

Tipo de artículo: Artículo original
Temática: Procesamiento de imágenes
Recibido: 6/01/2014 | Aceptado: 3/04/2014

Metodología para la localización del disco óptico

Methodology for optic disc localization

Marcos A. Leiva-Vasconcellos^{1*}, Daymel Cebrián-Martín¹, Edgardo M. Felipe-Riverón², Alberto Taboada-Crispi³

¹Facultad de Informática. Universidad de Camagüey “Ignacio Agramonte Loynaz”, Cuba

²Centro de Investigación en Computación. Instituto Politécnico Nacional, México

³Centro de Estudios de Tratamiento y Tecnologías de la Información. Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas, Carretera a Camajuaní, km 5½, Santa Clara, Villa Clara, Cuba. CP.: 54830

*Autor para la correspondencia: marcos.leiva@reduc.edu.cu
{ daymel.cebrian@reduc.edu.cu; edgardo@cic.ipn.mx; ataboada@uclv.edu.cu }

Resumen

El uso de las imágenes digitales en numerosas esferas de la sociedad es una actividad que ha alcanzado un auge notable en los últimos años debido fundamentalmente al gran desarrollo que ha ocurrido en la tecnología a nivel mundial. En la actualidad este tipo de imágenes tienen un gran uso en muchas de las ramas de la medicina pues facilitan el diagnóstico por parte de los especialistas y de esta manera contribuyen a que los pacientes sean diagnosticados mucho antes de que los síntomas de las enfermedades comiencen a manifestarse. En el caso de la Oftalmología una de las imágenes más usadas son las retinografías digitales, las cuales si son utilizadas correctamente le permiten al oftalmólogo detectar la aparición de enfermedades como la glaucoma y la retinopatía diabética. Uno de los elementos que se puede apreciar en estas es el disco óptico o papila óptica, cuya localización y detección tiene vital importancia para trabajar con diferentes partes de la estructura del ojo. En este trabajo se proponen dos técnicas para la localización del disco óptico en retinografías digitales que se basan en la combinación de varios filtros y la aplicación de operaciones lógicas. Para realizar la prueba de los algoritmos se utilizaron las bases de datos DRIVE

database y *diaretDB0v11*; como resultado de las pruebas se localizaron correctamente el 99,091% de las imágenes de ambos repositorios en total, además se detectaron satisfactoriamente el 85% y el 87,143% de las imágenes de *DRIVE database* y *diaretDB0v11* respectivamente.

Palabras clave: Disco óptico, imágenes digitales, procesamiento digital de imágenes, retinografía digital.

Abstract

*The use of digital images in many areas of society is an activity that has reached a remarkable growth in recent years mainly due to the great development that has occurred in technology around the world. These images have a great use in many branches of medicine because they facilitate the diagnosis by specialists and thus help patients to be diagnosed long before symptoms of the disease begin to manifest. For Ophthalmology, one of the most used images are the digital retinography, If it is used properly will allow the occurrence of eye diseases such as glaucoma and diabetic retinopathy. One of the main elements shown on retinal images are the optic disc, the location and detection is of vital importance for working with different parts of the structure of the eye. This paper proposes two techniques for locating the optic disc in retinal images based on the combination of multiple filters and applying logical operators. To test the algorithms *diaretDB0v11* and *DRIVE database* were used , as a result of the tests are correctly located the 99.091 % of the images from both repositories, and were successfully detected 85 % and 87.143 % of images of *DRIVE database* and *diaretDB0v11* respectively.*

Keywords: *Digital images processing, digital retinography, optic disc.*

Introducción

Los seres humanos utilizan diariamente el sentido de la visión para percibir millones de imágenes, muchas de las cuales son de gran importancia para su vida, por eso con el transcurso de los años ha surgido la necesidad de encontrarle un sentido práctico a cada una de estas imágenes en las diferentes esferas de la sociedad (Russ, 2011). Debido a esto surge el procesamiento digital de imágenes (PDI) y con él, numerosas técnicas y algoritmos que son aplicadas según el objetivo que se busque en cada proyecto (Rodríguez, 2004). El PDI es la disciplina científica que se ocupa de realizar transformaciones a la información visual, con el objetivo de facilitar su análisis, almacenamiento, transmisión o empleo en determinadas aplicaciones, empleando medios de computación (González & Woods, 2002). El PDI, también conocido como visión por computadora, es una rama de la ciencia que ha alcanzado un gran desarrollo en los últimos tiempos debido al avance vertiginoso del hardware y la importancia que ha adquirido esta técnica en la vida moderna. Según lo planteado por (Rodríguez, 2004) el PDI consta de 5 etapas: la captación de la imagen, el pre-procesamiento, la segmentación, la descripción y representación, y el reconocimiento, análisis e

