7.2 Transformada Watershed	18
2.7.3 Marcadores	19
2.7.3.1 Transformada mínima extendida	20
2.7.3.2 Transformada de Distancia	20
2.8 Procesamiento de Imágenes Binarias	21
2.8.1 Operaciones morfológicas	21
2.8.1.1 Dilatación	22
2.8.1.2 Erosión	23
2.8.1.3 Combinación de dilatación y erosión	23
2.9 Etiquetado de Objetos	24
2.9.1 Características de los objetos binarios	25
Capítulo 3. Desarrollo del Algoritmo	
3.1 Materiales y Métodos	26
3.2 Diseño del Algoritmo	26
3.3 Protocolo de Captura	31
3.4 Extracción de Características	35

Capítulo 4. Resultados y Discusión	
4.1 Algoritmo de Visión Artificial	36
4.2 Entorno GUI	39
Capítulo 5. Conclusiones	43
Referencias	44
Apéndices	
Anexo A: Artículos Publicados	50
▪ Computer Vision Algorithm for Diabetic Foot Injury Identification and Evaluation	51
▪ Identification and Evaluation on Diabetic Foot Injury by Computer Vision	69
Anexo B: Código de Programación MATLAB	74

Índice de figuras

	Página
Figura 2.1 Vecindad	10
Figura 2.2 Conectividad	11
Figura 2.3 Representación típica del modelo de color RGB	13
Figura 2.4 Representación típica del modelo de color HSV	14
Figura 2.5 Segmentación Watershed	19
Figura 2.6 Ejemplo de estructura de referencia	22
Figura 2.7 Dilatación	22
Figura 2.8 Erosión	23
Figura 2.9 Imagen de ejemplo para el etiquetado de objetos	24
Figura 3.1 Diagrama de flujo del algoritmo	30
Figura 3.2 Estructura del fondo de pruebas	32
Figura 3.3 Diagrama de flujo de captura de imágenes	33
Figura 4.1 Segmentación	36
Figura 4.2 Gradientes	37
Figura 4.3 Marcadores	38
Figura 4.4 Umbrales	38
Figura 4.5 Detección de las lesiones	39
Figura 4.6 Entorno GUI	41
Figura 4.7 Identificación de las lesiones y ajuste	42

Capítulo 1

Introducción

1.1 Problemática

El desarrollo científico, tecnológico y la innovación son pilares para el progreso económico y social sostenible. Destinando capital humano altamente calificado, para la investigación y realización de diversos e innovadores desarrollos tecnológicos, es posible la generación de productos con alto valor agregado.

El Laboratorio de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Inteligencia Artificial (LIDTIA), vinculado al Centro de Investigación e Innovación Tecnológica Industrial (CIITI), con sede en la Universidad Autónoma de Zacatecas (UAZ), han buscado generar alianzas con instituciones, organizaciones e industrias con una visión a largo plazo, motivados principalmente por el interés de incrementar la competitividad científico-tecnológica-industrial mexicana en los ámbitos nacional e internacional, en las áreas consideradas como estratégica por el país.

Por su importancia nacional, una de las líneas de investigación que se están impulsado dentro del LIDTIA es el estudio de enfermedades complejas usando conocimiento de frontera en las área biomédica y bioinformática, específicamente en el estudio y desarrollo de bio-marcadores, estos bio-marcadores permiten caracterizar y estudiar diferentes enfermedades usando algún tipo de información como, genética, histológica, imagenológica clínica, etc. Estos bio-marcadores pueden ser usados para detectar anomalías en los datos como mutaciones genéticas que causen algún padecimiento, así mismo pueden ser usados en la clínica para la detección de pacientes con algún tipo de enfermedad.

Actualmente, la cuantificación mediante bio-marcadores de imagen es una técnica emergente en el ámbito de la medicina con una implantación creciente en los centros hospitalarios. Aporta información relevante que no es apreciable a simple vista. Consiste en la generación de datos cuantitativos (numéricos) a partir de imágenes, principalmente de alta resolución, para facilitar información sobre la que apoyar una valoración clínica. Se puede decir que los bio-marcadores son el paso hacia la medicina personalizada.

La aplicación de la cuantificación de bio-marcadores de imagen en ayuda al diagnóstico, tratamiento y seguimiento de patologías, aporta un valor añadido en todo el proceso de la práctica clínica, al proporcionar información adicional a las pruebas diagnósticas convencionales. A partir de pruebas de imagen procesadas de la manera adecuada, se evidencian anormalidades en un tejido antes de que sean perceptibles en la lectura del médico, objetivo fundamental de este tipo de bio-marcadores. Además, permiten el seguimiento del efecto del tratamiento desde un punto de vista cuantitativo.

Ahora bien, en los últimos años la diabetes (*Diabetes Mellitus*) ha tomado una posición de liderazgo entre las enfermedades crónicas del ser humano, con un amplio abanico de complicaciones y una capacidad de deterioro y destrucción impresionante (Abbot *et al.*, 2002). El *pie diabético* es una de las complicaciones más frecuentes y devastadoras de la diabetes (Alvin *et al.*, 2005). Siendo esta el área de especialidad hacia la que se enfoca el presente trabajo.

El síndrome del pie diabético es considerado por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como la presencia de ulceración, infección y/o gangrena del pie asociada a la neuropatía diabética y diferentes grados de enfermedad vascular periférica, resultados de la interacción compleja de diferentes factores inducidos por una hiperglucemia (cantidad excesiva de azúcar en la sangre) mantenida.

La causa primaria que hace que se llegue a padecer un pie diabético está en el daño progresivo que la diabetes produce sobre los nervios, lo que se conoce como neuropatía (Apelqvist and Larsson, 1993). Los nervios están encargados de informar sobre los diferentes estímulos y de controlar a los músculos. En los diabéticos, la afectación de los

nervios hace que se pierda la sensibilidad, especialmente la sensibilidad dolorosa y térmica. El hecho de que una persona pierda la sensibilidad en el pie implica que si se produce una herida, un roce excesivo, una fuerte presión de un punto determinado o una exposición excesiva a fuentes de calor o frío no se sientan. Ya que el dolor es un mecanismo defensivo del organismo que incita a tomar medidas que protejan de factores agresivos, los diabéticos pueden sufrir heridas y no darse cuenta.

Otra causa importante es la isquemia derivada de la insuficiencia arterial que sufren los vasos sanguíneos a causa de la diabetes, por lo que el riego sanguíneo en el pie se ve ampliamente reducido (ARGC, 2014). Con ello se producen importantes trastornos tróficos, incluyendo debilidad de la piel y sequedad de la misma.

La suma de la pérdida de sensibilidad con la falta de riego sanguíneo puede facilitar la aparición de úlceras y/o heridas en los pies que, de infectarse, pueden traducirse en necrosis, es decir, pueden provocar que determinadas zonas de tejido mueran. Si ese tejido muerto no es eliminado correctamente puede provocar la liberación de toxinas en la sangre que acaben por ocasionar una gangrena del miembro. La gangrena es subsidiaria de dos únicas opciones posibles: la amputación del miembro o la muerte.

Actualmente, las complicaciones del pie diabético son cada vez más comunes y representan un grave problema de salud en México por su alta frecuencia, costos elevados y dificultades en su manejo.

Se ha descrito que entre el 13 y 25% de los diabéticos desarrollan el síndrome de pie diabético (Amstrong *et al.*, 2007). Su trascendencia es significativa por el elevado porcentaje de amputaciones que implica. Entre el 40 y 50% de los diabéticos desarrollan a lo largo de su vida una úlcera en el pie, que en un 20% de los casos es la causa de la amputación de la extremidad (Association A, 2010). Los índices de mortalidad que siguen a la amputación son del 13 al 40% en el primer año, 65% a los 3 años y 39 a 80% a los 5 años (Bongaerts *et al.*, 2013).

1.1.1 Costo económico

El costo en pérdida de calidad de vida y de autoestima es difícil de calcular, pero no tanto de imaginar. Para las personas que padecen este problema el impacto inmediato se presenta en la disminución de la calidad de vida por incapacidad e incluso la muerte si no tienen un tratamiento adecuado. También las familias resultan afectadas debido a que están inmersas en los continuos gastos que requiere el tratamiento de la enfermedad. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) se calcula que el costo directo de una amputación asociada al pie diabético está entre los 30,000 y los 60,000 dólares, debiendo además agregar a la suma los gastos para la asistencia general del padecimiento (Amstrong *et al.*, 2016). Vivir con pie diabético resulta costoso.

1.1.2 Diagnóstico

El diagnóstico oportuno ha demostrado ser la mejor arma contra el pie diabético. La evaluación clínica del pie diabético incrementa la posibilidad de detectar a tiempo factores de riesgo y complicaciones futuras (Boulton *et al.*, 2013). Pero la evaluación del pie diabético no es un paso sencillo. Una evaluación adecuada implica el conocimiento de múltiples variables para determinar la gravedad de las lesiones, tales como el número de úlceras y/o heridas, tamaño, zonas afectadas, profundidad, cicatrización, presencia de edemas, neuropatía, grado de isquemia, infección, etc. (Bryan *et al.*, 2014).

Aunque existen pruebas de laboratorio, como la radiografía y la resonancia magnética nuclear, su uso es limitado para hacer un diagnóstico. Estas pruebas se realizan para detectar daños en los huesos (osteomielitis) y alteraciones biomecánicas o deformaciones en el pie, pero solo se utilizan en estadios avanzados de la enfermedad. Además, no son

accesibles económicamente para la población promedio (Cavanagh *et al.*, 2012). Por estas y otras razones, el método más común sigue siendo el examen clínico por cuestionario.

1.2 Planteamiento del Problema

Actualmente, la evaluación típica del pie diabético se basa en signos y síntomas. Generalmente, el especialista realiza una valoración de síntomas de neuropatía e isquemia mediante el Monofilamento de Semmens-Weinstein y el Doppler, respectivamente. Para el resto de variables, el especialista valora de acuerdo a su propia observación. Con base en tales resultados, el especialista llena un cuestionario y emite un diagnóstico. En el sentido de lo antes dicho, se tiene un diagnóstico que depende en gran parte del criterio y experiencia del médico, lo que resulta incorrecto particularmente para variables como el área y la ubicación de las lesiones.

1.3 Justificación

Los estudios en el campo de la inteligencia artificial han progresado en los últimos años, permitiendo el desarrollo de sistemas de visión artificial que, sin duda, han beneficiado en gran medida numerosos sectores de la medicina. Si bien se han desarrollado instrumentos de apoyo para la evaluación del pie diabético, poco se ha hecho por reducir el error en el criterio del evaluador y mejorar el manejo de los datos obtenidos. La introducción de técnicas de procesamiento de imágenes digitales, para la detección y evaluación de las úlceras y heridas pretende convertirse en un primer eslabón para la optimización de los resultados en la evaluación del pie diabético.

1.4 Hipótesis

Las heridas y úlceras que se presentan en el pie diabético poseen características particulares que hacen posible su detección e interpretación a partir de la implementación de procesamiento de imágenes.

1.5 Objetivo

Desarrollar y diseñar un algoritmo de visión artificial para la detección y evaluación de heridas del pie diabético.

1.5.1 Objetivo Particular

Desarrollar una aplicación mediante un algoritmo, capaz de describir de forma no invasiva características importantes de las heridas de pie diabético, de tal manera que se traduzca en una herramienta de apoyo para el especialista, mejorando los resultados, reduciendo tiempo y costos, y facilitando el manejo y almacenamiento de los datos obtenidos.

Capítulo 2

Visión Artificial

2.1 Procesamiento Digital de Imágenes

La visión artificial, también conocida como visión por computadora, es un sub-campo de la inteligencia artificial y se define como todo intento enfocado al desarrollo de algoritmos que permitan a una máquina simular, hasta cierto grado, el proceso de visión biológico.

En los últimos años el Procesamiento Digital de Imágenes ha sido ampliamente utilizado por diversas disciplinas tales como: Medicina, Biología, Física e Ingeniería. Mediante el Procesamiento Digital de Imágenes es posible manipular imágenes digitales en una computadora con el fin de obtener información objetiva de la escena captada por una cámara. (Solis *et al.*, 2009)

El procesamiento digital de imágenes (PID) es un sub-campo de la visión artificial que se encarga de la manipulación de imágenes digitales con el fin de identificar e interpretar alguna información de interés que haya en ellas. El desarrollo de nuevas tecnologías, tanto en la adquisición de imágenes como en las herramientas de cómputo para procesarlas, ha hecho de esta rama un campo de estudio interesante y en constante desarrollo.

A grandes rasgos, una imagen digital es el resultado de interpretar una matriz que contiene elementos (llamados Píxel – del inglés picture element) con distintos valores numéricos que representa cada uno, distintos niveles de iluminación los cuales, dependiendo del tipo de imagen que se trate, ésta iluminación mostrará los tonos que componen a la imagen. En el caso de las imágenes binarias (blanco y negro sin valores intermedios), los valores numéricos pueden ser sólo 0 ó 1, donde 0 representa negro (ausencia de luz) y el 1, blanco (presencia de luz). Para las imágenes en escala de grises, los valores van de 0 a 255, donde 255 representa blanco y 0, negro. En estas imágenes, cada

píxel se compone digitalmente de 8 bits, que equivalen a un Byte, por lo que, en una imagen de 10 x 10 (10 píxeles de ancho por 10, de alto), habrá 100 bytes, que son 800 bits.

A grandes rasgos, una imagen digital es el resultado de interpretar una matriz que contiene elementos (llamados Píxel – del inglés picture element) con distintos valores numéricos que representa cada uno, distintos niveles de iluminación los cuales, dependiendo del tipo de imagen que se trate, ésta iluminación mostrará los tonos que componen a la imagen. En el caso de las imágenes binarias (blanco y negro sin valores intermedios), los valores numéricos pueden ser sólo 0 ó 1, donde 0 representa negro (ausencia de luz) y el 1, blanco (presencia de luz). Para las imágenes en escala de grises, los valores van de 0 a 255, donde 255 representa blanco y 0, negro. En estas imágenes, cada píxel se compone digitalmente de 8 bits, que equivalen a un Byte, por lo que, en una imagen de 10 x 10 (10 píxeles de ancho por 10, de alto), habrá 100 bytes, que son 800 bits.

El modelo más común de representar una imagen a escala de grises es por medio de una matriz bidimensional de $M \times N$ elementos llamados pixeles, donde M es el número de pixeles de alto y N el número de pixeles de ancho de la imagen (AuraConci *et al.*, 2015). El origen corresponde al elemento de la esquina superior izquierda y cada pixel tiene un valor de intensidad en el intervalo $[0,255]$, donde 0 corresponde al negro y 255 al blanco.

$$I(x, y) = \begin{bmatrix} I(1,1) & I(1,2) & \cdots & I(1,N) \\ I(2,1) & I(2,2) & \cdots & I(2,N) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ I(M,1) & I(M,2) & \cdots & I(M,N) \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 2.1}$$

Por otro lado, una imagen de color completo o RGB (que se definirá mas adelante) es representada por una matriz tridimensional de $M \times N \times L$, donde M y N tienen el mismo significado que para el caso de las imágenes de escala de grises mientras L representa el plano que, para imágenes RGB, es igual a 1 para el rojo, 2 para el verde y 3 para el azul.

El tipo de operaciones que se pueden realizar en una imagen, como se ha mencionado son tres, operaciones de punto, de entorno y entre dos o más imágenes. Para el caso de los métodos aritmético-lógicos, se cuenta con varias aplicaciones dentro de éstos tres tipos de operaciones.

Entre los más comunes que se pueden mencionar, son:

- **Modificación del Brillo:** Consistente en agregar o restar un valor numérico a cada píxel de la imagen (en cada canal de igual forma en caso de ser a color).
- **Binarización (Umbralizado):** Habiendo fijado un valor límite, revisando el valor numérico de cada píxel, dependiendo de si es menor, mayor o se encuentra dentro de cierto rango y se modifica éste para ser totalmente blanco o negro.
- **Negativo:** A cada píxel se le asigna como valor numérico su valor de complemento binario, que trasladándole a valores enteros corresponde a tomar el valor numérico máximo posible para el píxel (255) y restarle el valor que contenía, de modo que si se tenía un píxel perfectamente blanco (255), al efectuar la resta, al píxel se asignaría cero ($255 - 255 = 0$, p.ej: $255 - 0 = 255$; $255 - 100 = 155$; $255 - 155 = 100$; etc.). Obteniendo de éste modo, numéricamente los valores contrarios a las tonalidades de la imagen. En caso de una imagen binaria, basta con aplicar la función lógica NOT a cada elemento, de éste modo, los colores se invierten.
- **Diferencia de Imágenes:** Partiendo de dos imágenes con dimensiones iguales, se comienzan a restar numéricamente los valores de cada píxel con su correspondiente en las mismas coordenadas de la otra imagen, de modo que, al obtener la imagen resultante de la resta, si se quiere verificar el resultado de realizar la resta opuesta, ésta se obtiene al encontrar el negativo del resultado (se debe de prestar atención a no asignar valores negativos, pues al asignarse éstos al byte del píxel, se convierten en valores muy altos).
- **Adición de Imágenes:** Similar a la diferencia, se procede a sumar numéricamente los valores de cada píxel de las imágenes en las mismas coordenadas, de modo que el resultado en general es una imagen mucho muy brillante si no se tiene cuidado de evitar desbordar el byte de cada píxel.
- **Comparación entre Imágenes:** Simplemente siguiendo comparaciones aritméticas de mayor, menor o igual que, se asigna al resultado un valor fijo (puede ser blanco o negro, por lo regular), o el valor resultante de la comparación.

- **Operaciones Lógicas entre Imágenes:** Siguiendo las operaciones lógicas, dependiendo de un criterio de falso y verdadero (igual, menor ó mayor que un cierto valor, regularmente blanco o negro absolutos), se realizan entre dos imágenes en las mismas coordenadas, las operaciones de AND, OR, XOR, XNOR.

2.1.1 Vecindad

La vecindad es la relación que tiene un pixel de manera posicional con los pixeles que lo rodean. En este contexto, existen 2 tipos de vecindad para un pixel en una imagen: vecindad 4 y vecindad 8.

La vecindad 4 de un pixel P corresponde a los pixeles (V1, V2, V3 y V4) que se encuentran arriba, abajo, a la derecha y a la izquierda de él (figura 2.1a).

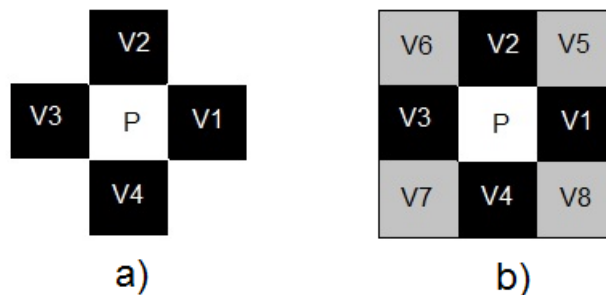


Figura 2.1 Relación posicional de acuerdo con a) vecindad 4 y b) vecindad 8

La vecindad 8 (figura 2.1b) corresponde a los pixeles de la vecindad 4 (V1, V2, V3 y V4) más los pixeles que están inmediatamente diagonales al pixel en cuestión (V5, V6, V7 y V8).

2.1.2 Conectividad

La conectividad entre pixeles es un concepto utilizado para establecer los límites de regiones u objetos dentro de una imagen. Para determinar si dos píxeles están conectados se determina si son adyacentes en algún sentido y si sus niveles de intensidad satisfacen un criterio de similaridad (por ejemplo si son iguales). Bajo esta observación, se puede tener tanto conectividad 4 como conectividad 8.

Para ilustrar mejor el concepto se hace uso de una imagen en la que se pueden encontrar dos objetos, si se considera conectividad 4 (figura 2.2a), o uno solo, si se considera conectividad 8 (figura 2.2b).