interpretación. El propio autor anteriormente citado expresa que con el transcurso del tiempo la visión por computadoras ha ido definiendo más nítidamente sus campos de acciones, entre los que se pueden mencionar los siguientes: el mejoramiento (tiene que ver con el aumento del contraste, la eliminación del ruido y el filtrado espacial y de frecuencia, entre otros); la restauración (que estudia fenómenos tales como desenfoque, movimiento y otros tipos de degradaciones que pueden originarse en el momento de la captación de una escena); la reconstrucción (técnica muy empleada en la medicina y geología para la obtención de una imagen tridimensional a través de diferentes cortes); la segmentación (procedimiento que se utiliza para separar diferentes tipos de objetos, donde aquí subyace un campo de gran importancia denominado detección de contornos); la compresión de imágenes (está relacionada con las formas de comprimir las imágenes para su almacenamiento y transmisión); el reconocimiento visual de patrones (tiene como objetivo la búsqueda de métodos que sean capaces de identificar diferentes estructuras); y el análisis y la interpretación (constituye una técnica de alto nivel y estudia el problema relacionado con la interpretación de la imagen). Existen numerosas aplicaciones del PDI en diferentes ramas entre las que se pueden mencionar las telecomunicaciones, la robótica, la geofísica, la cartografía y la geodesia, la biotecnología, la bioinformática y la medicina (Gonzalez & Woods, 2002). Precisamente la medicina es una de las esferas donde mayor cantidad de aplicaciones ha tenido el PDI desde sus comienzos (Aquino, 2011); esto se debe a que la utilización de la visión por computadoras en la medicina ha permitido llevar a cabo desde una simple visualización de una imagen hasta la detección automática de estructuras complejas; además, se ha convertido en una poderosa herramienta en la simulación de operaciones, en la planificación de tratamientos de radioterapia y en el seguimiento del progreso de enfermedades, donde ha posibilitado llegar a conclusiones importantes en el diagnóstico y pronóstico de las mismas (Rodríguez, 2004).

Este trabajo se centra en la especialidad de Oftalmología, específicamente en el trabajo con las retinografías digitales, que son imágenes biomédicas pertenecientes al grupo de técnicas no invasivas; estas se han convertido en una herramienta de gran utilidad para revelar el funcionamiento de órganos internos y sanos, y además contribuyen notablemente al diagnóstico clínico y a la orientación de intervenciones médicas. Este tipo de imágenes son muy utilizadas porque permiten identificar la retina que es la única parte del cuerpo humano donde los vasos sanguíneos pueden ser visualizados directamente de forma no invasiva y en vivo; esta característica puede ser utilizada, de modo que mediante imágenes digitales de fondo de ojo, el oftalmólogo puede detectar con gran fiabilidad la aparición de enfermedades oculares como la retinopatía diabética (Ruggeri, Foracchia, & Grisan, 2004). El análisis automático de las imágenes médicas (específicamente las retinografías digitales o imágenes de fondo de ojo) a través de

ordenadores, potencialmente permitiría la reducción de los tiempos necesarios para realizar los procedimientos médicos. Además proveería de mecanismos modernos para evaluaciones periódicas de la retina y podría convertirse en un método de evaluación de la retina para determinar el instante óptimo de los tratamientos. (Rudas & Toscano, 2011).

Uno de los elementos que se pueden apreciar en las retinografías digitales es el disco óptico (DO), el cual es el referente más importante en este tipo de imágenes. El disco óptico es el reflejo sobre las retinografías de la cabeza del nervio óptico por lo que su ubicación es una tarea de gran relevancia (Haar, 2005); la información que se puede obtener acerca de este elemento del ojo humano puede ser utilizada para examinar la severidad de ciertas enfermedades como el glaucoma y la retinopatía diabética (Jelinek & Cree, 2010). El DO aparece en las imágenes de fondo de ojo como una zona más brillante que el resto, de forma ovalada y ocupando aproximadamente un séptimo del tamaño de la imagen (Sekhar, Al-Nuaimy, & Nandi, 2008) (ver Figura 1). Además, constituye la región de convergencia de toda la red ocular de vasos sanguíneos.

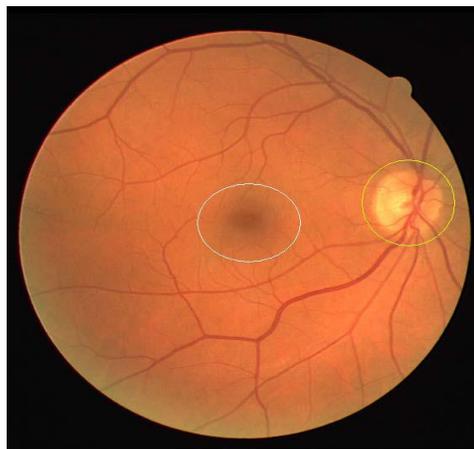


Figura 1. Imagen de fondo de ojo; en la imagen, la circunferencia amarilla rodea al disco óptico y la blanca a la fovea.

El DO es una de las características más importantes de las retinografías digitales de acuerdo a lo plasmado en (Rudas & Toscano, 2011) pues su diámetro es utilizado usualmente como métrica para cuantificar distancias y tamaños en las retinografías. Además su localización permite aproximar la ubicación de la fovea, que es el centro de la visión humana, propiciando la detección de patologías relacionadas con la zona macular. Las variaciones en la tonalidad o estructuras como los vasos sanguíneos pueden indicar la presencia, estado y progresión de ciertas enfermedades (Niemeijer, Staal, Loog, & Abramoff, 2004).

Como parte del estudio de las imágenes de fondo de ojo, uno de los momentos más importantes consiste en la detección previa del disco óptico, pues permite la extracción automática del resto de estructuras anatómicas y patológicas, aportando información útil para la localización de la mácula, la identificación de los vasos sanguíneos y la detección de exudados, entre otros (Sinthanayothin, Boyce, Cook, & Williamson, 1999). Por ejemplo:

- La distancia entre el disco óptico y la fovea es aproximadamente constante, hecho que se puede utilizar para estimar la ubicación de la mácula.
- En los métodos de seguimiento, el disco óptico se utiliza como punto inicial para detectar la red de vasos sanguíneos de la retina.
- El cambio en la forma o el color es un indicador de diversas patologías oftalmológicas, por lo que, sus dimensiones se utilizan para medir las características anormales causadas por ciertas enfermedades, tales como el glaucoma y la retinopatía diabética.
- La identificación y eliminación del disco óptico mejora la clasificación de los exudados, ya que su similitud con estos hace que en los algoritmos de detección de exudados pueda ser considerado como un candidato más.

A pesar de que el disco óptico presenta unas características bien definidas que lo hacen fácilmente reconocible, la localización automática del mismo mediante un algoritmo robusto no es tan trivial, pues su apariencia varía significativamente con las diferentes patologías oculares. Por ello, existen multitud de métodos para su localización y detección. Para la localización y detección del DO existen varias técnicas que están divididas en diferentes grupos, según las características propias de cada una de las técnicas. Es necesario aclarar que con la localización sólo se pretende situar correctamente el centroide del disco óptico; mientras que la detección tiene como objetivo obtener el contorno del mismo; también se debe destacar que la localización del centro del disco óptico suele ser un paso previo a la detección del borde. Esa detección puede realizarse de forma burda, simplemente aproximando el disco con un círculo o una elipse o utilizando procedimientos más elaborados que permiten detectar la forma real.

Basándose en la particular forma redondeada del DO y al alto brillo que presenta la región en la que se localiza, (Walter & Klein, 2001) utilizan un filtro simple de promediado sobre la varianza de la intensidad. Ellos asumen que pueden aparecer otras regiones con características de brillo parecidas a las del disco óptico pero de extensión mucho menor, por ejemplo los exudados, y por esta razón aproximan el centro del disco óptico como el centro de la región

más brillante y extensa. Además, detectan el contorno del disco óptico aplicando la transformación *watershed* al gradiente de la imagen filtrada.

Otros autores, como (Sinthanayothin, *et al.*, 1999) tienen en cuenta la rápida variación de intensidad que se produce debido a la presencia de vasos sanguíneos (oscuros) próximos a los nervios ópticos (brillantes). Estos autores localizan el disco óptico identificando el área con la mayor variación en el promedio de intensidad con un tamaño de ventana igual al tamaño del disco óptico. Este tipo de técnicas presentan tiempos cortos de ejecución, son fáciles de programar y ofrecen resultados aceptables. Sin embargo, el principal problema que presentan es que pueden dar falsos positivos, sobre todo en imágenes con patologías, donde existen otras regiones con características parecidas a las del disco óptico, como es el caso de los exudados.