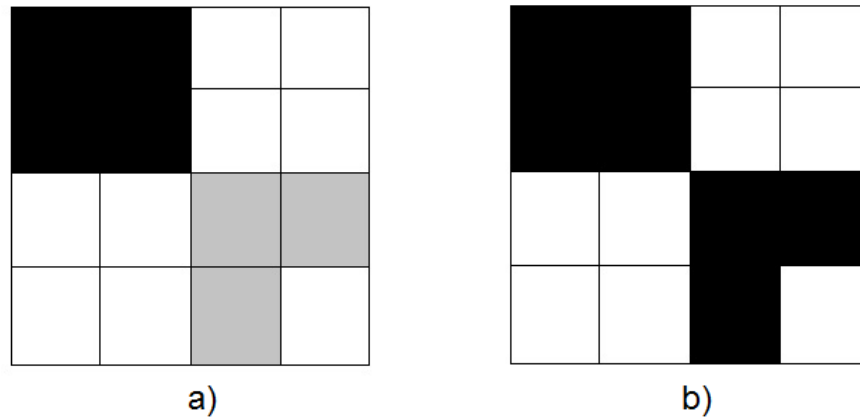


Figura 2.2 Resultado de considerar a) conectividad 4 y b) conectividad 8

2.1.3 Distancia

Existen varios tipos de medidas para encontrar relaciones posicionales entre píxeles. Las medidas de distancia más comunes son:

- Euclidiana: la distancia existente entre 2 píxeles corresponde a la magnitud del vector que une sus centros y está dada por:

$$D_{euc}(P_1, P_2) = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad \text{Ec. 2.2}$$

- City-block: corresponde a la suma de la distancia horizontal y vertical entre ambos píxeles.

$$D_{cityblock}(P_1, P_2) = |x_2 - x_1| + |y_2 - y_1| \quad \text{Ec. 2.3}$$

2.2 Operaciones Básicas

Existen ciertas operaciones básicas de pixel, es decir, operaciones en las que el valor a calcular solo depende del valor actual del pixel en cuestión sin tomar en cuenta sus vecinos, como el ajuste de contraste e iluminación, la inversión, umbralización, corrección gama, etc.

2.2.1 Inversión de una imagen

Es una operación en la que se altera el valor de los pixeles de forma que la imagen resultante sea oscura donde era clara y clara donde era oscura. Es decir, para una imagen en que sus valores pueden estar en el intervalo $[0,255]$, el nuevo valor para un pixel P se define de acuerdo a:

$$I_{inv}(P) = 255 - P \quad \text{Ec. 2.4}$$

2.2.2 Binarización de una imagen

La binarización es un proceso por medio del cual una imagen en escala de grises es convertida a una imagen binaria. Si la imagen en cuestión es RGB, se debe antes obtener su versión en escala de grises y posteriormente se realiza la conversión sobre ésta. Su uso está dirigido a la segmentación de imágenes y la creación de máscaras binarias.

El proceso consiste en clasificar los pixeles en 2 únicos valores posibles (0 y 1) de acuerdo a un umbral TH , de tal forma que:

$$I_{bin}(P) = \begin{cases} 0, & \text{si } P \leq TH \\ 1, & \text{si } P > TH \end{cases} \quad \text{Ec. 2.5}$$

2.2.3 Redimensión de imágenes

En algunos casos puede ser necesario cambiar el tamaño de una imagen, ya sea amplificándola o reduciéndola. Puede utilizarse para ello una escala o un número específico de renglones y columnas. Para reducir el tamaño se dejan solo algunos pixeles de la imagen original, y para amplificarla se calculan los pixeles intermedios.

Sea cual sea el caso, existe un cierto grado de pérdida de información proporcional a la escala de redimensión, por lo que un punto importante a considerar es el método de interpolación utilizado de tal forma que se minimice su efecto.

2.3 Imágenes a Color

Un modelo de color describe la forma en que los colores pueden ser representados como un conjunto de componentes. Los modelos más utilizados son el modelo RGB y el modelo HSV.

2.3.1 Modelo RGB

Es el modelo más común y puede verse como un cubo (figura 2.3), cuyos ejes de coordenadas corresponden a los tres colores primarios: rojo (R), verde (G) y azul (B). Cada posible color corresponde a un punto dentro del cubo y queda definido por la adición de las 3 componentes individuales. La intensidad de las componentes determina tanto el tono como la iluminación del color resultante. Se considera el modelo básico de representación de los colores en la televisión, las computadoras, cámaras, escáneres, etc.

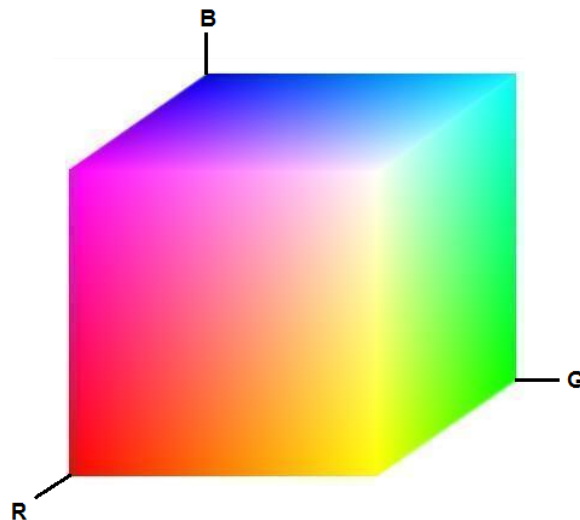


Figura 2.3 Representación típica del modelo de color RGB

2.3.2 Modelo HSV

Es considerado más intuitivo dado que está relacionado con la forma en que las personas perciben los colores. Tradicionalmente se representa por medio de una pirámide invertida (figura 2.4). Cada posible color queda definido por 3 componentes: tonalidad (T), saturación (S) y valor (V). La tonalidad está relacionada con el pigmento de un color rojo, amarillo, verde, cian, azul o rosa,. La saturación define el grado de pureza del color. Por último, el valor corresponde a la intensidad o brillo que posee el color.

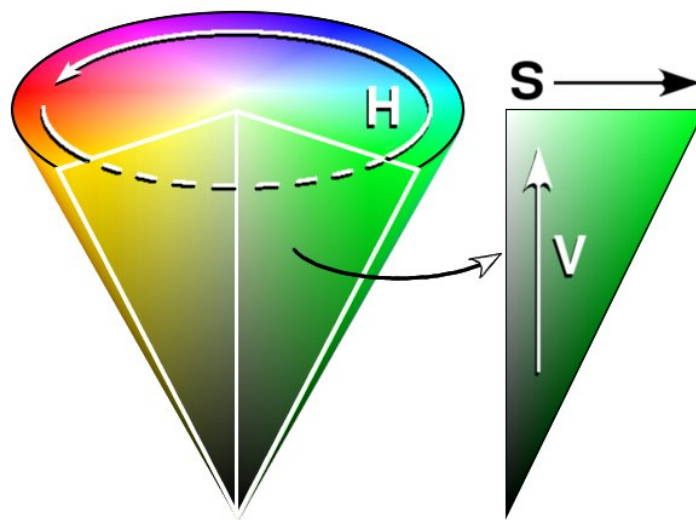


Figura 2.4 Representación típica del modelo de color HSV

2.4 Filtros

Los filtros pueden ser considerados como operaciones en donde el nuevo pixel calculado depende no solo del pixel original, sino de otros pixeles que estén en una determinada vecindad en relación a él. El uso de filtros permite realizar gran cantidad de efectos sobre una imagen, tales como suavizado, detección de bordes, realzado, ruido, entre muchos otros.

La base del proceso de filtrado es una matriz de coeficientes llamada *filtro* o *kernel*. El tamaño de dicha matriz es un parámetro importante, ya que determina cuántos y cuáles vecinos del pixel original serán considerados para calcular el nuevo pixel. La forma puede

ser cualquiera, sin embargo, la cuadrada y de dimensiones 3 x 3 es la más común. Además, el filtro puede ser lineal o no lineal. En este caso solo se describen los lineales, designados así porque los valores de los píxeles y los coeficientes se combinan linealmente para generar los píxeles resultado.

La aplicación del filtro sobre la imagen se lleva a cabo mediante un proceso de correlación o, en su defecto, por convolución. La correlación consiste en hacer la suma de las multiplicaciones de cada píxel por los valores del filtro en una vecindad definida por dicho filtro, realizando un barrido a lo largo de toda la imagen. La convolución solo se diferencia de la correlación en que se rota el filtro 180°.

2.4.1 Filtro de suavizado

Generalmente, en una imagen se observan zonas o píxeles donde existe un cambio abrupto del nivel de intensidad. Para evitar esos cambios existe un proceso llamado suavizado en el que el valor de cada píxel es remplazado por el promedio del píxel original más sus 8 vecinos inmediatos.

Prácticamente todo filtro lineal en que sus coeficientes son positivos produce un suavizado en la imagen. El más común y antiguo es el “filtro de caja” cuya matriz es:

$$H_{caja} = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 2.6}$$

2.4.2 Detección de bordes

Los bordes juegan un rol importante en la interpretación de objetos, es decir, marcan la división de los objetos. Los bordes son puntos en una imagen en los cuales la intensidad en una determinada dirección cambia drásticamente.

Una forma de detectar los bordes consiste en aplicar el operador Sobel. Este operador se basa en la aplicación de dos filtros, uno para la detección horizontal y otro para la vertical:

$$H_{sobel_horizontal} = \begin{bmatrix} -1 & 1 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 2.7}$$

$$H_{sobel_vertical} = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec. 2.8}$$

Los resultados de los filtros de forma separada son inútiles, así que deben ser reunidos en la magnitud del gradiente G , tal que:

$$G = \sqrt{(H_{sobel_horizontal})^2 + (H_{sobel_vertical})^2} \quad \text{Ec. 2.9}$$

2.5 Mínimos Regionales

El cálculo de los mínimos regionales es una herramienta muy útil en la segmentación de imágenes. Un mínimo regional es un pixel cuya vecindad 8 es de valor más alto que él. Su importancia radica en que los objetos presentes en una imagen cumplen la misma condición que los mínimos regionales, es decir, generalmente se ven como zonas oscuras rodeadas en su totalidad por un fondo más claro. Para ilustrar mejor el concepto se considera como ejemplo una imagen representada por la siguiente matriz:

235	254	242	238	254	246	245
241	245	30	17	247	255	248
245	253	22	7	244	235	236
246	239	242	252	247	252	237
254	239	239	247	242	15	254
241	100	246	238	242	248	240
254	252	246	239	249	251	250

El resultado del proceso se muestra en la siguiente matriz, donde los 1's corresponden a los mínimos regionales de la imagen:

1	0	0	0	0	0	1
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	1	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	0
0	1	0	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0

En el caso de las fronteras de la imagen, aunque no se tenga completa la vecindad 8, los vecinos faltantes se consideran del valor más alto (255).

2.6 Imposición Mínima

La imposición mínima es una técnica que permite especificar, mediante una máscara binaria, los lugares en los que se desea tener mínimos regionales. Para ilustrar el concepto se hace uso de la imagen propuesta en el ejemplo anterior. Suponiendo que se desea tener mínimos únicamente en los píxeles de intensidad menor o igual a 15, se debe utilizar la siguiente matriz como máscara:

0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0

Hecho esto, los píxeles de la imagen original que se corresponden con un mínimo regional y, a su vez, con la máscara, son “empujados” hacia abajo (hasta 0), mientras que los píxeles que se corresponden con un mínimo regional pero no con la máscara son “empujados” hacia arriba hasta el nivel del menor de sus vecinos.

241	254	242	238	254	246	246
241	245	30	17	247	255	248
245	253	22	0	244	236	236
246	239	242	252	247	252	237
254	239	239	247	242	0	254
241	239	246	239	242	248	240
254	252	246	239	249	251	250

2.7 Segmentación

En general, la tarea más complicada del procesamiento de imágenes es la segmentación (Gonzalez *et al.*, 2009). La segmentación es el proceso que divide una imagen en las partes u objetos que la conforman. La complejidad de esta división depende de la aplicación en

particular, es decir, la segmentación solo puede darse por terminada cuando se hayan detectado todos los objetos de interés para la aplicación en cuestión. En última instancia, la calidad de la segmentación va a dar lugar al éxito o fracaso del análisis, por lo que se debe poner todo el esfuerzo posible en esta etapa.

Los algoritmos de segmentación generalmente se basan en dos propiedades básicas: discontinuidad y similitud. Dentro de la primera categoría se intenta dividir la imagen basándose en los cambios bruscos de los niveles de gris, abarcando la detección de puntos, líneas y bordes de las imágenes. Dentro de la segunda categoría se emplean técnicas de umbrales y crecimiento de regiones, siendo esta última la de mayor interés para este proyecto.

2.7.1 Crecimiento de regiones

El crecimiento de regiones es un proceso mediante el cual se agrupan píxeles o subregiones en regiones mayores de acuerdo con algún criterio de similaridad. El procedimiento básico comienza con un conjunto de píxeles llamados “semillas”. A partir de estas semillas se hacen crecer regiones añadiendo píxeles vecinos con propiedades similares a ellas (como el valor de intensidad).

A lo largo de los años se han desarrollado múltiples técnicas orientadas al crecimiento de regiones. Este proyecto está enfocado en la técnica de Watershed.

2.7.2 Transformada Watershed

La transformación Watershed es una técnica de segmentación de imágenes a escala de grises (comúnmente de gradiente). El concepto de Watershed viene de la topografía y se traduce como cuenca hidrográfica, que es la cordillera que divide las áreas drenadas por sistemas fluviales.

En este sentido, una imagen en escala de grises puede representarse como la imagen topográfica de un relieve terrestre, donde los valores de intensidad son interpretados como alturas, de manera que las intensidades de mayor valor corresponden a cordilleras o montañas mientras que las intensidades de menor valor corresponden a valles.

La transformada Watershed realiza un proceso de inundación de los valles, comenzando por los niveles más bajos (correspondientes a los mínimos regionales). El agua fluye y continúa la inundación hasta que las aguas de valles contiguos se unen, formando líneas de unión que representan las fronteras de regiones homogéneas y constituyen el resultado de la segmentación (figura 2.5).

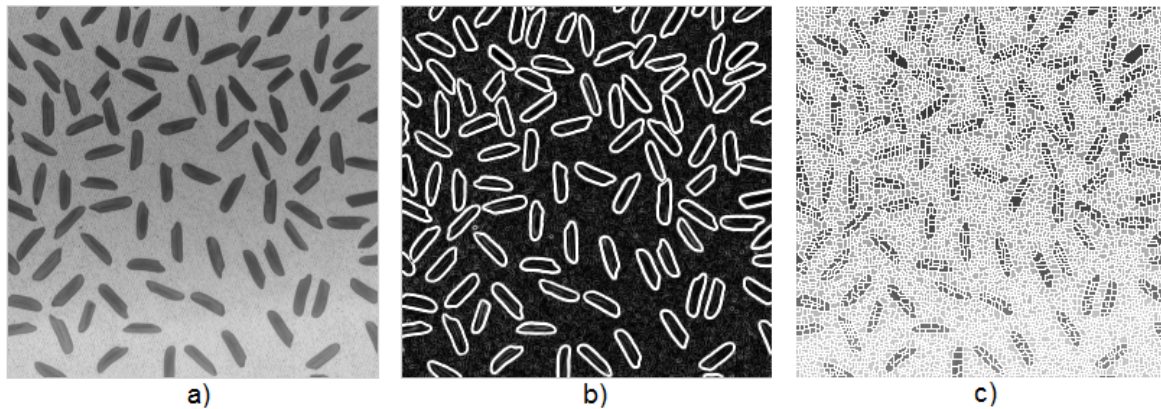


Figura 2.5 a) Imagen original, b) magnitud del gradiente y c) resultado de aplicar la transformada Watershed sobre b)

Sin embargo, en imágenes no homogéneas y/o ruidosas puede existir más de un mínimo regional por cada objeto de interés. En consecuencia, puede producirse una sobre-segmentación, es decir, un mismo objeto puede quedar delimitado por múltiples regiones (Sylva *et al.*, 2015).

2.7.3 Marcadores

La sobre-segmentación se puede disminuir utilizando métodos de mejora en el pre-procesado de la imagen (como filtros de suavizado). Si estos métodos no son suficientes, existen técnicas más avanzadas para evitar la sobre-segmentación. Una de las técnicas más conocidas es por medio de “marcadores” (Xiaoli *et al.*, 2015)

Un marcador es un grupo de píxeles conectados dentro de la imagen que describen unívocamente cuáles de los píxeles son parte de los objetos de interés (marcadores internos) y cuáles del fondo (marcadores externos).

Una vez determinados, los marcadores de objetos se convierten en las semillas de las regiones y los marcadores de fondo pasan a ser los límites de crecimiento de las mismas.

2.7.3.1 Transformada mínima extendida

Una forma de obtener los marcadores internos es mediante la transformación mínima extendida. Esta transformación agrupa los mínimos regionales con sus vecinos sucesivos cuya diferencia en intensidad sea menor que un valor dado. Retomando la imagen usada como ejemplo en la sección 2.6, y si se considera que la diferencia aceptada entre pixeles pertenecientes a objetos sea menor a 30, entonces la transformada mínima extendida de la imagen es una imagen binaria en la que los 1's "agrupados" marcan los pixeles que son parte definitiva de algún objeto de interés:

0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0
0	0	1	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	0
0	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0

2.7.3.2 Transformada de Distancia

Una herramienta comúnmente usada en conjunto con la transformada Watershed para la segmentación de imágenes es la transformada de distancia. Resulta especialmente útil para calcular los marcadores del fondo, además de evitar que éstos queden cerca de los bordes de los objetos que se desee segmentar. (Gonzalez *et al.*, 2009)

La transformación de distancia trabaja sobre imágenes binarias y su concepto es muy sencillo: es la distancia euclidiana desde cada pixel de la imagen al pixel más cercano distinto de cero. Retomando el ejemplo, la transformada de distancia de distancia de la matriz de mínimos extendidos es la siguiente:

2.2361	1.4142	1.0000	1.0000	1.4142	2.2361	3.1623
2.0000	1.0000	0	0	1.0000	2.0000	3.0000
2.0000	1.0000	0	0	1.0000	2.0000	2.2361
2.2361	1.4142	1.0000	1.0000	1.4142	1.0000	1.4142
1.4142	1.0000	1.4142	2.0000	1.0000	0	1.0000
1.0000	0	1.0000	2.0000	1.4142	1.0000	1.4142
1.4142	1.0000	1.4142	2.2361	2.2361	2.0000	2.2361

2.8 Procesamiento de Imágenes Binarias

Generalmente, las imágenes que se obtienen del proceso de segmentación son binarias, en las que los píxeles blancos se corresponden a los objetos y los píxeles negros al fondo. En este apartado se analiza la estructura de las imágenes binarias, considerando la manera de aislar cada uno de los objetos presentes en la imagen y la manera de describirlos estructuralmente. (Gonzalez *et al.*, 2009)

2.8.1 Operaciones morfológicas

En biología, la morfología es la disciplina que se encarga del estudio de la forma y estructura de los seres vivos. En el procesamiento de imágenes se hace uso del mismo término pero en un contexto matemático como herramienta para la extracción de los componentes de una imagen que permitan la representación y descripción de los objetos (llamados estructuras) en ella, tales como contornos, esqueletos, etc.

Las operaciones morfológicas fueron originalmente concebidas para ser usados sobre imágenes binarias. Si bien su uso se extiende a imágenes en escala de grises también, en este trabajo se limita a imágenes binarias.

Tal como los filtros vistos en la sección 2.6, las operaciones morfológicas se basan en el uso de una matriz o filtro capaz de modificar las estructuras presentes en una imagen. Sin embargo, el filtro morfológico, llamado “estructura de referencia”, al igual que una imagen binaria se compone únicamente por 1’s y 0’s (figura 2.6). Además, posee su propio sistema de coordenadas, teniendo como origen un punto referencial que no es el centro necesariamente.

0	1	0
1	1	1
0	* 1	0

Figura 2.6 Ejemplo de estructura de referencia, donde el asterisco * indica el punto de referencia u origen

Las operaciones de dilatación y erosión son fundamentales en el procesamiento morfológico de imágenes.