Existen otras técnicas que tienen en cuenta que todos los vasos sanguíneos salen del disco óptico con un patrón direccional muy parecido y utilizan esa información para realizar la localización. (Ruggeri, *et al.*, 2004) Aproxima geoméricamente los principales vasos sanguíneos mediante dos parábolas, que permiten identificar la posición del disco óptico como punto de convergencia entre ambas. La orientación de los vasos, el ancho y la densidad de los mismos ofrecen información muy útil para localizar regiones dentro de la retina. En general, en la región más próxima al DO los vasos sanguíneos son más anchos y densos. Autores como (Niemeijer, *et al.*, 2004) recopilan esta información para aproximar el punto medio del disco óptico. En este caso, utilizan el método de clasificación kNN para encontrar la relación entre la variable dependiente d , que representa la distancia hacia el centro del disco óptico, y un vector de características medido sobre una plantilla circular, ya que aproximan la forma del disco óptico mediante un círculo. El algoritmo propuesto obtiene un mapa direccional de los vasos sanguíneos mediante un filtro adaptado gaussiano que, posteriormente, compara con el patrón direccional esperado de los vasos sanguíneos próximos al disco óptico. El punto en el que la diferencia entre ambos mapas es mínimo se considera el centro del disco óptico. El principal inconveniente de este tipo de métodos es que sólo permite obtener la localización del disco sin llegar a detectar su contorno.

Metodología computacional

Para lograr la localización y detección del disco óptico en las retinografías digitales se implementaron dos algoritmos. El primero se denominó *BrightZone* y muestra como resultado final un óvalo o elipse que cubre el contorno del DO; la idea a partir de la cual se fundamenta la creación de este algoritmo es el hecho de que generalmente en las

retinografías digitales el DO aparece en la región con mayores valores de brillo y tiene una forma bastante similar a un círculo. Para el desarrollo de esta técnica se tuvieron en cuenta tres aspectos fundamentales, estos fueron el cálculo del centroide del DO, la resolución de la imagen y el tipo de ojo (si es derecho o izquierdo), pues cada uno de ellos tiene un papel relevante en la localización del DO. Inicialmente se recorre la imagen completa (primero a lo ancho, eje x , y después por el eje de las y) con el objetivo de encontrar el valor más brillante (mayor valor de intensidad), pues generalmente este valor pertenece a la región donde se encuentra el DO; la búsqueda se realiza en el plano verde que es el más recomendado para trabajar (Niemeijer, Abramoff, & van Ginneken, 2009; Szeliski, 2010). El paso siguiente es determinar cuáles son los puntos que tienen valores de intensidad brillante similares al obtenido anteriormente y almacenarlos en una lista; estos puntos pueden estar en diferentes posiciones dentro de la imagen. Con los puntos guardados en la lista obtenida se van conformando nuevas listas que harán la función de clústeres o grupos de puntos; el criterio utilizado para el agrupamiento es la posición en el eje x de cada uno de estos puntos, esto significa que cada vez que la diferencia entre los valores de las coordenadas de las x de dos puntos sea relativamente grande al valor establecido, entonces se crea un nuevo clúster, en este caso una lista. Es necesaria la creación de estos grupos porque en una retinografía digital puede ocurrir casos en el que existan regiones dentro de la imagen que posean valores bastante similares de brillo (ejemplo de esto puede ser una imagen con presencia de exudados), en ese caso si existen n zonas que cumplan la condición previamente expuesta, entonces existirían n grupos. Una vez determinados los grupos se selecciona el grupo en el que se encuentra el DO, para esta selección se toma como criterio el tamaño de la lista de puntos, o sea, la mayor lista es aquella que posee los puntos que involucran el DO. Seguidamente se procede al cálculo del centroide del DO, que básicamente consiste en recorrer el listado de puntos que fue escogido y determinar el punto medio de esos puntos; el objetivo de calcular este punto es que como en la mayoría de los casos el DO aparece en la región más brillante es necesario obtener el centro de esa región para garantizar que el trabajo posterior se realice utilizando como parámetro principal el centroide. El paso siguiente es la obtención de los puntos con más brillo a la derecha e izquierda del centroide así como verticalmente para poder determinar la región que abarca toda el área donde se encuentra el DO. En esta fase se trabaja con los tres parámetros mencionados anteriormente: centroide, tipo de ojo y resolución; por tal motivo el procedimiento difiere para cada tipo de ojo debido a que la posición del DO varía según el tipo de ojo (si el ojo es derecho entonces el DO se encuentra en la parte izquierda, y viceversa); con respecto a la resolución de la imagen se utiliza para determinar los límites de la búsqueda, pues no es el mismo cálculo para todas las imágenes. Una vez conformadas las listas con todos los puntos tanto a la derecha e izquierda del centroide como verticalmente se calculan las diferencias entre los valores máximos obtenidos en el eje x y en el eje y para de esta manera obtener como resultado lo que se puede denominar punto medio