2.8.1.1 Dilatación

La dilatación es una operación morfológica correspondiente a la idea intuitiva del crecimiento, o añadir una capa de píxeles al objeto. La forma de la estructura de referencia controla el crecimiento. Una forma de representar la operación de dilatación como el resultado de añadir a los píxeles 1 de la imagen la forma correspondiente a la estructura de referencia. El proceso se ilustra en la figura 2.7.

0	0	0	0
0	1	1	0
0	1	0	0
0	0	0	0

a)

0	0	0
0	* 1	1
0	0	0

b)

0	0	0	0
0	1	1	1
0	1	1	0
0	0	0	0

c)

Figura 2.7 a) Imagen binaria original, b) estructura de referencia y c) resultado de la dilatación sobre a)

2.8.1.2 Erosión

La erosión reduce o “adelgaza” los objetos de una imagen. Al igual que en la dilatación, el adelgazamiento se controla por medio de la forma de la estructura de referencia.

El proceso puede ser interpretado de la siguiente manera: un pixel $P(x',y')$ resultado de la erosión es 1 solo si la estructura de referencia centrada en este pixel coincide en forma con el contenido de la imagen (véase la figura 2.8).

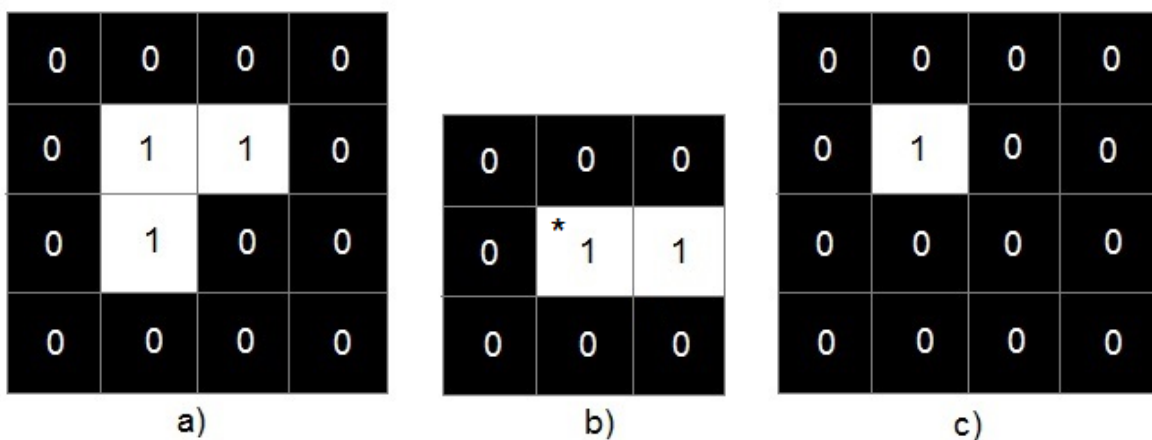


Figura 2.8 a) Imagen binaria original, b) estructura de referencia y c) resultado de la erosión sobre a)

2.8.1.3 Combinación de dilatación y erosión

En la práctica, las operaciones de dilatación y erosión son usadas en múltiples combinaciones. Las combinaciones más comunes son la apertura y el cierre.

La apertura es definida como una erosión seguida por una dilatación, utilizando la misma estructura de referencia en las dos etapas. El resultado de la apertura es la eliminación de los elementos cuyo tamaño sea menor que la estructura de referencia.

El cierre, por el contrario, consiste en la dilatación seguida de la erosión, usando también la misma estructura de referencia. A través de esta operación se rellenan los hoyos dentro de los objetos de la imagen, siempre y cuando los hoyos sean de menor tamaño que la estructura de referencia. (Gonzalez *et al.*, 2009)

De la misma manera que la apertura y el cierre, se pueden implementar una variedad de procesos basados en combinaciones de dilataciones y erosiones:

- Clean: remueve pixeles solitarios en la imagen.
- Fill: llena los huecos presentes en los objetos de la imagen.
- Shrink: reduce los objetos sin agujeros a puntos, mientras que los que tienen agujeros forman anillos de un pixel de grosor.
- Remove: pone el pixel en 0 si los pixeles de su vecindad 4 son 1's.
- Etc.

2.9 Etiquetado de Objetos

Una tarea importante de realizar es la separación de los pixeles que pertenecen a cada uno de los objetos, conocida como etiquetado. Considérese como ejemplo la imagen de la figura 2.9:

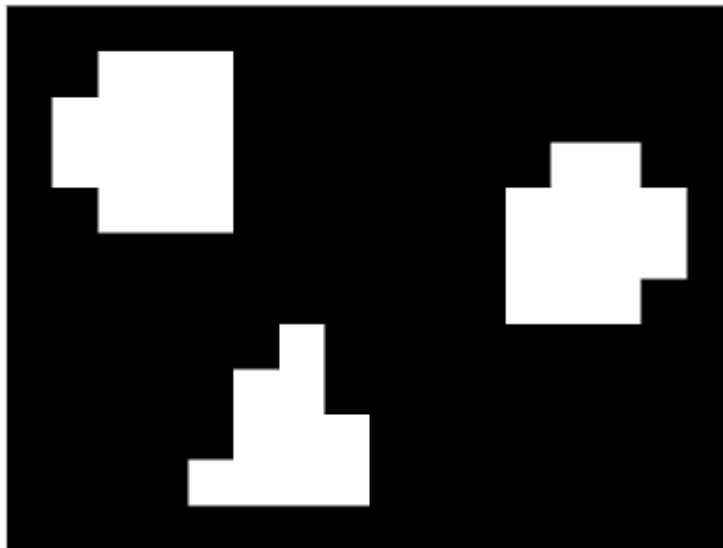


Figura 2.9 Imagen de ejemplo para el etiquetado de objetos

Como se puede ver en la siguiente matriz, el resultado es una imagen en la que, para el primer objeto, los pixeles que lo conforman tienen valor 1; para el segundo, 2; y así sucesivamente hasta el número de objetos presentes en la imagen.

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	3	3	0	0
0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	3	3	3	3	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	3	3	3	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	3	3	0	0
0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	2	2	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

2.9.1 Características de los objetos binarios

Una forma de describir una imagen binaria es por medio de las características de los objetos presentes, tales como el número de objetos, área, perímetro, etc. (Gonzalez *et al.*, 2009)

Contornos

Una vez que los objetos son etiquetados, un paso frecuente es la extracción de los contornos. Un contorno corresponde a los píxeles de la frontera entre un objeto y el fondo. Es posible extraer los contornos por medio de operaciones morfológicas.

Perímetro

El perímetro de un objeto se determina por la longitud de su contorno exterior. Se debe tomar en cuenta que los movimientos horizontales y verticales del contorno tienen una distancia de 1, mientras que los diagonales tienen una distancia de $\sqrt{2}$.

Área

El área de un objeto puede calcularse simple y sencillamente mediante el número de píxeles que lo conforman.

Centroide

El centroide o centro de masa de un objeto es el punto en que, por su geometría, se encuentra centrada la masa del objeto. El centroide corresponde pues al punto medio aritmético de las coordenadas tanto en la dirección horizontal como en la vertical.

Capítulo 3

Desarrollo del Algoritmo

3.1 Materiales y Métodos

La materia prima del PDI son las imágenes digitales, las cuales pueden ser consideradas como representaciones visuales del mundo físico, obtenidas a partir de un proceso que involucra su captura, muestreo, cuantificación y codificación por medios electrónicos. Una imagen puede definirse como una función bidimensional que cuantifica la intensidad de luz en cada uno de sus puntos. En los últimos años el Procesamiento Digital de Imágenes ha sido ampliamente utilizado por diversas disciplinas tales como: Medicina, Biología, Física e Ingeniería. Mediante el Procesamiento Digital de Imágenes es posible manipular imágenes digitales en una computadora con el fin de obtener información objetiva de la escena captada por una cámara.

3.2 Diseño del Algoritmo

Las imágenes utilizadas para las pruebas fueron tomadas en el Centro Integral en Diabetes. El protocolo de captura fue diseñado en base a las características que se desean detectar, las tecnologías utilizadas y al espacio físico donde se encuentre el paciente. El protocolo de captura no estandariza la resolución de la cámara, por lo que las dimensiones de las imágenes pudieran variar. Por lo tanto, se redimensiona la imagen a 640 x 480 píxeles, siendo este un tamaño conveniente porque mantiene la información necesaria para obtener las características deseadas.

El segundo paso corresponde a la conversión del espacio RGB al espacio HSV. De esta transformación se obtienen tres componentes H, S y V, de las cuales solo se toma la componente S (saturación) que, como se explica en el capítulo anterior, corresponde a la pureza del color. Gracias a esta característica se puede realizar una mejor segmentación de

las heridas que, como consecuencia de la sangre y el tejido al aire, son de un color rojo más puro. (Gonzalez *et al.*, 2009)

Del paso anterior se obtiene una imagen en escala de grises que muestra las zonas saturadas más claras y las zonas menos saturadas más oscuras. Sin embargo, es más útil una imagen con las zonas más saturadas, que en este caso corresponden a las heridas, las cuales se muestren oscuras, lo que justifica una inversión de la imagen.

$$C_{\max} = \max(R, G, B); C_{\min} = \min(R, G, B); C_{\text{dif}} = C_{\max} - C_{\min}$$

$$S = \begin{cases} \frac{C_{\text{dif}}}{C_{\max}} & \text{si } C_{\max} > 0 \\ 0 & \text{si no} \end{cases} \quad (1)$$

Es importante realizar un filtrado de la imagen para reducir los cambios drásticos de intensidad en las heridas. Después de invertir la imagen se aplicaron filtros mediana tamaño 3, para poder eliminar los puntos aislados que se encontraban presentes, así mismo los componentes que no sean relevantes; se procedió a rellenar los huecos que se generaron por las operaciones morfológicas aplicadas mediante el algoritmo filling Holes (Matlab). Se etiquetaron las regiones por medio del algoritmo de Haralick (1992), para obtener una identificación preliminar; para definir las propiedades geométricas de los objetos; área, centro de masa, la excentricidad y la solidez. Estas se obtienen a través de los cálculos de los momentos (Kilian, 2001) definidos para los valores en escala de grises de la función $f(x,y)$ en un objeto.

$$m_{p,q} = \iint x^p y^q f(x,y) dx dy \quad (2)$$

Estos momentos se definen considerando el valor de la función $f(x, y)$ donde x e y representan las coordenadas espaciales y f en un punto cualquiera, esto es equivalente a $p(x, y)$ que es la densidad del objeto en el espacio del momento que es de orden cero, es decir, $m_{0,0}$ y el área del objeto se define de la siguiente manera:

$$A = m_{0,0} \quad (3)$$

$$x_c = \frac{m_{1,0}}{A} = \frac{m_{1,0}}{m_{0,0}} \quad (4)$$

$$y_c = \frac{m_{0,1}}{A} = \frac{m_{0,1}}{m_{0,0}} \quad (5)$$

De la misma manera a partir de los momentos estructurales se pueden definir coeficientes de Redondez κ y de la Excentricidad ε , ambos son usados para considerar la redondez de un objeto, teniendo en cuenta que calculamos el área ahora para obtener la redondez de un objeto dividimos el perímetro con el área.

$$\kappa = \frac{p^2}{A} \quad (6)$$

Debido a que el círculo tiene el área máxima la redondez esta dada por

$$\kappa = \frac{p^2}{2\pi A} \quad (7)$$

La excentricidad ε tiene valores de 0 a 1 en donde 0 es un círculo perfecto y 1 es una línea de esta manera esta definida para un semicírculo

$$\varepsilon = \frac{\sqrt{a^2 - b^2}}{a} \quad (8)$$

Donde a es el semieje mayor y b es el semieje menor. El coeficiente ε puede ser directamente determinado a partir de los momentos centrales de segundo orden, entonces

$$\varepsilon = \frac{(\mu_{2,0} - \mu_{0,2})^2 - 4\mu_{0,2}^2}{(\mu_{2,0} + \mu_{0,2})^2} \quad (9)$$

Donde $\mu_{2,0}$ y $\mu_{0,2}$ son los momentos centrales de segundo orden de un objeto cualquiera dentro de la imagen para posteriormente implementar el modelo de contornos mediante la ecuación de Point-Based Snake

$$E(C(s)) = \int_{\Omega} \{E_{\text{contour}}(C(s)) + E_{\text{image}}(C(s))\} ds \quad (10)$$

Una vez concluida la programación y diseño de esta parte de la metodología es importante buscar las características principales, dentro de estas características tomaremos algunas de ellas tales como, fronteras versus región, Invariante a escalado, traslación y rotación. Descriptores: área y peso, perímetro, compacidad, centro de gravedad. Para esta operación se implementó el teorema de unicidad de Papoulis

Momentos:

$$m_{pq}(i) = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M x^p \cdot y^q \cdot g_i(x, y)$$

Invariantes a traslaciones:

$$m_{pq}(i) = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M \left(x \cdot \hat{x}_i\right)^p \cdot \left(y \cdot \hat{y}_i\right)^q \cdot g_i(x, y)$$

A escalas (centrales):

$$u_{pq} = \frac{m_{C_{pq}}}{m_{o_0}}$$

Ahora bien, a continuación se muestra el diagrama de flujo (figura 3.1), del diseño e implementación del algoritmo.

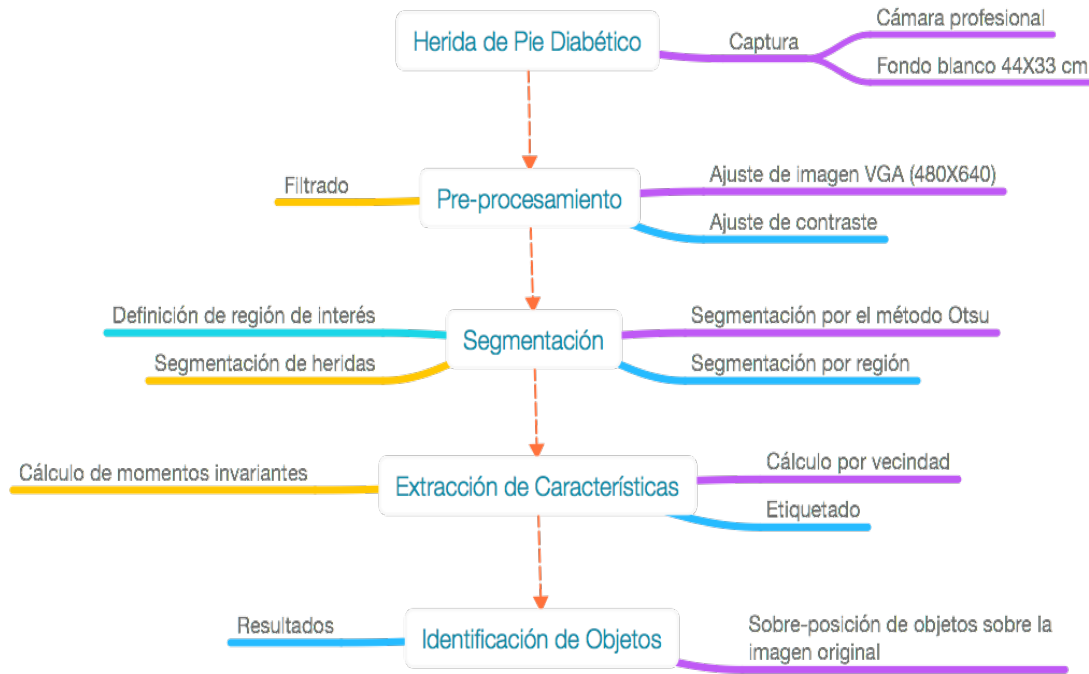


Figura 3.1 Diagrama de flujo del algoritmo

Una decisión fundamental a la hora de implementar un algoritmo es la elección de la tecnología a utilizar. Existen múltiples lenguajes y herramientas para el procesamiento de imágenes digitales. Ejemplos de estas herramientas son OpenCV (para utilizarse con lenguaje C), ImajeJ (para utilizarse con Java) y MatLAB (con un lenguaje propio).

La implementación de algoritmos de procesamiento de imágenes basados en C y Java es cada vez menos frecuente. El problema radica en que, a pesar de que existe un número aceptable de librerías, el uso de ellas no solo involucra dominar los tipos de datos y parámetros de las funciones que contienen, sino que demandan un conocimiento pleno del lenguaje en el que las librerías están implementadas. Otros problemas se relacionan con el tiempo de desarrollo, entre otras cosas.

Por el contrario, el uso de MatLAB se vuelve cada día más popular, a tal grado que se ha convertido en el entorno por excelencia para la programación y desarrollo rápido de aplicaciones en diversas disciplinas científicas, incluyendo el procesamiento de imágenes.

3.3 Protocolo de Captura

Las imágenes utilizadas para las pruebas fueron tomadas en el Centro Integral en Diabetes, ubicado en la zona centro de la ciudad de Zacatecas, Zac., con el apoyo y colaboración de su director, el Dr. Miguel Ángel Cid Báez.

Para las pruebas y el diseño del algoritmo se tomaron 15 fotografías desde 6 distintos ángulos del pie de un paciente. Desde algunos ángulos la captura se realizó más de una vez, tanto con flash como sin él.

Fondo: Se utilizó una placa de acrílico o policarbonato, color blanco, de 48 x 37 cm, con una marca a 2 cm de distancia de cada esquina. Además, existe una parte de la placa que se puede retirar para ubicar el pie en el centro cuando se desee fotografiar la planta del pie (figura 3.2).

Cámara: En este caso se utilizó una cámara digital sony, de uso profesional, con una resolución de 23 megapíxeles. Sin embargo, es suficiente con una cámara de uso general y de gama media o superior.

Iluminación del ambiente: La captura se realiza en un ambiente cerrado, utilizando solamente la luz artificial producida por las lámparas comunes de 2 tubos fluorescentes. Estas lámparas tienen una gran superficie emisora de luz, lo cual produce una iluminación muy homogénea y con poco reflejo en los objetos.

Posicionamiento del pie: El pie del paciente se apoya en la placa de tal forma que el área de interés se mantenga totalmente dentro de la superficie que delimitan las marcas dibujadas en dicha placa. Para fotografiar la planta del pie, se retira la parte extraíble de la placa y, luego de meter el pie, se sobrepone nuevamente para llenar el hueco.

Posicionamiento de la cámara: La cámara se ubica en posición horizontal y a una distancia tal que la visión de la lente abarque las 4 marcas en las esquinas de la placa, pero a su vez no exceda los límites perimetrales de la misma. Se recomienda usar un trípode para evitar que se mueva al tomar la foto.

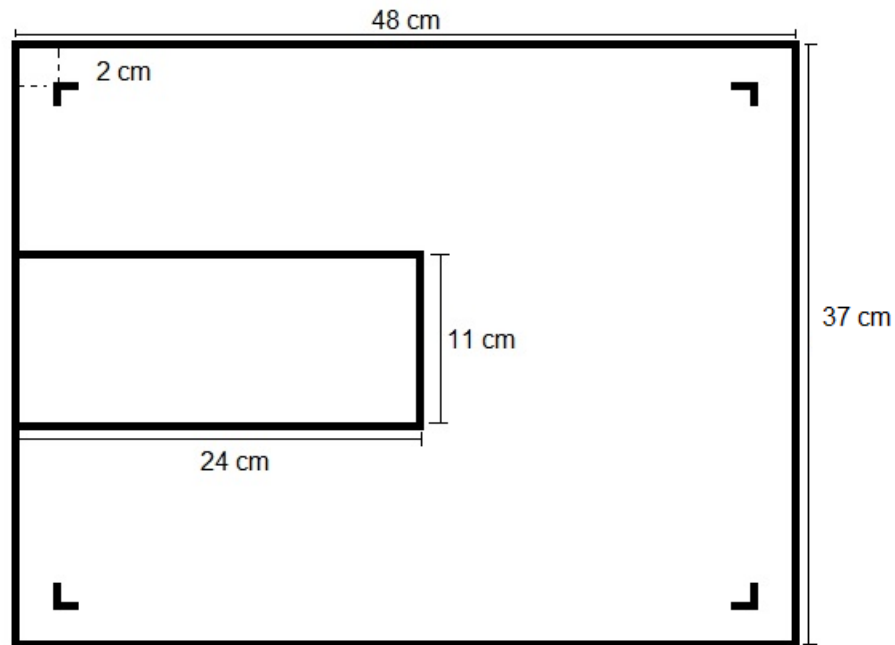


Figura 3.2 Estructura del fondo de pruebas

Captura de la imagen: Antes de disparar la cámara, se cambia el formato de imagen a la relación de aspecto 4:3 y se desactiva el flash, debido a que su luz puede provocar iluminación no deseada. Una vez hecho esto, se toma una foto de cada una de las siguientes 6 zonas del pie: frontal, trasera, lateral izquierda, lateral derecha, superior y planta. Es conveniente realizar la captura de las 6 zonas aunque no exista afección en alguna de ellas, en el caso de que se desee realizar un expediente electrónico.

El protocolo de captura de imágenes, se desarrollo bajo la ruta mostrada en la figura 3.3.

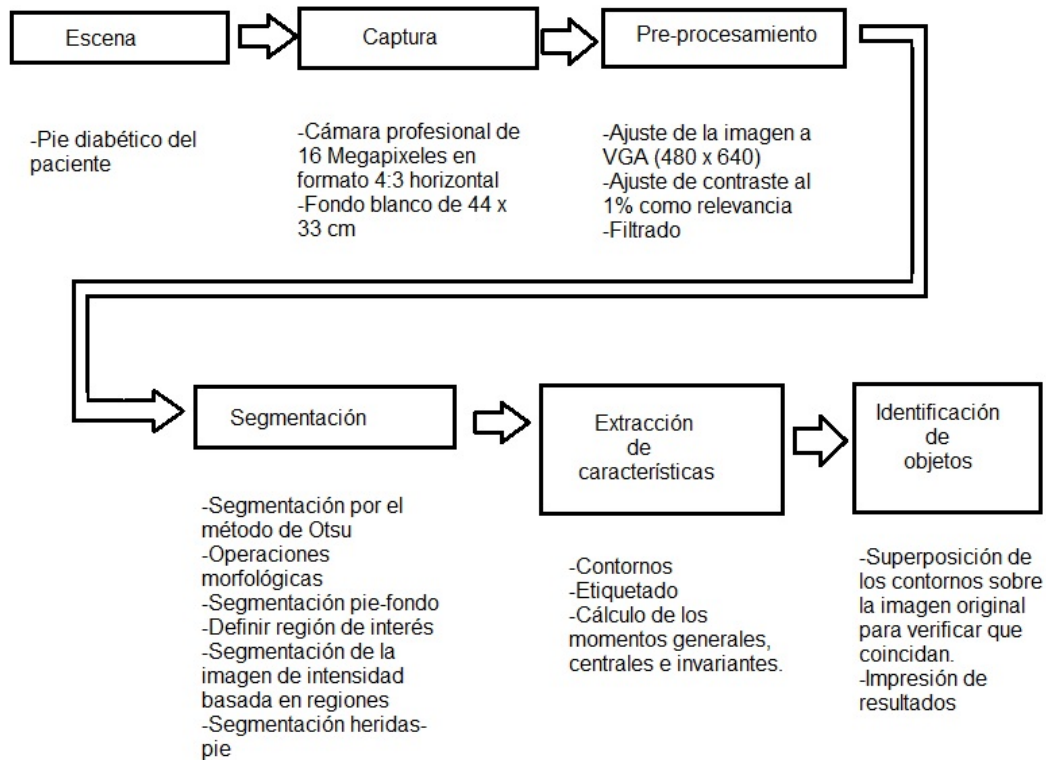


Figura 3.3 Diagrama de flujo de captura de imágenes

La conversión del espacio RGB al espacio HSV. De esta transformación se obtienen tres componentes H, S y V, de las cuales solo se toma la componente S (saturación) que, como se explica en el capítulo anterior, corresponde a la pureza del color. Gracias a esta característica se puede realizar una mejor segmentación de las heridas que, como consecuencia de la sangre y el tejido al aire, son de un color rojo más puro.

Del paso anterior se obtiene una imagen en escala de grises que muestra las zonas saturadas más claras y las zonas menos saturadas más oscuras. Sin embargo, es más útil una imagen en que las zonas más saturadas, que en este caso corresponden a las heridas, se muestren oscuras, lo que justifica una inversión de la imagen.

Es importante realizar un filtrado de la imagen para reducir los cambios drásticos de intensidad en las heridas. Es así que se aplica un filtro de suavizado un número determinado de veces consecutivas. La imagen que se tiene hasta esta parte del proceso muestra áreas oscuras en las zonas más puras de color, pero no solo de color rojo, sino de verde, azul, magenta, cian y amarillo. Aunque la mayoría de dichos colores no se presenta en las capturas originales, el amarillo puede aparecer en ciertas zonas del pie del paciente, más aún si su piel es clara. Una solución al problema consiste en delimitar manualmente las regiones de interés, haciendo uso de un polígono de selección.

Una etapa importante fue la segmentación realizada por crecimiento de regiones, mediante un método conocido como segmentación por Transformada Watershed controlada por marcadores. Se aplico a su vez una Transformada Watershed. En este punto se puede encontrar los marcadores internos de la imagen, y se agrupan los mínimos regionales.

Utilizando los marcadores internos y externos encontrados, se modifica la imagen de gradiente del primer paso mediante imposición mínima, de manera que solo se tienen mínimas regionales donde se ubican los objetos de interés.

Utilizando los marcadores internos y externos encontrados, se modifica la imagen de gradiente del primer paso mediante imposición mínima, de manera que solo se tienen mínimas regionales donde se ubican los objetos.

La imagen es binarizada con un umbral de 254, de manera que los pixeles correspondientes a las heridas se mantengan en blanco y el resto de los pixeles tomen el color negro.

Por último paso de esta etapa consiste en rellenar las heridas encontradas. Este proceso deja ver las heridas segmentadas como objetos blancos sobre un fondo negro, lo que facilitará la etapa de extracción de características

3.4 Extracción de Características

En esta etapa se realiza los procesos de etiquetado de objetos y cálculo de propiedades. El etiquetado permite diferenciar los objetos entre sí. Hecho esto, es posible obtener fácilmente todo un abanico de propiedades de cada uno de ellos, tales como: perímetro, área, excentricidad, solidez, orientación, entre muchas otras. En este trabajo, son particularmente importantes 3 características: contorno, área y el centroide.

Mientras que el contorno y el centroide de los objetos se muestran directamente de forma gráfica, el área de un objeto se obtiene a partir del número de píxeles que lo conforman. Sin embargo, el número de píxeles como tal no es una medida representativa para el médico. Por este motivo, se hace una conversión de unidades de píxeles a centímetros cuadrados. Para ello, basta con multiplicar el número de píxeles por 0.0047. Este valor resulta de calcular la relación entre el número de píxeles de la imagen ($640 \times 480 = 307200$ píxeles) y el área del fondo ($44 \times 33 = 1452 \text{ cm}^2$).

Capítulo 4

Resultados y Discusión

4.1 Algoritmo de Visión Artificial

En la primer etapa se realizan tres procesos principales: redimensión, conversión del espacio de color, filtrado y delimitación de regiones de interés. Antes de pensar en cualquier manipulación de la imagen, se debe recordar que, el protocolo de captura no estandariza la resolución de la cámara, por lo que las dimensiones de las imágenes pudieran variar. Los procesos de conversión de espacio de color y filtrado llevan más tiempo de cálculo cuanto mayor es el tamaño de la imagen. En primer lugar, considerando los puntos anteriores, se redimensiona la imagen a 640 x 480 pixeles como se menciona con anterioridad el tamaño es conveniente porque mantiene la información necesaria para obtener las características deseadas.

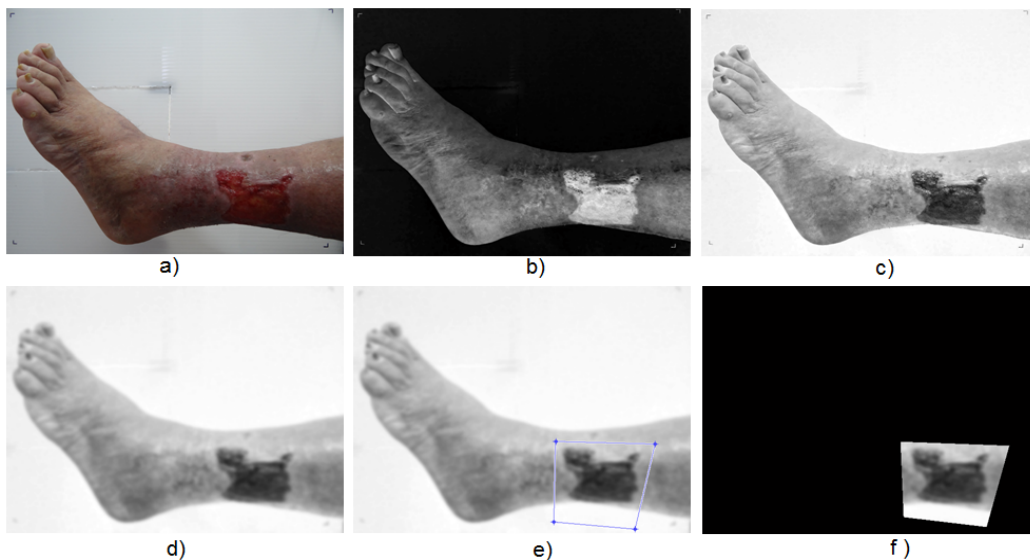


Figura 4.1 a) Imagen original redimensionada, b) componente S (saturación en el modelo HSV), c) inversión de b), d) filtro de suavizado sobre c), e) polígono de selección de regiones de interés y f) regiones de interés delimitadas sobre un fondo negro

La etapa de segmentación es, sin duda, el mayor desafío del proceso. Aunque en la literatura de procesamiento de imágenes se sugieren varios métodos de segmentación, la elección de cuál utilizar dependerá siempre de la naturaleza específica de las imágenes a procesar y la aplicación deseada.

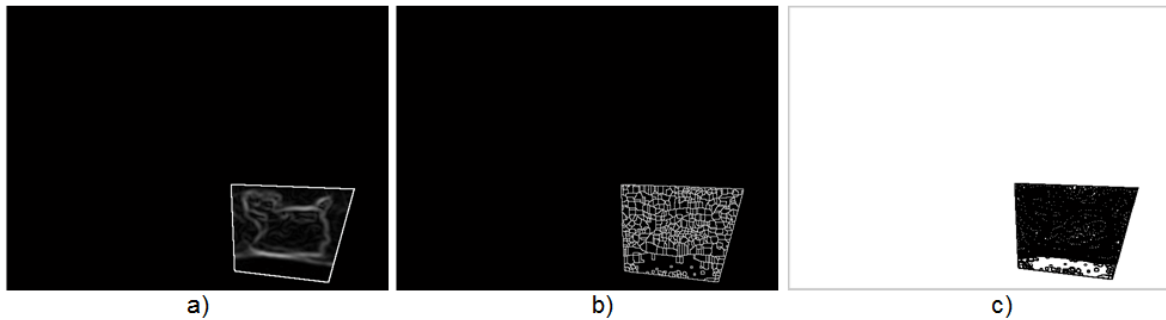


Figura 4.2 a) Imagen de gradiente, b) Resultado de aplicar la transformación Watershed sobre a), y c) mínimos regionales en a)

Un enfoque utilizado frecuentemente para evitar la sobre-segmentación consiste en el uso de marcadores. En este contexto, se desea encontrar un conjunto de marcadores internos, que corresponden a los píxeles que son parte de los objetos de interés; y un conjunto de marcadores externos, que corresponden al fondo. Para encontrar los marcadores internos de la imagen, se agrupan los mínimos regionales cuyo valor esté por debajo de un cierto umbral de altura, que para este caso se define en 50 por defecto.

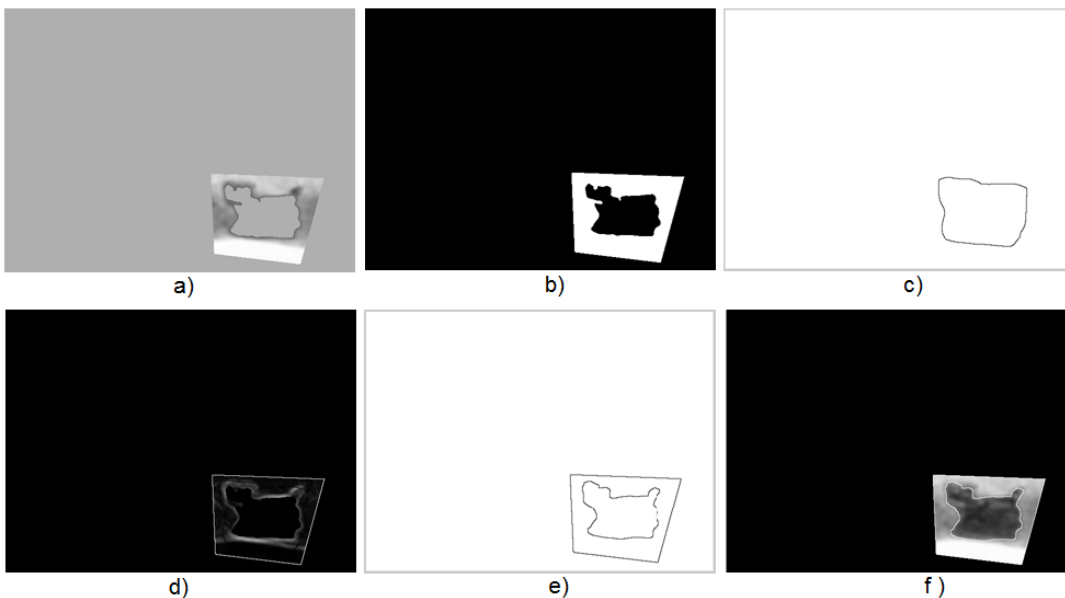


Figura 4.3 a) marcadores internos, b) transformada de distancia de a), c) marcadores externos, d) modificación de la imagen de gradiente por imposición mínima, e) transformación Watershed sobre e), y f) imagen segmentada

En esta etapa se realiza los procesos de etiquetado de objetos y cálculo de propiedades. El etiquetado permite diferenciar los objetos entre sí. Hecho esto, es posible obtener fácilmente todo un abanico de propiedades de cada uno de ellos, tales como: perímetro, área, excentricidad, solidez, orientación, entre muchas otras. En este trabajo, son particularmente importantes 3 características: contorno, área y el centroide.

De la aplicación del algoritmo sobre las imágenes de prueba se observa que, en la totalidad de los casos, la detección de la lesiones es exitosa y de calidad aceptable, gracias al parámetro de ajuste que permite variar la sensibilidad hasta lograr el resultado deseado. En algunos casos el contorno detectado puede diferir de los límites de las lesiones como consecuencia del suavizado que se realiza en la etapa de filtraje.

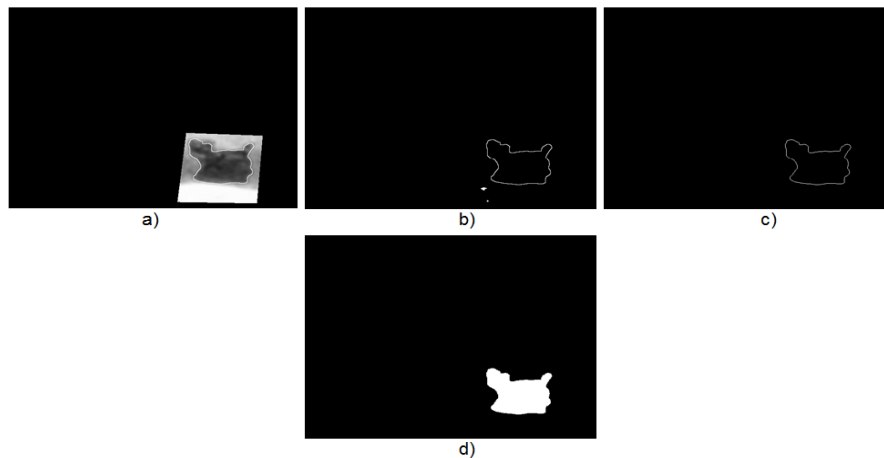


Figura 4.4 a) Crecimiento del fondo, b) binarización de a) con un umbral de 254, c) remoción de objetos indeseados, y d) rellenado de los objetos deseados.

El área de las lesiones es dependiente de la detección de las lesiones, esto es, cuanto mayor sea la calidad de la detección menor será el error. Además, cabe mencionar que hay un error siempre presente en las imágenes, puesto que el fondo queda más lejos de la

cámara que lo que lo están las heridas, y las medidas de referencia son las del fondo. Sin embargo, el error se puede descartar dado que todas las imágenes lo presentan.

El área de las lesiones es dependiente de la detección de las lesiones, esto es, cuanto mayor sea la calidad de la detección menor será el error. Además, cabe mencionar que hay un error siempre presente en las imágenes, puesto que el fondo queda más lejos de la cámara que lo que lo están las heridas, y las medidas de referencia son las del fondo. Sin embargo, el error se puede descartar dado que todas las imágenes lo presentan.

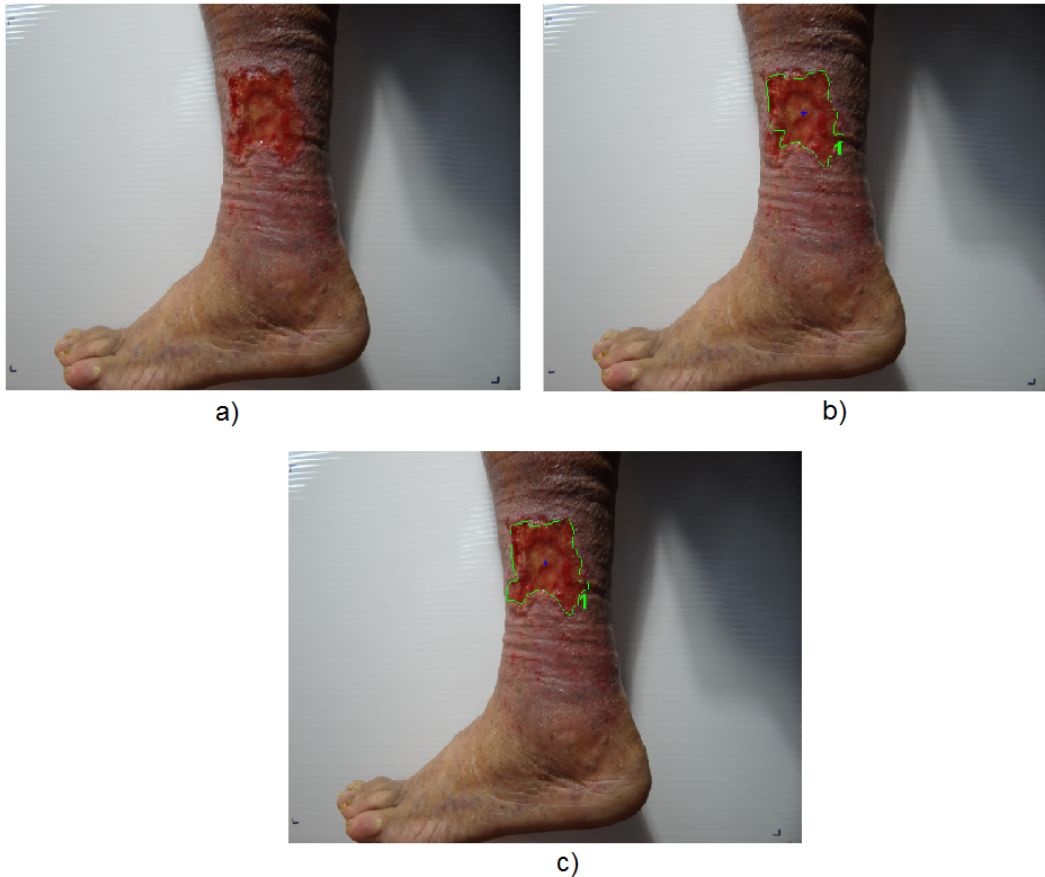


Figura 4.5 a) Imagen original, b) resultado de la detección y evaluación de lesiones utilizando los parámetros por defecto y c) resultado de la detección y evaluación de lesiones luego de ajustar la sensibilidad del algoritmo

Mientras que el contorno y el centroide de los objetos se muestran directamente de forma gráfica, el área de un objeto se obtiene a partir del número de píxeles que lo conforman. Sin embargo, el número de píxeles como tal no es una medida representativa

para el médico. Por este motivo, se hace una conversión de unidades de píxeles a centímetros cuadrados.