del disco óptico. Es precisamente este punto el que se utiliza para la operación final del algoritmo que es la de dibujar un óvalo o elipse tomando como parámetro fundamental dicho punto, aunque interiormente se toman otros valores pero toda la operación de dibujado tiene como base el punto calculado.

En el caso del segundo algoritmo, que se nombró *AndLoc*, se toma como imagen original para comenzar a trabajar una imagen a color que está en la escala de colores RGB (del inglés, Red, Green, Blue) por lo que el primer paso es descomponer la imagen en su plano verde (es importante aclarar que los dos planos restantes se pueden obtener, pero debido a la gran cantidad de ruido que presentan se hace realmente muy difícil cualquier trabajo posterior que se realice con alguno de estos planos). Se selecciona este plano porque de los tres posibles este es el que menos ruido presenta, lo que permite obtener una mayor información de la imagen (Zhou, Wu, & Zhang, 2010).

Una vez terminado el paso inicial, se seleccionaron algunas técnicas, algunas implementadas en la biblioteca para el tratamiento con imágenes de JAVA, conocida como JAI (del inglés, *Java Advanced Imaging*) (Santos), para aplicárselos a la imagen resultante de la fase 1. Se seleccionaron: *Dither*, *Rescale*, *Equalize*, *Contorno*, y *Average* (para este último se implementó una máscara de 31x31). A continuación se brinda una breve explicación de cada uno de los filtros usados. El *DitherFilter* se utiliza para reducir el número de colores usados en una imagen, los píxeles son cambiados de acuerdo con un patrón llamado matriz *dither*; esta matriz es un arreglo rectangular de números, todos diferentes, que definen el orden en el cual serán cambiados los píxeles. El *RescaleFilter* utiliza como parámetro un factor de escalado, multiplicando dicho factor por los valores de entrada de la imagen; el mayor uso de este filtro es en el incremento de los efectos y en el cambio de máscaras. Durante la aplicación de estos métodos se detectó la aparición de resultados inesperados en las imágenes, lo que motivó a realizar una serie de combinaciones para ver que se obtenía, de esta manera quedaron definidas las siguientes cinco secuencias.

- A. *DitherFilter + RescaleFilter*
- B. *DitherFilter + EqualizeFilter + RescaleFilter*
- C. *Contorno + Dither + EqualizeFilter + RescaleFilter*
- D. *Average + DitherFilter + EqualizeFilter + RescaleFilter*
- E. *Average + DitherFilter + RescaleFilter*

Después de concluir la aplicación de estos métodos, se llevó a cabo una mejora de la imagen resultante de la fase anterior, la cual consistió en obtener su imagen negativa (invertir todos los píxeles de la imagen), seguidamente se le aplicó la operación morfológica Dilate y por último se volvió a invertir la imagen. Esto genera una nueva imagen en la que aparece la zona detectada anteriormente, pero la diferencia es que ahora esta región presenta el mismo color en su totalidad (blanco).

La etapa final de esta técnica consiste en realizar una operación lógica, en este caso AND, entre la imagen original y la que se obtiene en el paso anterior.

Las siguientes imágenes muestran las fases anteriormente explicadas relacionadas con el algoritmo *AndLoc* aplicadas a una retinografía digital tomada de la base DRIVE.

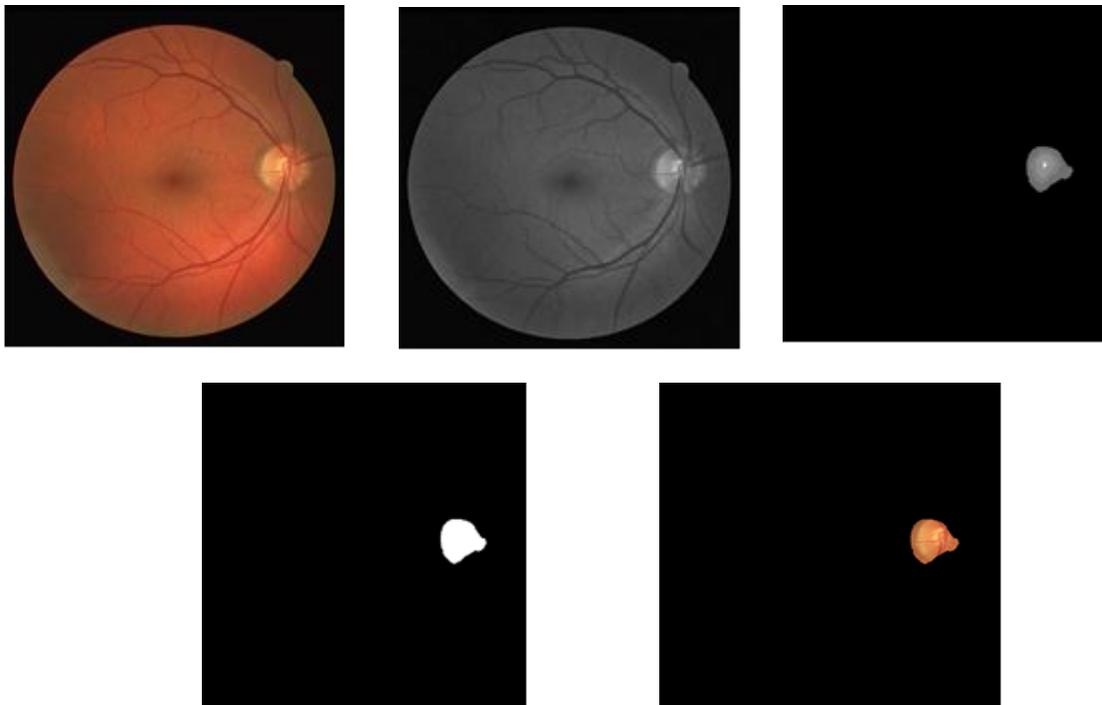


Figura 2 Fases del algoritmo *AndLoc* (De derecha a izquierda) La primera imagen muestra la que se carga inicialmente en el sistema, en la segunda aparece el plano verde de la imagen, mientras que la tercera es el resultado de la aplicación de la secuencia D. (El mismo orden pero a partir de la segunda fila) En la cuarta imagen se encuentra la resultante de la fase 4 y finalmente en la quinta se muestra el resultado de la operación AND entre la imagen uno y la cuatro.

Resultados y discusión

Se implementó una herramienta en JAVA para probar los dos métodos descritos anteriormente. Las pruebas se realizaron sobre imágenes que están almacenadas en dos repositorios, DRIVE *database* y *diaretDB0v11*. En el caso de DRIVE (<http://www.driver-repository.eu/>) cuenta con 40 imágenes que componen esta base de datos, estas tienen un tamaño de 565x584 píxeles a 24 bits en formato tif y la mayoría son de pacientes sanos; mientras que la de *diaretDB0v11* (<http://www2.it.lut.fi/project/imageretdiaretdb0/>) cuenta con 89 imágenes, aunque se debe aclarar que se utilizaron 70 de estas imágenes, las cuales tienen una resolución de 1500x1152 a 24 bits en formato png. En el caso de la base de datos *diaretDB0v11* se tomó la decisión de no trabajar con todas las imágenes debido a que algunas de ellas presentaban una calidad un poco distante de la idónea, mientras que en otras aparecían elementos que confundirían a los algoritmos (zonas más brillosa que la del DO), por estas razones es que se trabaja con una población de 70 imágenes. Es importante especificar que la totalidad de imágenes de esta última base de datos son de pacientes diabéticos, lo que implica necesariamente que sobre estas se presenten patrones que entorpecen la experimentación de los algoritmos, dichos patrones se derivan de afecciones patológicas relacionadas con el padecimiento de la diabetes, tales como los exudados y las hemorragias intrarretinales. Lo anteriormente mencionado justifica que las pruebas sobre el segundo repositorio sean menos eficientes que con respecto al primero. Antes de probar el algoritmo en las imágenes de DRIVE y *diaretDB0v11*, primero se convirtieron a formato jpg porque el software no trabaja con la extensión .tif ni .png, que son las extensiones de las imágenes almacenadas en estas bases de datos respectivamente. La herramienta implementada permite cargar imágenes solamente en dos formatos .jpg y .bmp, es posible modificarla para que se puedan cargar otras extensiones como .gif, .png e incluso la propia .tif; sin embargo se decidió trabajar con las dos mencionadas anteriormente porque son las más recomendadas en las bibliografías consultadas y además porque las imágenes que son generadas por el oftalmoscopio tienen formato jpg.