Los resultados se presentan en otra imagen igual a la original, pero con los centroides y contornos dibujados en ella (figura 4.5). La imagen se puede abrir en una nueva figura para verificar el proceso y/o guardarla.

De la aplicación del algoritmo sobre las imágenes de prueba se observa que, en la totalidad de los casos, la detección de las lesiones es exitosa y de calidad aceptable, gracias al parámetro de ajuste que permite variar la sensibilidad hasta lograr el resultado deseado. En algunos casos el contorno detectado puede diferir de los límites de las lesiones como consecuencia del suavizado que se realiza en la etapa de filtraje. La figura 4.1 muestra los resultados obtenidos para una imagen de prueba.

El área de las lesiones es dependiente de la detección de las lesiones, esto es, cuanto mayor sea la calidad de la detección menor será el error. Además, cabe mencionar que hay un error siempre presente en las imágenes, puesto que el fondo queda más lejos de la cámara que lo que lo están las heridas, y las medidas de referencia son las del fondo. Sin embargo, el error se puede descartar dado que todas las imágenes lo presentan.

En lo que respecta a la ubicación de las heridas, que para este caso corresponde al centroide, los resultados son también dependientes de la calidad de la detección, pero en menor medida que el área. En general, los resultados obtenidos son exitosos.

Mientras que el contorno y el centroide de los objetos se muestran directamente de forma gráfica, el área de un objeto se obtiene a partir del número de píxeles que lo conforman. Sin embargo, el número de píxeles como tal no es una medida representativa para el médico. Por este motivo, se hace una conversión de unidades de píxeles a centímetros cuadrados.

4.2 Entorno GUI

Además de la funcionalidad, el sistema diseñado debe ser lo más ordenado y estético posible. En este contexto, y aprovechando el entorno GUI de MatLAB, se desarrolla una interfaz gráfica para mejorar la experiencia del usuario y presentar los

resultados de una manera más ordenada y elegante que en el espacio de trabajo propio de MatLAB.

La interfaz muestra originalmente solo un botón para cargar la imagen que se desea procesar. Luego de cargarla, aparece bajo ella una caja de texto en la que se ingresa el número de regiones de interés. Esto a su vez despliega temporalmente una imagen en la que se delimitan las regiones de interés con el puntero del ratón. Al terminar, la figura se cierra automáticamente y el algoritmo continúa hasta mostrar los resultados.

Los resultados se presentan en otra imagen igual a la original, pero con los centroides y contornos dibujados en ella. La imagen se puede abrir en una nueva figura para verificar el proceso y/o guardarla.



Figura 4.6 Resultado de la detección y evaluación de lesiones utilizando los parámetros por defecto

En caso que la detección de heridas no haya sido correcta, se tiene una barra de deslizamiento que permite ajustar la sensibilidad del algoritmo (figura 4.6). Es importante aclarar que la sensibilidad corresponde en realidad al umbral de altura usado en la etapa de segmentación.



Figura 4.7 Resultado de la detección y evaluación de lesiones luego de ajustar la sensibilidad del algoritmo

Los resultados se presentan en otra imagen igual a la original, pero con los centroides y contornos dibujados en ella (figura 4.7), siendo estas las principales características del bio-marcador que utiliza el médico especialista, para el diagnóstico y tratamiento del paciente. Ahora bien, el sistema también muestra dichas características desplegadas de forma cuantitativa en una tabla, donde se enlista si hay una o más heridas en la imagen, el área de la úlcera y las coordenadas del centroide. Además el sistema también permite que la imagen se pueda abrir en una nueva figura para verificar el proceso y/o guardarla.

Capítulo 5

Conclusiones

La detección de lesiones de pie diabético en forma automática no es una tarea fácil. No existe un método capaz de reconocer las lesiones con la eficiencia que lo realiza el sistema de visión humana. Sin embargo el presente trabajo logra, con sus limitaciones, la detección de la lesión de un manera satisfactoria. Su realización implicó una amplia investigación bibliográfica sobre las técnicas empleadas y la utilización de diversas técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes digitales.

Como resultado, las principales aportaciones de este proyecto son el diseño, desarrollo e implementación de un algoritmo de visión artificial que es capaz de evaluar lesiones de pie diabético de manera no invasiva y que, sin lugar a duda, es una herramienta más que útil para el médico especialista. La posibilidad del manejo de diversos biomarcadores en un formato digitalizado, nos permite su almacenamiento y análisis como un método de evaluación no invasivo. Permittiéndonos brindar las siguientes ventajas: capacidad de calcular el área y la ubicación de las úlceras, y heridas, así como muchas otras características geométricas de la lesión, sin la necesidad de manipular ni tener contacto alguno con el paciente, evitándole así, futuras complicaciones derivadas de dicho contacto con la herida por parte del médico especialista.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en el presente trabajo, a continuación se mencionan algunas posibles mejoras al algoritmo desarrollado, así como también nuevas funcionalidades que pueden ser incorporadas en trabajos futuros:

- Implementación de técnicas de procesamiento en 3-D para medir profundidad en las lesiones, y detectar anomalías y malformaciones del pie.
- Exportar las imágenes y resultados a un estándar de imágenes médicas para su inclusión en un expediente clínico electrónico.
- Montar el sistema de evaluación en un servidor virtual para su acceso desde cualquier dispositivo.

Referencias

Abbott CA, Carrington AL, Ashe H, Bath S, Every LC, Griffiths J, Et al. *The north-west diabetes foot care study: incidence of, and risk factors for, new diabetic foot ulceration in a community-based patient cohort*. Diabetes Med 2002;20:377–84

Alvin C. *Diabetes mellitus*. In: Harrison T, editor. Principle Of internal medicine. 16th ed., New York: McGraw-Hill Companies; 2005. p. 830–5.

Apelqvist J, Larsson J: *Long term prognosis for diabetic patients with foot ulcers*. Journal of internal, 1993.

AR GC: *Amputación de extremidades. ¿Van a la alza?* . Rev Mex Angiología 2014, 42(3); 112-114.

Armstrong D, Lavery L: *Clinical care of the diabetic foot*. American Diabetes Association; 2016.

Armstrong DG, Lavery LA, Harkless LB: *Validation of a Diabetic Wound Classification System: The contribution of depth, infection, and ischemia to risk of amputation*. Diabetes care 1998, 21(5):855-859.

Armstrong DG, Lavery LA, van Houtum WH: *Seasonal variations in lower extremity amputation*. The Journal of foot and ... 1997.

Armstrong DG, Wrobel J, Robbins JM: *Guest editorial: are diabetes-related wounds and amputations worse than cancer*. Int Wound J 2007.

Association A: *Standards of medical care in diabetes—2010*. Diabetes care 2010.

AuraConci, Stephenson S.L, Galvão, Giomar O, Sequeiros, Débora C.M, Saade, Trueman MacHenry *A new measure for comparing biomedical regionso finterest Insegmentation of digital images*. Discrete Applied Mathematics 197(2015)103–113

Barshes NR, Gold B, Garcia A, Bechara CF: *Minor amputation and palliative wound care as a strategy to avoid major amputation in patients with foot infections and severe peripheral arterial disease*. journal of lower, 2014.

Begg L: Direct measurement of the Total Contact Cast wall load. Direct measurement of the Total Contact Cast wall load 2015.

Bongaerts BWC, Rathmann W, Heier M: Older Subjects With Diabetes and Prediabetes Are Frequently Unaware of Having Distal Sensorimotor Polyneuropathy The KORA F4 Study. Diabetes ... 2013.

Boulton A: The diabetic foot: epidemiology, risk factors and the status of care. Diabetes Voice 2005, 50:5-7.

Boulton AJ, Vileikyte L, Ragnarson-Tennvall G, Apelqvist J: *The global burden of diabetic foot disease*. Lancet (London, England) 2005, 366(9498):1719-1724.

Bryan A. Sagray, Sabina Malhotra, John S. Steinberg. *Current therapies for diabetic foot infections and osteomyelitis*. Clin Podiatr Med Surg 31 (2014) 57–70

Cavanagh P, Attinger C, Abbas Z, Bal A, Rojas N, Xu ZR: *Cost of treating diabetic foot ulcers in five different countries*. Diabetes/Metabolism Research and Reviews 2012, 28(S1):107-111.

Cuevas, Erick. Procesamiento Digital de Imágenes con MatLab & Simulink. Editorial AlfaOmega. 2010. 816 p. ISBN 978-607-707-030-6

De la Torre GH, Fernández, Mosquera A.: *Clasificaciones de lesiones en pie diabético: Un problema no resuelto*. Gerokomos 2012.

Deitch, E.A. (1994). *Infecciones del Pie Diabético: Fisiopatología y tratamiento*. Clínicas Quirúrgicas de Norteamérica, 3. 569-89.

Dyck PJ, Davies JL, Wilson DM, Melton LJ: *Risk factors for severity of diabetic polyneuropathy: intensive longitudinal assessment of the Rochester Diabetic Neuropathy Study cohort*. Diabetes, 1999.

Expósito AG, Peña EC, Rodríguez DG: *Morbilidad por el síndrome de pie diabético*. Rev Cubana Angiol y Cir Vasc 2003, 4.

Faglia E, Clerici G, Caminiti M, Curci V: Influence of osteomyelitis location in the foot of diabetic patients with transtibial amputation. ... & ankle international 2013.

Forsyth, D. A. Computer Vision: A Modern Approach. Prentice Hall. 2012. 792 p. ISBN 978-0136085928

Gauch, J.M. (1999). *Image segmentation and analysis via multiscale gradient watershed hierarchies*. IEEE Trans. On Image Processing. Vol. 8

Gibson S, Green J: *Review of patients' experiences with fungating wounds and associated quality of life*. Journal of wound care 2013.

Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Eddins, S.L. (2009). Digital Image Processing using MatLAB. 2da. Edición. ISBN: 978-0-9820854-0-0

Granström, Therese, Henrietta Forsman, Janeth Leksell, Siba Jani, Aseel Modher Raghieb, and Elisabet Granstam. *Visual Functioning and Health-related Quality of Life in Diabetic Patients About to Undergo Anti-vascular Endothelial Growth Factor Treatment for Sight-threatening Macular Edema*. Journal of diabetes and its complications(2015)doi:10.1016/j.jdiacomp.2015.07.026.

Gutiérrez JP R-DJ, Shamah-Levy T, Villalpando-Hernández S, Franco A, Cuevas-Nasu L, Romero-Martínez M, Hernández-Ávila M. : Encuesta Nacional de Salud y Nutrición. Instituto Nacional de Salud Pública 2012.

Hinchliffe RJ, Andros G, Apelqvist J: *A systematic review of the effectiveness of revascularization of the ulcerated foot in patients with diabetes and peripheral arterial disease*. Diabetes/metabolism ... 2012.

IDF: Diabetes Atlas | Seventh Edition. International Diabetes Foundation 2015.

IWGDF: *Epidemiology of diabetic foot infections in a population-based cohort*. Paper presented at: International Consensus on the Diabetic Foot 2003.

Lavery LA, Armstrong DG, Wunderlich RP: *Risk factors for foot infections in individuals with diabetes*. Diabetes, 2006.

Lynn J: Sick to death and not going to take it anymore!: Reforming health care for the last years of life. Sick to death and not going to take it anymore!: Reforming health care for the last years of life 2004.

Marinel, R.J., Blanes, M.L.I., Escudero, R.J.R., Ibáñez, E.V., Rodríguez, O.J. (2002). Tratado de Pie Diabético. Centro de Documentación del Grupo Esteve. Madrid, España.

Martínez-De Jesús FR: Pie Diabético; Atención Integral, 3ª Edición. McGraw-Hill Interamericana 2010, 1:412.

Martínez-De Jesús FRR, Ramos-De la Medina A, Remes-Troche JMM, Armstrong DG, Wu SC, Lázaro Martínez JL, Beneit-Montesinos JV: Efficacy and safety of neutral pH superoxidised solution in severe diabetic foot infections. International wound journal 2007, 4(4):353-362.

Mayfield JA, Reiber GE, Sanders LJ, Janisse D, Pogach LM. Preventive Foot care in people with diabetes. Diabetes Care 1998;21:2161-77.

Moulik PK, Mtonga R, Gill GV: Amputation and mortality in new-onset diabetic foot ulcers stratified by etiology. Diabetes care 2003.

Ndip A, Jude EB: Emerging evidence for neuroischemic diabetic foot ulcers: model of care and how to adapt practice. The international journal of lower extremity, 2009.

O'Loughlin A, McIntosh C, Dinneen SF: Review paper: basic concepts to novel therapies: a review of the diabetic foot. ... journal of lower ... 2010.

OCDE: OECD Reviews of Health Systems: México 2016. Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos 2016.

Olaiz, F.G., Rojas, R., Agilar, S.C., Rauda, J, Villalpando, S. (2007). *Diabetes mellitus en adultos mexicanos*. Resultados de la encuesta nacional de salud 2000. Salud Pública México, 49. 331-337.

Oyibo SO, Jude EB, Tarawneh I, Nguyen HC: A comparison of two diabetic foot ulcer classification systems the Wagner and the University of Texas wound classification systems. *Diabetes* ... 2001.

Oyibo SO, Jude EB, Tarawneh I, Nguyen HC: *The effects of ulcer size and site, patient's age, sex and type and duration of diabetes on the outcome of diabetic foot ulcers*. *Diabetic*, 2001.

Pecoraro RE, Reiber GE, Burgess EM: *Pathways to diabetic limb amputation*. Basis for prevention. *Diabetes care* 1990, 13(5):513-521.

Pecoraro RE, Reiber GE, Burgess EM. *Pathways To diabetic limb amputation*. Basis for prevention. *Diabetes Care* 1990;13:513–21

Pickwell KM, Siersma VD, Kars M: *Diabetic foot disease: impact of ulcer location on ulcer healing*. *Diabetes/metabolism* ... 2013.

R. J. Hinchliffe JRWB, J. Apelqvist, E. J. Boyko, R. Fitridge, J. L. Mills, J. Reekers, C. P. Shearman, R. E. Zierler, N. C. Schaper: IWGDF; *Guidance on the diagnosis, prognosis and management of peripheral artery disease in patients with foot ulcers in diabetes*. Consensus International Working Group on the Diabetic Foot 2015.

Rathur HM, Boulton HJ. The Diabetic foot. *Clin Dermatol* 2007;25:109–20.

Rice JB, Desai U, Cummings AKG: *Burden of diabetic foot ulcers for medicare and private insurers*. *Diabetes*, 2014.

Saba Noor, Mohammad Zubair, Jamal Ahmad. *Diabetic Footulcer—A review on pathophysiology, classification and microbial etiology*. *Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews* 9 (2015) 192–199

Schaper NC, Andros G, Apelqvist J, Bakker K, Lammer J, Lepantalo M, Mills JL, Reekers J, Shearman CP, Zierler RE et al: Specific guidelines for the diagnosis and treatment of peripheral arterial disease in a patient with diabetes and ulceration of the foot 2011. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews* 2012, 28 Suppl 1:236-237.

Singh N, Armstrong DG, Lipsky BA: Preventing Foot Ulcers in Patients With Diabetes. JAMA 2005, 293(2):217-228.

Singh, N., Armstrong, D.G., Lipsky, B.A. (2005). Preventing foot ulcers in patients with diabetes. JAMA, 293.217-228.

Solis-Sánchez, L.O., Castañeda-Mirand, R., García-Escalante, J.J., Torres-Pacheco, I., Guevara-González, R.G., Castañeda-Mirand, C. L., Alaniz-Lumbreras, P. D., 2011. *Scale invariant feature approach for insect monitoring*. Computers and Electronics in Agriculture 75, 92–99.

Solis-Sánchez, L.O., García-Escalante, J.J., Castañeda-Mirand, R., Torres-Pacheco, I., Guevara-González, R., 2009. *Machine vision algorithm for whiteflies (Bemisia tabaci Genn.) scouting under greenhouse environment*. J. Appt. entomol 133, 546–522.

Stockl K, Vanderplas A, Tafesse E, Chang E: *Costs of lower-extremity ulcers among patients with diabetes*. Diabetes care 2004.

Sylvia Rueda, Caroline L. Knight Aris T. Papageorghiou J. Alison Noble. *Feature-based fuzzy connectedness segmentation of ultrasound images with an object completion step*. Medical Image Analysis 26(2015) 30–46

Trautner C, Haastert, B., Giani, G. and Berger, M.: Amputations and diabetes: a case-control study. Diabetic Medicine 2002:19: 35–40.

Troy J. Boffeli, Jonathan C. Thompson. *Partial foot amputations for salvage of the diabetic lower extremity*. Clin Podiatr Med Surg 31 (2014) 103–126

Watkins PJ. The Diabetic foot. BMJ 2003;326:977–9.

Xiaoli Zhang, Xiongfei Li Yuncong Feng A. *Medical image segmentation algorithm based on bi-directional region growing*. Optik 126 (2015) 2398–2404

Anexo A

Artículos Publicados

- *Computer Vision Algorithm for Diabetic Foot Injury Identification and Evaluation*, XVI International Symposium on Solid State Dosimetry (ISSSD 2016), Septiembre 2016, Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, México.
- *Identification and Evaluation on Diabetic Foot Injury by Computer Vision*, IEEE Explore, Marzo 2016, Taipéi, Taiwan.

Computer Vision Algorithm for Diabetic Foot Injury Identification and Evaluation

Castañeda-Miranda Celina Lizeth¹⁻⁵, Solis-Sánchez Luis Octavio^{1-5*}, Martínez-Blanco Ma. del Rosario¹⁻⁵, Ortiz-Rodríguez José Manuel¹⁻⁵, Idalia Garza-Veloz^{1,4,7}, Margarita Martínez-Fierro^{1,4,7}, Castañeda-Miranda Rodrigo¹⁻⁵ y Vega-Carrillo Hector Rene^{1,5,6}

¹Universidad Autónoma de Zacatecas

²Laboratorio Nacional en Investigación, Desarrollo Tecnológico e Innovación en Sistemas Embebidos, Diseño Electrónico Avanzado y Microsistemas, UAZ, MEX

³Laboratorio de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Inteligencia Artificial (LIDTIA), UAZ, MEX

⁴Centro de Investigación e Innovación Tecnológica Industrial (CIITI), UAZ, MEX

⁵Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica, UAZ, MEX

⁶Unidad Académica de Estudios Nucleares (UAEN), UAZ, MEX

⁷Universidad Autónoma de Zacatecas, Laboratorio de Medicina Molecular, Unidad Académica de Medicina Humana y Ciencias de la Salud, Campus UAZ siglo XXI, Carretera Zacatecas-Guadalajara Km 6 Ejido la Escondida CP. 98160. Zacatecas, México

*Email: lsolis@uaz.edu.mx

Abstract

Diabetic foot is one of the most devastating consequences related to diabetes. It is relevant because of its incidence and the elevated percentage of amputations and deaths that the disease implies. Given the fact that the existing tests and laboratories designed to diagnose it are limited and expensive, the most common evaluation is still based on signs and symptoms. This means that the specialist completes a questionnaire based solely on observation and an invasive wound measurement. Using the questionnaire, the physician issues a diagnosis. In this sense, the diagnosis relies only on the criteria and the specialists' experience. For some variables such as the lesions area or their location, this dependency is not acceptable. Currently bio-engineering has played a key

role on the diagnose of different chronic degenerative diseases. A timely diagnose has proven to be the best tool against diabetic foot. The diabetic's foot clinical evaluation, increases the possibility to identify risks and further complications. The main goal of this paper is to present the development of an algorithm based on digital image processing techniques, which enables to optimize the results on the diabetic's foot lesion evaluation. Using advanced techniques for object segmentation and adjusting the sensibility parameter, allows the correlation between the algorithm's identified wounds and those observed by the physician. Using the developed algorithm it is possible to identify and asses the wounds, their size, and location, in a non-invasive way.

Keywords: Digital image processing; Diabetic foot; Medical image segmentation; Biomedics

1.- INTRODUCTION

Worldwide, there are 422 million adults diagnosed as diabetics (Diabetes mellitus), one out of 11 adults, 46.5% ignore their condition. It is estimated that by 2040 there will be 642 millions with 5.1 million deaths directly related to Diabetes [IDF: Diabetes atlas 2012]; Mexico has 11.5 million diabetics, holding the 6th worldwide position [Gutierrez *et al.*, 2012]. \$673 billion US dollars are spent every year as a consequence of Diabetes and its complications; for Mexico, it represents spending more than \$19 billion US dollars (treatment, complications, and early dead). Considering that \$100 US dollars are invested in health, \$15 are used to treat and attend the diseases' complications [Pecoraro *et al.* 1990]. There has been a dramatic increase on Diabetes prevalence that has caused an inevitable rise on its complications being the diabetic foot the main trigger of morbidity and mortality, hospitalisation, and socioeconomic problems amongst diabetic patients [Singh *et al.*, 2005]. Between 15-25% of those diagnosed will develop a foot ulcer [Boulton 2005], it is estimated a 2% anual incidence of the diabetic foot [Alvin 2005], with a 4-10% prevalence [IWGDF 2003]. The World Health Organisation (WHO) defines it as: "...a syndrome, where an ulcer, infection and or foot's gangrene, that is associated to a diabetic neuropathy and different degrees of peripheral vascular disease, as a result of a complex interaction between different inducen factors due to a sustained hyperglycemia..." [Exposito *et al.*, 2003]; according to the International Working Group on the Diabetic Foot (IWGDF), it can be defined as: "... the infection, ulceration or foot tissue destruction related to the neuropathy and -or a different magnitude peripheral arterial disease on the diabetic's lower limbs..." [Hinchliffe *et al.* 2012]; several authors using PUBMED define it as: "... a clinical alteration syndrome with an etiopathogenic neuropathy based and induced by a sustained hyperglycemia, that with or without ischemia coexistence, and prior to a traumatic trigger, produces a lesion and-or a foot ulceration..." [Martinez *et al.*, 2007; Schaper *et al.*, 2011; Armstrong *et al.*, 1998]. The most common etiology components are: neuropathy 45-60%, ischemia 10-15%, and neuro-ischemic 25-45% [Moulik *et al.*, 2003; Oyibo *et al.*, 2001; Dyck *et al.*, 1999]; between 60-70% of diabetics will develop a peripheral diabetic neuropathy (neuro motor, sensitive, autonomous) [Bongaerts *et al.*, 2013], where 90% would not know their existence [Ndip and Jude 2009], it is complicated due to a minor external trauma (shoe) 77%, a callus 30%, biomechanic abnormalities 63%, edema 37% [Rice *et al.* 2014]. The sanitary attention given to diabetics suffering from diabetic foot double the health expenditure, compared to those who are only diagnosed as diabetic. Within our environment, there is no certainty on the amount of money spent. However in the U.S.A, it is estimated that between \$5,000-\$28,000 US dollars, per episode, are spent every year [Stockl *et al.*, 2004], this means 3-6 months of a patient's income to take care of the lesions [Cavanagh *et al.*, 2012]. Healing a diabetic's foot wounds, requires an estimated of 147 days for finger's lesions, 188 for the middle foot, and 237 for the heel [Pickwell *et al.*, 2013]. There are several predisposing risk factors for a patient suffering form foot ulcers and gangrene, being the amputation the most expensive and dreaded. Fearing an amputation is justified considering that every 20 seconds a foot is amputated due to diabetes [Boulton *et al.*, 2005; Rice *et al.* 2014], it is 10 to 30 times more frequent than that for the general population [Trautner *et al.* 2002]. An ulcer is the most

common amputation's precursor and it has been identified as a component on 85% of the lower limb amputations [Armstrong and Lavery 1997], it represents 40-60% of non-traumatic hospitable amputations [Singh *et al.*, 2005], moreover, 50% of the foot ulcers will be infected and end up amputated [Lavery *et al.*, 2006]. More than half of the patients suffering from heel's osteomyelitis will suffer a supracondylar amputation [Faglia *et al.*, 2013]. Mexico's Health Department (Secretaría de Salud de México), reports an average of 78 daily amputations, during 2013 more than 75 thousand non-traumatic lower limb amputations occurred [AR GC 2014]. The cost of the diabetic's ulcers is five times higher than that of the most expensive forms of cancer [Barshes *et al.*, 2014].

The 5 year mortality rate associated with the diabetic foot syndrome is similar to that of breast, prostate, or colon cancer [Armstrong *et al.*, 2007]. Those ulcers are associated with a high mortality rate which is 45% for neuropathic ulcers, 18% neuroischemic, and 55% ischemic; the survival rate after 2 years of being amputated is just above 50%. After two years from the amputation a new one will occur, that of the contralateral limb [Apelqvist and Larsson 1993], 50% of the amputees will die within the next 5 years [Moulik *et al.*, 2003]. Having a wound doubles the possibilities of dying within 10 years compared with a non-diabetic [Lynn 204]. A third of patients that require ischemic wound treatment die without scarring over [Oyubo *et al.*, 2001]. It has been proven that the inclusion of ulcer diabetic patients on multidisciplinary limb salvage programs, reduces hospitalization stay and ulcer reappearance from 45% to 37%, as well as 75% of the possibilities of amputation [Gibson and Green 2013], reducing 4 times the patient's mortality rate [Association A 2010; O'Loughlin *et al.* 2010]. By investing \$1US dollar on such multidisciplinary programs, \$27-51 dollars are saved on medical attention [Begg 2015].

There is not a single definition about diabetic foot neither a standard classification, it can be considered as a static concept not frequently up to date; the diabetic foot is changing, seasonal and multifaceted [Martinez 2010]; an adequate ulcer treatment requires a clear and descriptive classification system to allow the researcher as well as the proper medical treatment for each wound besides allowing a certain extent to predict and provide an individual prognosis [De la Torre *et al.*, 2012].

Using advanced techniques for object segmentation and adjusting the sensibility parameter, allows the correlation between the algorithm's identified wounds and those observed by the physician. Using the developed algorithm it is possible to identify and assess the wounds, their size, location, in a non-invasive way.

2.- MATERIALS AND METHODS

The DIP's (Digital Image Processing) raw material are digital images considered as visual representations of the physical world, obtained through a process that involves electronic means for sampling, quantification and coding. One image might be defined as a bidimensional function that quantifies the light intensity for each one of its points. During the last couple of years DIP has been widely used in Medicine, Biology, Physics and Engineering. Through DIP is possible to manipulate by computer to obtain objective information from the scene captured by a camera. [Cuevas 2010]

2.1.- Algorithm Development

The images used for the trial were taken at the Centro Integral en Diabetes, the capture protocol was designed based on specific characteristics, technology used and the patient's physical environment. The capture protocol does not standardize the camera's resolution so images may vary. Therefore, the image has to be redimensioned to a 640 x 480 pixels size because of its convenience to keep the necessary information and the desired characteristics.

The second step corresponds to the RGB space conversion to HSV. Because of this transformation three components are obtained: H,S,V; only the S (saturation) component, as explained on the previous chapter, corresponds to color pureness. Because of this characteristic a better wound segmentation can be performed, as a consequence of blood and aired tissue, it is pure red. [Forsyth 2012]

As a consequence of the previous step, a grayscale image shows the lighter saturated areas and the least saturated areas are darker. However, it is more useful an image where the most saturated areas, corresponding to the wounds, are darker so an image inversion is justified. [Gauch 1999]

It is important to filter the image to reduce drastic intensity changes on the wounds. After inverting the image, size 3 median filters were applied to eliminate the present isolated points so the components become relevant; the next step was to fill holes that were generated as a consequence of the morphological operations through the Filling Holes (Matlab) algorithm. The regions were labeled using the Haralick algorithm (1992) to obtain a preliminary identification to define the objects' geometrical properties, area, mass center, excentricity and solidity. These are obtained through defined momentum calculus [Kilian 2001] for the functions grayscale values $f(x,y)$ within an object.

$$m_{p,q} = \int \int x^p y^q f(x,y) \quad (1)$$

These moments are defined considering the function's value $f(x, y)$ where x and y represent the spatial coordinates and f at any point are equivalent to $\rho(x, y)$ which is the object's density in space when the moment is zero order, meaning, $m_{0,0}$ and the object's area is defined as:

$$A = m_{0,0} \quad (2)$$

These moments are defined considering the function's value $f(x, y)$ where x and y represent the spatial coordinates and f at any point are equivalent to $\rho(x, y)$ which is the object's density in space when the moment is zero order, meaning, $m_{0,0}$ and the object's area is defined as:

$$x_c = \frac{m_{1,0}}{A} = \frac{m_{1,0}}{m_{0,0}} \quad (3)$$

$$y_c = \frac{m_{0,1}}{A} = \frac{m_{0,1}}{m_{0,0}}$$

In the same way, from the structural moments the roundness coefficient can be defined κ and the eccentricity \mathcal{E} , both are used to consider an object's roundness, taking into account that we calculated the area to obtain the object's roundness dividing the perimeter and the area. [Kilian, 2001]

$$\kappa = \frac{p^2}{A} \quad (4)$$

Since the circle has the maximum area, the roundness is given by

$$\kappa = \frac{p^2}{2\pi A} \quad (5)$$

The eccentricity \mathcal{E} has values from 0 to 1 where 0 is a perfect circle and 1 is a line so it is defined for a semi-circle

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{a^2 - b^2}{a}} \quad (6)$$

Where a is the semi major axis and b is the semi minor axis. The coefficient ε might be directly determined from the second-order central moments, therefore [Xiaoli *et al.*, 2015]

$$\varepsilon = \frac{(\mu_{2,0} - \mu_{0,2})^2 - 4\mu_{0,2}^2}{(\mu_{2,0} - \mu_{0,2})^2} \quad (7)$$

Where $\mu_{2,0}$ y $\mu_{0,2}$ are the second-order central moments on any object within the image to implement a contour model through a Point-Based Snake equation [AuraConci *et al.*, 2015]

$$E(C(s)) = \int_{\Omega} \{E_{contour}(C(s)) + E_{image}(C(s))\} ds \quad (8)$$

Once that the programming and design parts of the methodology concluded, it is important to look for the main characteristics, within them we will use some other such as frontiers versus region, invariant to scale, translation to rotation. Describers: area and weight, perimeter, compactness, gravity center. For this equation the Papoulis' unicity theorem was implemented. [Solis *et al.*, 2011]

Moments:

$$m_{pq}(i) = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M = x^p \cdot y^q \cdot g_i(x, y) \quad (9)$$

Invariants to traslations:

$$m_{pq}(i) = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M = (x \cdot \hat{x}_i)^p \cdot (y \cdot \hat{y}_i)^q \cdot g_i(x, y) \quad (10)$$

To scales (central):

$$u_{pq} = \frac{m_{pq}}{m_{00}} \quad (11)$$

The following diagram demonstrates the form in which the algorithm was designed and implemented.

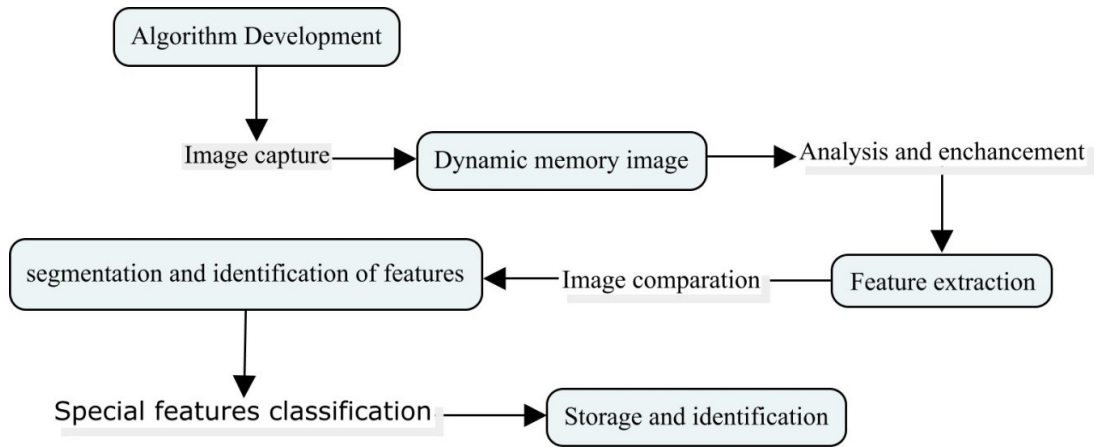


Figure 1.- Algorithm diagram.

A fundamental decision when implementing an algorithm is the technology to be used. There are multiple languages and tools for digital image processing. Some examples are OpenCV (to be used with a C language), ImajeJ (to be used with Java) and MatLAB (with its own language).

On the contrary, the use of MatLAB has become increasingly popular to the extent that it is the environment par excellence for programming and the fast applications development for several scientific disciplines, including image processing. .

3.- RESULTS AND DISCUSSION

During the first stage three main processes are performed: redimension, color spatial conversion, filtered and delimitation of the regions of interest. Before considering image manipulation, it is important to remember that: the protocol does not standardize the camera's resolution so the images may vary. The space, color, and filter, conversion processes require more time to perform the adequate calculus if the image size increases. To begin with, considering the previous information, the image is redimensioned to a 640x480 pixels, the size is convenient because it keeps the necessary information to obtain the desired characteristics.

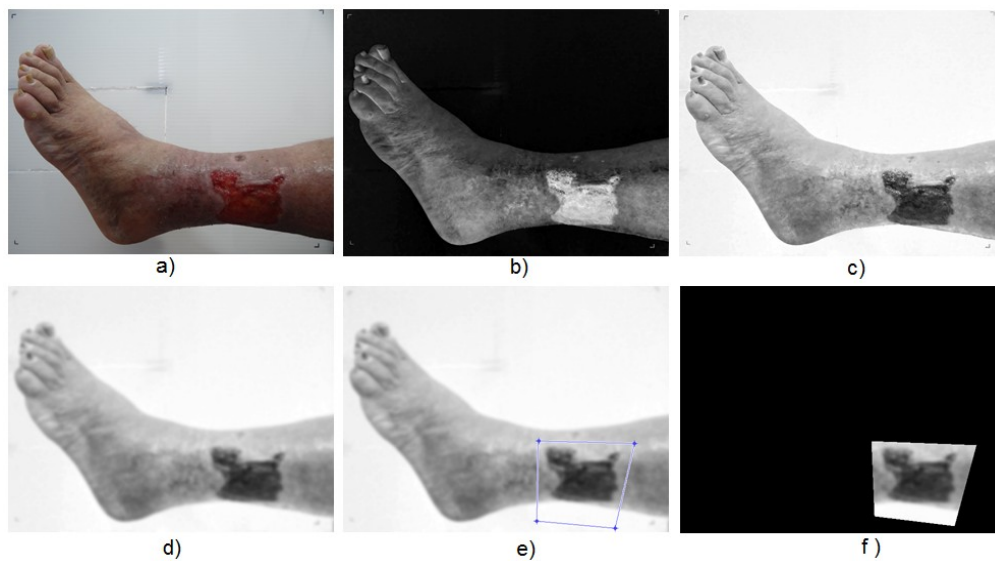


Figure 2.- a) Original image resized, b) S components (Saturation in the HSV model), c) investment b), d) smoothing filter on c), e) polygon selection of regions of interest f) interest areas defined on a black background.

The segmentación stage is the biggest challenge of the process. The existing literature suggests several methods for segmentation to apply to image processing, choosing the most adequate depends on the specific nature of the images to be processed and the desired application [Solis *et al.*, 2009].

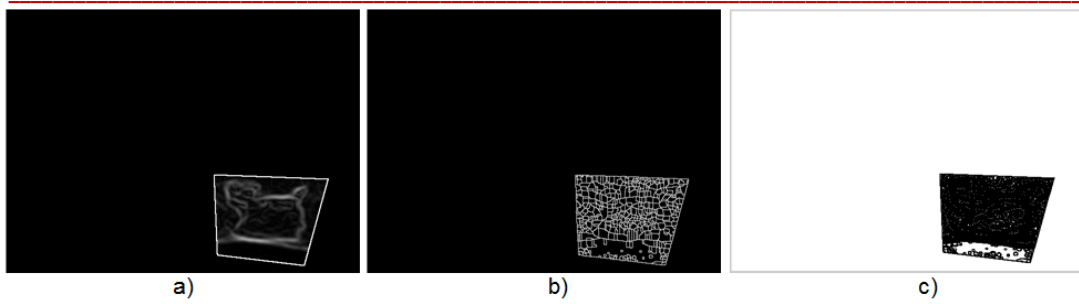


Figure 3.- a) Gradiente image, b) Watershed transformation over a), and c) minimal regions on a)

To avoid over-segmentation it is necessary to use markers. Using this method allows finding a set of inner markers corresponding to the pixels that belong to the object of interest; and using a set of external markers that belong to the background. To find the image's internal markers the minimal regions are grouped but only those whose value is found below a determined height umbral, which is defined at 50 by defect.

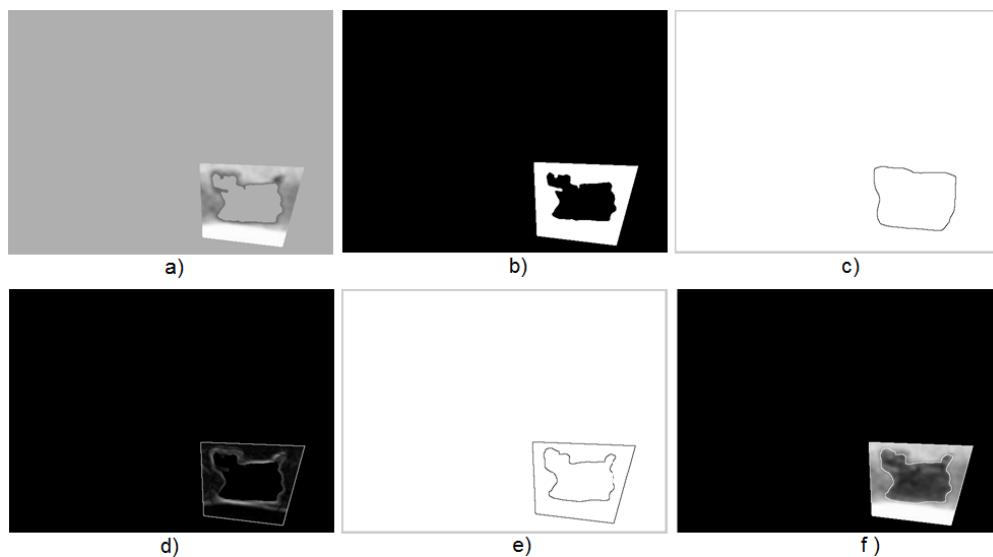


Figure 4. a) Markers, b) distance transformation from a), c) external markers, d) image modification through minimum imposition gradient, e) Watershed transformation from e), and f) segmented image Point-Based Snake.