Tabla 1. Resultados de la aplicación del algoritmo *BrightZone* en las imágenes de DRIVE *database*.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	38	2	95
Detección	31	9	77,5

Tabla 2. Resultados de la aplicación del algoritmo *BrightZone* en las imágenes de *diaretDB0v11*.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	67	3	95,714
Detección	60	10	85,714

Tabla 3. Resultados de la aplicación del algoritmo *AndLoc* en las imágenes de *DRIVE database*.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	39	1	97,5

Tabla 4. Resultados de la aplicación del algoritmo *AndLoc* en las imágenes de *diaretDB0v11*.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	67	3	95,714

Tabla 5 Resultados de la aplicación de ambos algoritmos en los dos repositorios.

	Localizadas correctamente	% imágenes correctas
BrightZone	105	95,455
AndLoc	106	96,364

Después de analizar los resultados obtenidos se realizaron nuevas pruebas, pero esta vez solo sobre las imágenes en las que fallaron los algoritmos. Para determinar el fallo de los algoritmos se validaron los datos a partir de la opinión de los propios autores del trabajo, aunque estos previamente estudiaron en las diferentes bibliografías encontradas todas las opciones correctas tanto de localización como de detección. De las imágenes de *DRIVE database* las que presentaron problemas de localización fueron la número 3 y la 23, ambas fallaron con la primera técnica, y la 23 falló también con la segunda ; la causa de la mala localización en el primer caso fue que la zona más brillante no estaba en la región del disco óptico, mientras que en el segundo caso la región brillante estaba en un extremo de la imagen, por lo que al calcular los puntos que la conforman se genera un error por estar fuera de banda. Para mejorar la imagen 3 se aplicó un suavizado con una máscara de 31x31, después se le estiró el histograma y finalmente se aplicó la técnica implementada; como resultado de este procedimiento se obtuvo una localización y detección correcta. Para poder mejorar los resultados obtenidos en la imagen 23 se recortó la imagen dejando solamente la región derecha de la imagen, posteriormente se aplicó el algoritmo y los resultados tanto de localización como de detección fueron satisfactorios; el resultado de la localización a partir de la segunda técnica se logró mejorar utilizando la secuencia de

operaciones anteriormente descritas pero antes de realizar la operación final se suavizó la imagen con una matriz de 31x31.

Con respecto a los resultados que arrojaron las pruebas sobre el repositorio de *diaretDB0v11* se pudo mejorar la localización del DO en las imágenes 20,30 y 86 (fallaron en el primer algoritmo) y 20,25 y 30 (fallaron en el segundo algoritmo). En todos los casos la herramienta utilizada fue recortar la imagen y después aplicar la técnica deseada. Producto del fallo ocurrido con algunas de las imágenes de ambas bases de datos se hizo necesaria la búsqueda de algún proceso que permitiese obtener mejoras en las retinografías, pero siempre teniendo bien claro que después se les volverían a probar los dos algoritmos propuestos. Los nuevos procesos a los cuales se sometieron las imágenes que presentaron problemas en la primera fase de prueba de los algoritmos implementados se convirtieron posteriormente en nuevas operaciones que se añadieron a la herramienta realizada para trabajar con las retinografías digitales. La técnica del suavizado o *smooth* como es comúnmente mencionada en las diferentes bibliografías en las que aparece se añadió al módulo encargado del pre-procesamiento de la imagen, pues el suavizado no es más que el conjunto de técnicas que proporcionan una apariencia más suave de la imagen, eliminando ruido o suprimiendo detalles; el estiramiento del histograma también pasó a formar parte de este módulo. La otra técnica que pasó a formar parte de la herramienta implementada fue la de recortar la imagen, la cual se convirtió en una de las posibles transformaciones que se le pueden realizar a las retinografías cargadas en el sistema. Estos nuevos elementos que se incorporaron a la herramienta implementada no forman parte de los algoritmos, a pesar de que sirven para obtener significativas mejoras en las imágenes.