At this stage, the object's labeling and property calculus begins. The labelling allows differentiating objects from each other. Having done this, it is possible to easily obtain a

wide range of properties from each object, such as: perimeter, area, eccentricity, solidity, orientation, amongst other. For this paper, 3 characteristics are the most important: contour, area, and centroid. [Xiaoli *et al.*, 2015]

Considering the trial images where the algorithm was applied, we observed that, in every case, the wound's detection is successful and the quality is acceptable, due to the adjusting parameter that allows us to vary the sensibility until achieving the desired result. In some cases, the detected contour may differ from the wound's limits as a consequence of a softening treatment performed while filtering. . [Solis *et al.*, 2011]

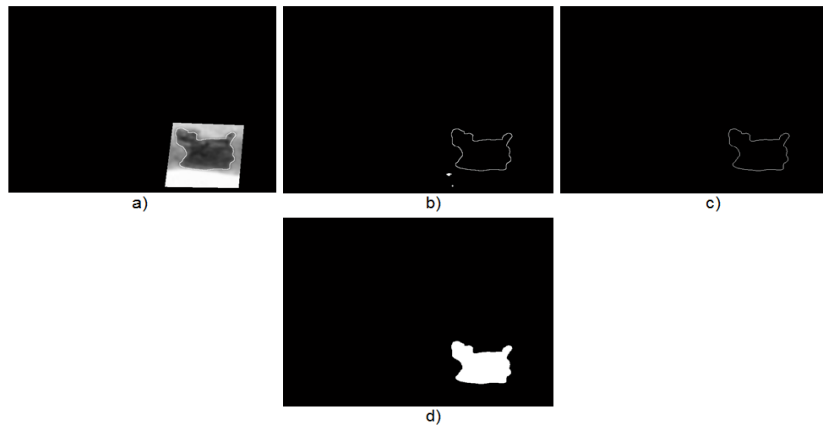


Figure 5.- a) Growth of the bottom, b) binarizing a) with a threshold of 254, c) removal of unwanted objects, d) filling the desired objects.

The lesion's area depends on their detection, the higher the detection's quality the smaller the error. It is important to remember that an error is present on the images, this is due to the fact that the background is farther from the camera than the wounds, the measures of reference are tos in the back. However, the error can be discarded since all the images present it.

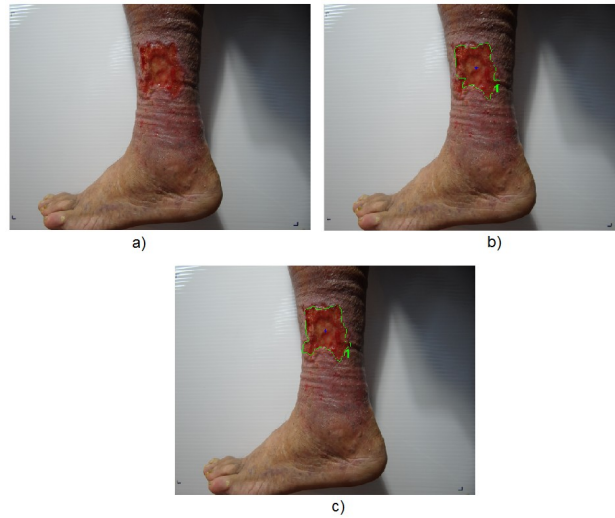


Figure 6.- a) Original image, b) results of the detection and evaluation of the wounds using the default parameters, and c) result of the detection and evaluation of the wounds after adjusting the algorithm's sensibility.

While the contour and the centroid of the objects are directly shown as a graphic, the object's area is obtained from the number of pixels that make them. However, the amount of pixels, as such, is not a representative measure for the physician. Because of this situation a conversion is required, from pixels units to square centimeters.

The results are presented in another image just like the original but after drawing the centroids and contours (figure 6). The image might be opened through a new one to verify the process and-or keep it.

4.- CONCLUSIONS

The algorithm starts with a new identification of the objects in the preprocessed image, and the identification of the center of gravity, area, eccentricity and solidity of each object present in the image, with this properties it is possible a new classification. Based on the moments, the image was filtered by area and solidity; in this way the set of samples was processed to detect the possible injure.

This paper will provide a new input on the design and development of an algorithm that is able to evaluate the diabetic's foot lesion, it might be a very useful tool for the specialist because of the following advantages. It is able to calculate the area and the location of ulcers and wounds, as well as many other geometrical characteristics. It permits handling digital data and it is a non-invasive method.

Automatically detecting the lesions is not an easy task. There is not a method able to recognize them with the same efficacy as the human vision system. This paper attempts to detect them in the best possible way. To achieve this, several advanced techniques were used for digital image processing and a wide bibliographical research on those techniques.

Considering the paper's results, we will mention some of the improvements made on the developed algorithm, it also includes new functions that might be incorporated: the implementation of 3D processing techniques to measure the lesions deepness as well as detective abnormalities and foot malformation; exporting images and result to a medical image standard for its inclusion into an electronic file, and setting up the evaluations system in a virtual server to enable its access from any device.

Acknowledgments

Dr. Miguel Ángel Cid Báez for allowing me the usage of its clinic and patients to validate this experiment. I am also thankful to CONACyT and FOMIX for the resources provided to develop this project. A especial thank you for Xochiquetzally Sanches Barbosa for the traslation (Unidad Academica de Lenguas Extranjeras UAZ).

REFERENCES

- Abbott CA, Carrington AL, Ashe H, Bath S, Every LC, Griffiths J, Et al. *The north- west diabetes foot care study: incidence of, and risk factors for, new diabetic foot ulceration in a community-based patient cohort*. Diabetes Med 2002;20:377–84
- Alvin C. *Diabetes mellitus*. In: Harrison T, editor. Principle Of internal medicine. 16th ed., New York: McGraw-Hill Companies; 2005. p. 830–5.
- Apelqvist J, Larsson J: *Long- term prognosis for diabetic patients with foot ulcers*. Journal of internal, 1993.
- AR GC: *Amputación de extremidades. ¿Van a la alza?* . Rev Mex Angiología 2014, 42(3); 112-114.
- Armstrong D, Lavery L: *Clinical care of the diabetic foot*. American Diabetes Association; 2016.
- Armstrong DG, Lavery LA, Harkless LB: *Validation of a Diabetic Wound Classification System: The contribution of depth, infection, and ischemia to risk of amputation*. Diabetes care 1998, 21(5):855-859.
- Armstrong DG, Lavery LA, van Houtum WH: *Seasonal variations in lower extremity amputation*. The Journal of foot and ... 1997.
- Armstrong DG, Wrobel J, Robbins JM: *Guest editorial: are diabetes-related wounds and amputations worse than cancer*. Int Wound J 2007.
- Association A: *Standards of medical care in diabetes—2010*. Diabetes care 2010.
- AuraConci, Stephenson S.L, Galvão, Giomar O, Sequeiros, Débora C.M, Saade, Trueman MacHenry *A new measure for comparing biomedical regions of interest in segmentation of digital images*. Discrete Applied Mathematics 197(2015)103–113
- Barshes NR, Gold B, Garcia A, Bechara CF: *Minor amputation and palliative wound care as a strategy to avoid major amputation in patients with foot infections and severe peripheral arterial disease*. journal of lower, 2014.
- Begg L: *Direct measurement of the Total Contact Cast wall load*. Direct measurement of the Total Contact Cast wall load 2015.
- Bongaerts BWC, Rathmann W, Heier M: *Older Subjects With Diabetes and Prediabetes Are Frequently Unaware of Having Distal Sensorimotor Polyneuropathy The KORA F4 Study*. Diabetes 2013.

- Boulton A: The diabetic foot: epidemiology, risk factors and the status of care. *Diabetes Voice* 2005, 50:5-7.
- Boulton AJ, Vileikyte L, Ragnarson-Tennvall G, Apelqvist J: *The global burden of diabetic foot disease*. *Lancet* (London, England) 2005, 366(9498):1719-1724.
- Bryan A. Sagray, Sabina Malhotra, John S. Steinberg. *Current therapies for diabetic foot infections and osteomyelitis*. *Clin Podiatr Med Surg* 31 (2014) 57–70
- Cavanagh P, Attinger C, Abbas Z, Bal A, Rojas N, Xu ZR: *Cost of treating diabetic foot ulcers in five different countries*. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews* 2012, 28(S1):107-111.
- Cuevas, Erick. *Procesamiento Digital de Imágenes con MatLab & Simulink*. Editorial AlfaOmega. 2010. 816 p. ISBN 978-607-707-030-6
- De la Torre GH, Fernández, Mosquera A.: *Clasificaciones de lesiones en pie diabético: Un problema no resuelto*. Gerokomos 2012.
- Deitch, E.A. (1994). *Infecciones del Pie Diabético: Fisiopatología y tratamiento*. *Clínicas Quirúrgicas de Norteamérica*, 3. 569-89.
- Dyck PJ, Davies JL, Wilson DM, Melton LJ: *Risk factors for severity of diabetic polyneuropathy: intensive longitudinal assessment of the Rochester Diabetic Neuropathy Study cohort*. *Diabetes*, 1999.
- Expósito AG, Peña EC, Rodríguez DG: *Morbilidad por el síndrome de pie diabético*. *Rev Cubana Angiol y Cir Vasc* 2003, 4.
- Faglia E, Clerici G, Caminiti M, Curci V: *Influence of osteomyelitis location in the foot of diabetic patients with transtibial amputation. ... & ankle international* 2013.
- Forsyth, D. A. *Computer Vision: A Modern Approach*. Prentice Hall. 2012. 792 p. ISBN 978-0136085928
- Gauch, J.M. (1999). *Image segmentation and analysis via multiescale gradient watershed hierarchies*. *IEEE Trans. On Image Processing*. Vol. 8
- Gibson S, Green J: *Review of patients' experiences with fungating wounds and associated quality of life*. *Journal of wound care* 2013.
- Gonzalez, R.C., Woods, R.E., Eddins, S.L. (2009). *Digital Image Processing using MatLAB*. 2da. Edición. ISBN: 978-0-9820854-0-0

- Granström, Therese, Henrietta Forsman, Janeth Leksell, Siba Jani, Aseel Modher Raghieb, and Elisabet Granstam. *Visual Functioning and Health-related Quality of Life in Diabetic Patients About to Undergo Anti-vascular Endothelial Growth Factor Treatment for Sight-threatening Macular Edema*. Journal of diabetes and its complications(2015)doi:10.1016/j.jdiacomp.2015.07.026.
- Gutiérrez JP R-DJ, Shamah-Levy T, Villalpando-Hernández S, Franco A, Cuevas-Nasu L, Romero-Martínez M, Hernández-Ávila M. : Encuesta Nacional de Salud y Nutrición. Instituto Nacional de Salud Pública 2012.
- Hinchliffe RJ, Andros G, Apelqvist J: *A systematic review of the effectiveness of revascularization of the ulcerated foot in patients with diabetes and peripheral arterial disease*. Diabetes/metabolism ... 2012.
- IDF: Diabetes Atlas | Seventh Edition. International Diabetes Foundation 2015.
- IWGDF: *Epidemiology of diabetic foot infections in a population-based cohort*. Paper presented at: International Consensus on the Diabetic Foot 2003.
- Lavery LA, Armstrong DG, Wunderlich RP: *Risk factors for foot infections in individuals with diabetes*. Diabetes, 2006.
- Lynn J: Sick to death and not going to take it anymore!: Reforming health care for the last years of life. Sick to death and not going to take it anymore!: Reforming health care for the last years of life 2004.
- Marinel, R.J., Blanes, M.L.I., Escudero, R.J.R., Ibáñez, E.V., Rodríguez, O.J. (2002). Tratado de Pie Diabético. Centro de Documentación del Grupo Esteve. Madrid, España.
- Martínez-De Jesús FR: Pie Diabético; Atención Integral, 3^a Edición. McGraw-Hill Interamericana 2010, 1:412.
- Martínez-De Jesús FRR, Ramos-De la Medina A, Remes-Troche JMM, Armstrong DG, Wu SC, Lázaro Martínez JL, Beneit-Montesinos JV: Efficacy and safety of neutral pH superoxidised solution in severe diabetic foot infections. International wound journal 2007, 4(4):353-362.
- Mayfield JA, Reiber GE, Sanders LJ, Janisse D, Pogach LM. Preventive Foot care in people with diabetes. Diabetes Care 1998;21:2161-77.
- Moulik PK, Mtonga R, Gill GV: Amputation and mortality in new-onset diabetic foot ulcers stratified by etiology. Diabetes care 2003.
- Ndip A, Jude EB: Emerging evidence for neuroischemic diabetic foot ulcers: model of care and how to adapt practice. The international journal of lower extremity, 2009.

- O'Loughlin A, McIntosh C, Dinneen SF: Review paper: basic concepts to novel therapies: a review of the diabetic foot. ... journal of lower ... 2010.
- OCDE: OECD Reviews of Health Systems: México 2016. Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos 2016.
- Olaiz, F.G., Rojas, R., Agilar, S.C., Rauda, J, Villalpando, S. (2007). *Diabetes mellitus en adultos mexicanos*. Resultados de la encuesta nacional de salud 2000. Salud Pública México, 49. 331-337.
- Oyibo SO, Jude EB, Tarawneh I, Nguyen HC: A comparison of two diabetic foot ulcer classification systems the Wagner and the University of Texas wound classification systems. Diabetes, 2001.
- Oyibo SO, Jude EB, Tarawneh I, Nguyen HC: *The effects of ulcer size and site, patient's age, sex and type and duration of diabetes on the outcome of diabetic foot ulcers*. Diabetic, 2001.
- Pecoraro RE, Reiber GE, Burgess EM: *Pathways to diabetic limb amputation*. Basis for prevention. Diabetes care 1990, 13(5):513-521.
- Pecoraro RE, Reiber GE, Burgess EM. *Pathways To diabetic limb amputation*. Basis for prevention. Diabetes Care 1990;13:513–21
- Pickwell KM, Siersma VD, Kars M: *Diabetic foot disease: impact of ulcer location on ulcer healing*. Diabetes/metabolism ... 2013.
- R. J. Hinchliffe JRWB, J. Apelqvist, E. J. Boyko, R. Fitridge, J. L. Mills, J. Reekers, C. P. Shearman, R. E. Zierler, N. C. Schaper: IWGDF; *Guidance on the diagnosis, prognosis and management of peripheral artery disease in patients with foot ulcers in diabetes*. Consensus International Working Group on the Diabetic Foot 2015.
- Rathur HM, Boulton HJ. The Diabetic foot. Clin Dermatol 2007;25:109–20.
- Rice JB, Desai U, Cummings AKG: *Burden of diabetic foot ulcers for medicare and private insurers*. Diabetes, 2014.
- Saba Noor, Mohammad Zubair, Jamal Ahmad. *Diabetic Footulcer—A review on pathophysiology, classification and microbial etiology*. Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews 9 (2015) 192–199
- Schaper NC, Andros G, Apelqvist J, Bakker K, Lammer J, Lepantalo M, Mills JL, Reekers J, Shearman CP, Zierler RE et al: Specific guidelines for the diagnosis and treatment of peripheral arterial disease in a patient with diabetes and ulceration of the foot 2011. Diabetes/Metabolism Research and Reviews 2012, 28 Suppl 1:236-237.
- Singh N, Armstrong DG, Lipsky BA: Preventing Foot Ulcers in Patients With Diabetes. JAMA 2005, 293(2):217-228.

-
- Singh, N., Armstrong, D.G., Lipsky, B.A. (2005). Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *JAMA*, 293.217-228.
- Solis-Sánchez, L.O., Castañeda-Mirand, R., García-Escalante, J.J., Torres-Pacheco, I., Guevara-González, R.G., Castañeda-Mirand, C. L., Alaniz-Lumbreras, P. D., 2011. *Scale invariant feature approach for insect monitoring*. *Computers and Electronics in Agriculture* 75, 92–99.
- Solis-Sánchez, L.O., García-Escalante, J.J., Castañeda-Mirand, R., Torres-Pacheco, I., Guevara-González, R., 2009. *Machine vision algorithm for whiteflies (Bemisia tabaci Genn.) scouting under greenhouse environment*. *J. Appt. entomol* 133, 546–522.
- Stockl K, Vanderplas A, Tafesse E, Chang E: *Costs of lower-extremity ulcers among patients with diabetes*. *Diabetes care* 2004.
- Sylvia Rueda, Caroline L. Knight Aris T. Papageorghiou J. Alison Noble. *Feature-based fuzzy connectedness segmentation of ultrasound images with an object completion step*. *Medical Image Analysis* 26(2015) 30–46
- Trautner C, Haastert, B., Giani, G. and Berger, M.: *Amputations and diabetes: a case-control study*. *Diabetic Medicine* 2002:19: 35–40.
- Troy J. Boffeli, Jonathan C. Thompson. *Partial foot amputations for salvage of the diabetic lower extremity*. *Clin Podiatr Med Surg* 31 (2014) 103–126
- Watkins PJ. *The Diabetic foot*. *BMJ* 2003;326:977–9.
- Xiaoli Zhang, Xiongfei Li Yuncong Feng A. *Medical image segmentation algorithm based on bi-directional region growing*. *Optik* 126 (2015) 2398–2404.

Identification and Evaluation on Diabetic Foot Injury by Computer Vision

Solis-Sanchez L.O., Ortiz-Rodriguez J.M., Castañeda-Miranda R, Martinez-Blanco M.R., Ornelas-Vargas G, Galvan-Tejada J.I., Galvan-Tejada C.E., Celaya-Padilla J.M and Castañeda-Miranda C.L.

Universidad Autónoma de Zacatecas, Centro de Investigación e Innovación Tecnológica Industrial (CIITI), Facultad de Ingeniería Eléctrica, Av. R. López

Velarde, 801, Col. Centro, Zacatecas, Zacatecas, México.
C.P. 98000, México.
e-mail lsolis@uaz.edu.mx
l_solis@ymail.com

Abstract— The diabetic foot is one of the most devastating complications related to diabetic. Its significant transcendence is related to a higher incidence and amputation percentage as well as deaths. Given the fact that laboratory diagnoses trials are both limited and expensive, the most typical alternative is still based on the disease's signs and symptoms. Therefore, the attending physician fills out a questionnaire based on its support instrumental measurements and its own observation (it could be method but not so sure). The aforementioned questionnaire will provide the foundation for the diagnose that also depends on the criteria and the consultant's experience. However, for some variables such as the laceration (injury or wound) and –or– location the previous dependency is not acceptable.

This paper aims to become the first link to optimize the diabetic's foot evaluation through the introduction of digital image processing techniques.

Because of the use of advanced object segmentation techniques and a parameter that adjusts the system's sensibility until obtaining the desired results it was possible to apply an algorithm to a series of trial images provided positive results for wound and location detection.

Keywords— Digital image processing; diabetic foot; image segmentation; software detection

I. INTRODUCTION (HEADING 1)

During the last couple of years, diabetes (Diabetes Mellitus) has taken the leading position amongst human chronic diseases with a wide array of complications as well as an impressive ability of deterioration and destruction [1]. The diabetic foot is one of the most frequent and devastating complications [2]. According to the World Health Organization (WHO) the diabetic foot syndrome is defined by the presence of ulcers, infections, and/ or gangrene associated to the diabetic neuropathy, and different levels of peripheral vascular disease, as a result of the complex interaction of several maintained hyperglycemic (excessive amount of sugar) induced factors.

Nowadays, diabetic's foot complications are common and they represent a very serious health problem in Mexico

because of its frequency as well as its expensive treatment and difficulties in handling.

It has been described that between 13-25% of the diabetics have developed diabetic's foot [2]. It is relevant because of the high percentage of amputations. Furthermore, 40 to 50% diabetics develop foot ulcers through life; amongst those we consider that in 20% of the cases it is the cause of a limb's amputation [2] [3] [4]. Following an amputation we have a 13-40% mortality rate during the first year, increasing to 65% after 3 years, and between 39-80% at 5 years[5].

Currently a typical evaluation of diabetic's foot is based on the disease's signs and symptoms. Generally, the specialist performs a valuation of the neuropathic and ischemic symptoms by monofilament Semmens-Weinstein y el Doppler, respectively. As for the rest of the variables, the physician evaluates according to its observation. Based on those results the physician fills a questionnaire and emits a diagnosis. [6][7][8] Because of that most of the diagnosis relays on the criteria en physicians' expertise, providing an incorrect assessment considering variables such as the area and location of the lesions.[9]

Relevant studies in the artificial intelligence have progressed within the last couple of years, allowing the development of artificial vision systems that have benefited several medical sectors. Although there have been developments for support instruments to evaluate the diabetic foot, little has been done to reduce the error on the evaluator's criteria, and the obtained data management. [10][11] The introduction of digital image processing for detection and evaluation of ulcers and wounds aims to become the first link to optimize the results of the diabetic's foot. [12][13]

II. MATERIALS AND METHODS

A. Artificial Vision

Artificial vision, also known as computerized vision, is a subfield of artificial intelligence that is defined as an integral focused attempt of the algorithm development that will allow a machine to simulate, to some extent, the biological vision process.

Digital image processing (DIP) is an artificial vision subfield that is related to the manipulation of digital images with the objective to identify and give interpretation to relevant information within them. New technologies development for image acquiring as well as computer processing tools has created for this knowledge branch an interesting and a constantly developed field. [14]

A critical decision made at the time of selecting the appropriate algorithm is the one about the technology that will be used. There are multiple tools and languages for the digital image processing. Some examples are OpenCV and MatLAB. [15]

On the other hand, MatLab's use has become increasingly popular to the extent that it is the most important for programming and a fast development for scientific application, including image processing.

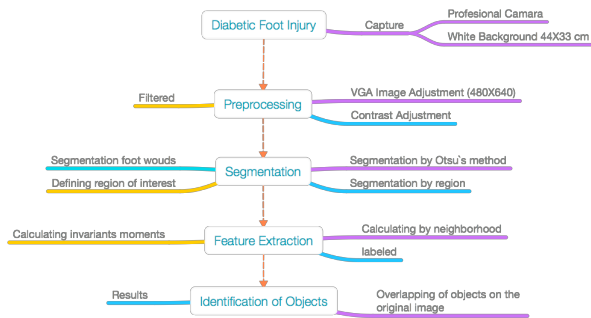


Fig. 1. Diabetic foot injury algorithm

B. Image Capture Protocol

The images used for this paper were taken at the Centro Integral en Diabetes, located at the city centre of Zacatecas.

For the trials and the algorithm design, fifteen photographs were taken to a patient's foot from 6 different. For some angles, the photographs were taken more than once using the camera's flash and without it. [16]

Photograph background: as shown in figure 1, a white acrylic o polycarbonate plate was used, 48 x 37 cm measures, with a 2 cm distance from each corner. In addition to, there is a removable part of the plate that permits the central location of the foot when the sole is to be photographed

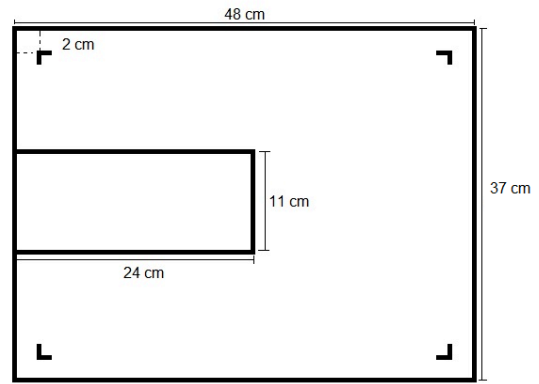


Fig. 2. Background structure

Camera: a professional 16 megapixels digital Canon was used. However, it is enough to use a medium or superior range camera. Ambience lighting: the photographs were taken indoors using artificial light produced by common 2 fluorescent lamps. This lamps provide a wide lighted surface which creates a homogenous lighting with little object reflection.

Foot placement: the patient's foot is located on the plate in a position that maintains the interest area within the drawn marks. To take the sole's photograph, the removable part is taken out then it is superimposed to fill in the empty space.

Camera's positioning: the camera is horizontally placed within a distance that allows de lens to locate the 4 corner marks but it most not exceed the perimeter limits. It is recommended to use a tripod to prevent movement whilst taking the photograph. [17]

Image capture: before shooting, the image format is changed to a 4:3 to 4:3 and the flash is deactivated because its light may cause unwanted lighting. Having done that, a picture from 6 different zones is taken: front, back, left side, right side, superior, and sole. It is convenient to take the photograph from these 6 zones even though there is no damage, this is if and electronic file should be made.

C. Pre-processing

This first stage is divided into three main processes: re-dimension, space color conversion, filter, and region of interest delimitation. Before any manipulation is made it is important to remember that: the capture protocol does not standardize the camera resolution so the images dimensions might vary. The conversion of space color and filter processes might take longer depending on the photograph's size. First, considering the previous information, the image is resized to 640 x 480 pixels (figure 2a). This is the right size because it maintains the necessary information to obtain the desired characteristics.[17]

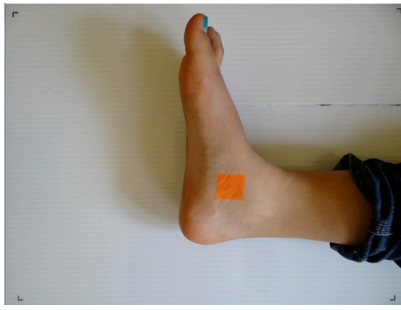


Fig. 3. Simulate lesion to determinated correspondences pixel-cm²

The second step of the process corresponds to the RGB - HSV space conversion. Out of this transformation there are three components left H, S, and V, out of which the S (saturation) component is taken, as explained in the previous chapter, that corresponds to the color purity (figure 2b). Because of this characteristic it is possible to perform a segmentation of the wounds that, as a consequence of the blood and air in the tissue, are pure red.

From the previous step a gray scale image is obtained, and it shows from the least saturated zones to the most ones. However, it is more useful an image that shows more saturated areas because that shows the wounds, that justifies investing in the image as shown in figure 2c. [15] [17]

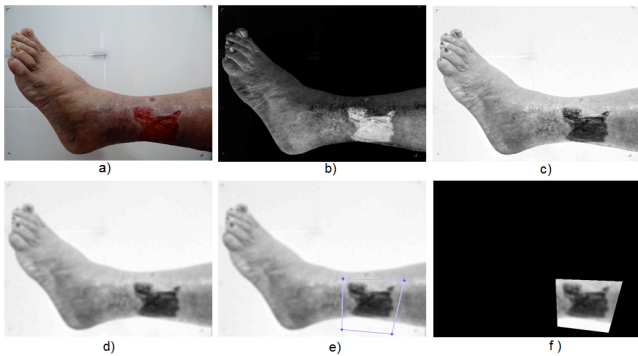


Fig. 4. a) Original image resized, b) S components (Saturation in the HSV model), c) investment b), d) smoothing filter on c), e) polygon selection of regions of interest f) interest areas defined on a black background.

It is important to filter the image to reduce drastic intensity changes in the wounds. Therefore, a softening filter is applied in a series of consecutive occasions (figure 2d). It was determined that the most convenient number of repetitions is 13.

The resulting image in this part of the process shows that the darker areas on the purest color zones are not only red but green, blue, magenta, cyan, and yellow. Although most of the colors do not appear on the original captions, yellow might appear in certain foot zones, even more if the skin color is lighter. A possible solution to this problem is the manual delimitation of the areas of interest using a selection polygon.

As a result, the image obtained is a photograph where the lesions are seen as dark spots surrounded by lighter areas that

are enclosed by a completely black background. The image is ready to be segmented. [18]

D. Segmentation

As a result, the image obtained is photographs where the lesions are seen as dark spots surrounded by lighter areas that are enclosed by a completely black background. The image is ready to be segmented. [19] [22]

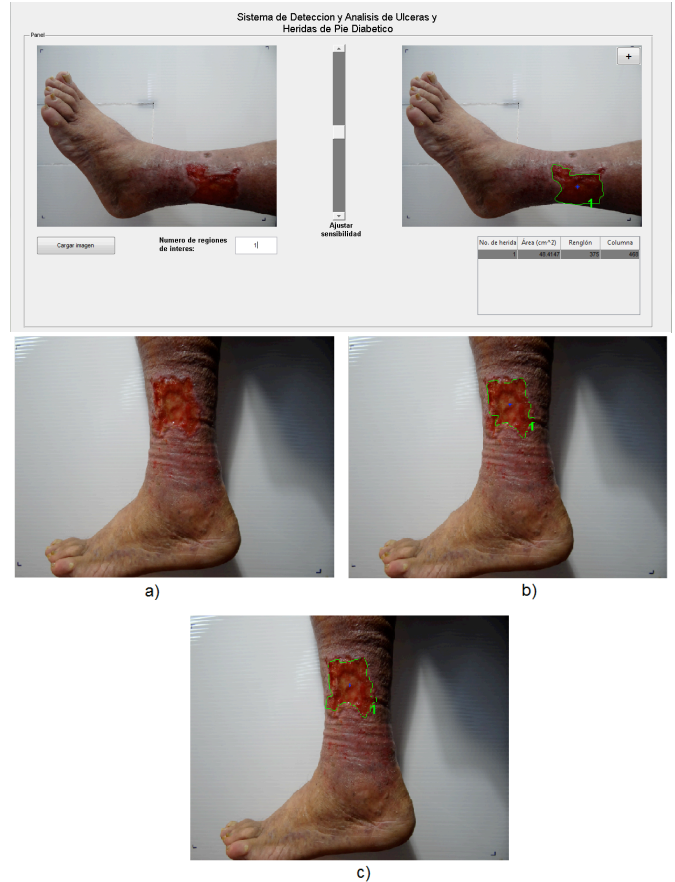


Fig. 5. Result of the detection and evaluation of lesions after adjusting the sensitivity of the algorithm. a) Original image, b) result of the detection and evaluation of lesions using default parameters c) result of the detection and evaluation of lesions after adjusting the sensitivity of the algorithm

E. Post-Processing and Character extraction

Using both the internal and external markers found, the gradient image from the first step is modified through minimal exposure so that there are only regional minimum where the interest objects are located. (figure 2d). Finally, the Watershed transform is calculated (figure 2e) and it is superimposed on the image where the regions of interest were delimited (figure 2f).

Afterwards the image is binarized with a 254 threshold, so that the corresponding wound's pixels are kept white whilst the remaining pixels are black. (figure 3)

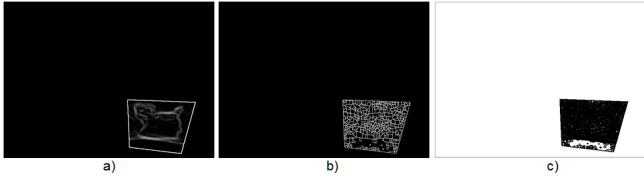


Fig. 6. a) Image of gradient, b) Result of applying the regional minimum Watershed transformation on a), and c) a)

At this point and in some cases, there might appear some unwanted objects in the form of isolated pixels or spots due to a poor delimitation of the interest regions (figure 4b). Consequently a contraction operation is applied to reduce unwanted objects to dots without affecting the wound's contour. Then, a cleaning process is used to eliminate the image's isolated white pixels. The result is shown in figure 4c. The last step of this stage is to fill in the found wounds. This process allows to observe the segmented wounds as white objects over a black background which will facilitate the characteristics extraction stage (figure 4d). [20] [21]

At this stage the object labeling and property calculus is performed.

The labeling allows differentiating the objects amongst each other. Having done this, it is possible to easily obtain a wide array of properties related to each one of them, for example: perimeter, area, eccentricity, solidity, and orientation, amongst many others. For this paper, they are particularly important three characteristics: contour, area, and centroid.

While the object's contour and centroid are graphically shown, the area is obtained from the pixel's number that comprises it. However, the pixels number as such is not a representative measure for the physician. For this reason, it is performed a conversion from pixels units to square centimeters. This is obtained by multiplying the pixels number by 0.0047. The result is obtained by calculating the relation between the pixels number from the image ($640 \times 480 = 307200$ pixels) and the background area ($44 \times 33 = 1452 \text{ cm}^2$). [22] [23]

III. RESULTS AND DISCUSSIONS

Besides its functionality, the system has to be as neat and esthetic as possible. Within this context, and by taking advantage of the MatLAB's GUI environment, the graphic interface is developed to improve the user's experience, and to present the results in a neat and elegant format.

The interface originally shows just one button to load the image to be processed. After loading it, and on the bottom part a text box will appear for the numbers of regions of interests

to be typed in. An image will be temporarily displayed where the regions will be delimited with the mouse pointer. In the end, the figure will automatically close and the algorithm will continue until the results are shown. [22]

The results will be presented in an image similar to the original but with the centroids and the contours drawn in it (figure 5). The image will be shown in a new figure to verify and check the process or save it.

In the event that the wounds' detection was not correct the side bar will display to allow the algorithm's sensitivity adjustment (figure 5). It is important to clarify that the sensitivity actually corresponds to the height threshold used for the segmentation stage.

From the algorithm applied to the trial images it is observed that, in all the cases, the detection of lesions was successful with acceptable quality because of the adjustment parameter that allows the sensitivity variation until the desired result is obtained. In some of the cases the detected contour might differ from the lesions' limits as a consequence of the softening performed on the filtering stage. Figure 6 shows the results for a trial image.

The lesions area depends on the lesions' detection, meaning that the higher the detection quality is the lower the error. Besides, it has to be mentioned that an error in the image is present since the background is further away from the camera than the wounds are, and the reference measures belong to that background. However, it is possible to disregard this error given the fact that all the images present it.

IV. CONCLUSIONS

The lesions automatic detection is not an easy task. There is still not a single method able to recognize the lesions with the same efficiency that the human vision does. This paper aims, within its limits, to achieve the detection in the best way possible. To accomplish the research it was necessary the use of several advanced techniques for digital image processing, including a wide bibliographical research of the used techniques. [22][23]

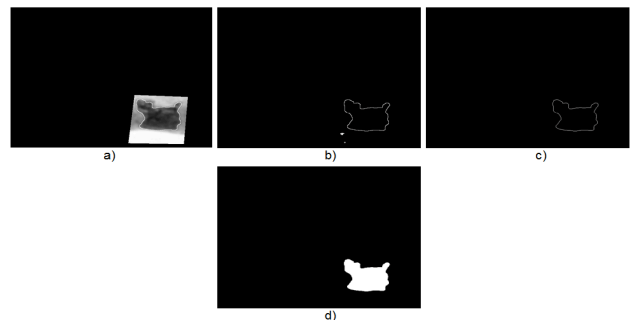


Fig. 7. a) Growth of the bottom, b) binarizing a) with a threshold of 254, c) removal of unwanted objects, d) filling the desired objects.

This paper's contribution is an evaluation system of the diabetic's foot that can be a useful tool for the physician with the following advantages: it allows the automatic detection of ulcers and wounds on the patient's foot. It is capable of calculating the area and location (according to the centroid) of the ulcers and wounds as well as other geometrical characteristics if that is required. The variables are no longer depending on the evaluation's results. It is a non-invasive method and it allows an easy handling of the obtained results.

ACKNOWLEDGMENT

Dr. Miguel Angel Cid Baez for permission to use their facilities and their patients for clinical validation experiment and Jose de Jesus Juarez Salinas for the contribution in the developed of the software. Greatly grateful to CONACyT and FOMIX resources provided by the project development. A especial thank you for Xochiquetzally Sanches Barbosa for the traslation (Unidad Academica de Lenguas Extranjeras UAZ).

REFERENCES

- [1] B. A. Sagray, S. Malhotra, J. S. Steinberg "Current therapies for diabetic foot infections and osteomyelitis." *Clin Podiatr Med Surg* 31 (2014) 57–70
- [2]
- [3] F. G. Olaiz, R. Rojas, S.C. Agilar, J. Rauda, S. Villalpando. (2007). Diabetes mellitus en adultos mexicanos. Resultados de la encuesta nacional de salud 2000. *Salud Pública México*, 49. 331-337.
- [4] J. Troy Boffeli, C. J. Thompson "Partial foot amputations for salvage of the diabetic lower extremity" *Clin Podiatr Med Surg* 31 (2014) 103–126
- [5] S. Noor, M. Zubair, J. Ahmad "Diabetic Footulcer—A review on pathophysiology, classification and microbial etiology" *Diabetes & Metabolic Syndrome: Clinical Research & Reviews* 9 (2015) 192–199
- [6] Deitch, E.A. (1994). Infecciones del Pie Diabético: Fisiopatología y tratamiento. *Clínicas Quirúrgicas de Norteamérica*, 3. 569-89.
- [7] C. Alvin. Diabetes mellitus. In: Harrison T, editor. *Principle Of internal medicine*. 16th ed., New York: McGraw-Hill Companies; 2005. p. 830–5.
- [8] H.M. Rathur, H.J. Boulton. The Diabetic foot. *Clin Dermatol* 2007;25:109–20.
- [9] R.E. Pecoraro, G.E. Reiber, E.M. Burgess. Pathways To diabetic limb amputation: basis for prevention. *Diabetes Care* 1990;13:513–21
- [10] P.J. Watkins. The Diabetic foot. *BMJ* 2003;326:977–9.
- [11] J.A. Mayfield JA, Reiber GE, Sanders LJ, Janisse D, Pogach LM. Preventive Foot care in people with diabetes. *Diabetes Care* 1998;21:2161–77.
- [12] C.A. Abbott, A.L. Carrington, H. Ashe, S. Bath, L.C. Every, J. Griffiths. The north- west diabetes foot care study: incidence of, and risk factors for, new diabetic foot ulceration in a community-based patient cohort. *Diabetes Med* 2002;20:377–84
- [13] R.L. Marinel, M.L.I. Blanes, R.J.R. Escudero, E.V. Ibáñez, O.J. Rodríguez, (2002). *Tratado de Pie Diabético*. Centro de Documentación del Grupo Esteve. Madrid, España.
- [14] N. Singh, D.G. Armstrong, B.A. Lipshy. (2005). Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *JAMA*, 293.217-228.
- [15] E. Cuevas. *Procesamiento Digital de Imágenes con MatLab & Simulink*. Editorial AlfaOmega. 2010. 816 p. ISBN 978-607-707-030-6
- [16] D. A. Forsyth, *Computer Vision: A Modern Approach*. Prentice Hall. 2012. 792 p. ISBN 978-0136085928
- [17] J.M. Gauch (1999). Image segmentation and analysis via multiscale gradient watershed hierarchies. *IEEE Trans. On Image Processing*. Vol.8
- [18] R.C. Gonzalez, R.E. Woods, S.L. Eddins. (2009). *Digital Image Processing using MatLAB*. 2da. Edición. ISBN: 978-0-9820854-0-0
- [19] E. Granstam. "Visual Functioning and Health-related Quality of Life in Diabetic Patients About to Undergo Anti-vascular Endothelial Growth Factor Treatment for Sight-threatening Macular Edema." *Journal of diabetes and its complications* (2015) doi:10.1016/j.jdiacomp.2015.07.026. Health-related Quality of Life in Gauch, J.M. (1999). Image segmentation and analysis via multiscale gradient watershed hierarchies. *IEEE Trans. On Image Processing*. Vol. 8
- [20] R.C. Gonzalez, R.E. Woods, S.L. Eddins. (2009). *Digital Image Processing using MatLAB*. 2da. Edición. ISBN: 978-0-9820854-0-0
- [21] G. Eason, B. Noble, and I. N. Sneddon, "On certain integrals of Lipschitz-Hankel type involving products of Bessel functions," *Phil. Trans. Roy. Soc. London*, vol. A247, pp. 529–551, April 1955. (references) Xiaoli Zhang, Xiongfei Li Yuncong Feng A "Medical image segmentation algorithm based on bi-directional region growing" *Optik* 126 (2015) 2398–2404
- [22] S. Rueda, C. L. Knight Aris, T. Papageorghiou, J. Alison Noble Feature-based fuzzy connectedness segmentation of ultrasound images with an object completion step *Medical Image Analysis* 26(2015) 30–46
- [23] A. Conci, S.L. Stephenson Galvão, O. Giomar Sequeiros, C.M. Débora, Saade, Trueman MacHenry. A new measure for comparing biomedical regionso f interest In segmentation of digital images *Discrete Applied Mathematics* 197(2015)103–113
- [24] L.O. Solis-Sánchez, R. Castañeda-Mirand, J.J. García-Escalante, I. Torres-Pacheco, R. Guevara-González, C.L. Castañeda-Mirand, P.D. Alaniz-Lumbreras. 2011. "Scale invariant feature approach for insect monitoring" *Computers and Electronics in Agriculture* 75, 92–99.
- [25] L.O. Solis-Sánchez, R. Castañeda-Mirand, J.J. García-Escalante, I. Torres-Pacheco, R. Guevara-González, 2009. "Machine vision algorithm for whiteflies (*Bemisia tabaci* Genn.) scouting under greenhouse environment". *J. Appt. entomol* 133, 546–522.

Anexo B

Código de Programación MATLAB

Se omite por tramite de Derechos de Autor ©