Concluidas estas nuevas pruebas se obtuvieron nuevos resultados, los cuales aparecen reflejados en las siguientes tablas.

Tabla 6. Resultados de la aplicación del algoritmo *BrightZone* en las imágenes de *DRIVE database* después de preprocesar las imágenes que habían fallado inicialmente.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	40	0	100
Detección	34	6	85

Tabla 7. Resultados de la aplicación del algoritmo *BrightZone* en las imágenes de *diaretDB0v11* después de preprocesar las imágenes que habían fallado inicialmente.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	69	1	98,571
Detección	61	9	87,143

Tabla 8. Resultados de la aplicación del algoritmo *AndLoc* en las imágenes de *DRIVE database* después de preprocesar las imágenes que habían fallado inicialmente.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	40	0	100

Tabla 9. Resultados de la aplicación del algoritmo *AndLoc* en las imágenes de *diaretDB0v11* después de preprocesar las imágenes que habían fallado inicialmente.

	Correctas	Incorrectas	% imágenes correctas
Localización	69	1	98,571

Tabla 10. Resultados de la aplicación de ambos algoritmos en los dos repositorios después de preprocesar las imágenes que habían fallado inicialmente.

	Localizadas correctamente	% imágenes correctas
BrightZone	109	99,091
AndLoc	109	99,091

Después de obtener estos resultados se procedió a realizar una comparación con respecto a la técnica propuesta por (Rudas & Toscano, 2011). Se seleccionó esta técnica porque ellos la aplican en los mismos repositorios con los que se probaron los dos algoritmos implementados; la comparación se realizó basándose en la detección por lo que en la tabla no aparece el algoritmo 2, pues este es para la localización solamente.

Tabla 11. Comparación de los resultados obtenidos con el algoritmo *BrightZone* y los obtenidos por (Rudas & Toscano, 2011) en *DRIVE database*.

	Detectadas correctamente	% imágenes correctas
(Rudas C. & Toscano C., 2011)	33	82,5
BrightZone	34	85

Tabla 12. Comparación de los resultados obtenidos con el algoritmo *BrightZone* y los obtenidos por (Rudas & Toscano, 2011) en *diaretDB0v11*.

	Detectadas correctamente	% imágenes correctas
(Rudas C. & Toscano C., 2011)	65	73
BrightZone	61	87,143

Conclusiones y Trabajo futuro

El presente trabajo propone dos algoritmos para detectar el disco óptico llamados *BrightZone* y *AndLoc*, los cuales fueron probados con las bases de datos DRIVE y *DiaretDB0v11* las cuales presentan un 100% para la localización y un 85% en la detección del disco óptico con el algoritmo *BrightZone* mientras que usando el *AndLoc* se localizó un 100% de las retinografías digitales. Con la base de datos *DiaretDB0v11* el algoritmo *BrightZone* localizó correctamente un 98,571% y detectó 87,143%. Con el algoritmo *AndLoc* se localizó correcta un 98,571%.

Realizar la determinación del tipo de glaucoma que presente un paciente así como la detección de la red de vasos sanguíneos a partir de la localización correcta del disco óptico son métodos interesantes para trabajos futuros.

Referencias

- GONZÁLEZ, R. C., & WOODS, R. E. *Digital Image Processing*. 2002.
- HAAR, F. *Automatic Localization of the Optic Disc in Digital Colour Images of the Human Retina*. Utrecht, 2005.
- JELINEK, H. F., & Cree, M. J. *Automated Image Detection of Retinal Pathology*. CRC Press, 2010. p. 386.
- NIEMEIJER, M., ABRAMOFF, M. D., & VAN GINNEKENa, B. *Fast Detection of the optic disc and fovea in color fundus photographs*. *Medical Image Analysis*, 2009.
- NIEMEIJER, M., STAAL, J. J., LOOG, M., & Abramoff, M. D. *Comparative Study of Retinal Vessel Segmentation Methods on a New Publicly Available Database*. 2004.
- RODRÍGUEZ M., R. *Fundamentos de visión por computadora*. 2004.

- RUDAS C., J., & TOSCANO C., R. *Una técnica para la localización del disco óptico en retinografías*. 2011.
- RUGGERI, A., FORACCHIA, M., & GRISAN, E. *Detection of optic Disc Based on a Directional Model of Vascular Network*. 2004.
- RUSS, J. C. *The Image Processing Handbook*. CRC Press, 2011. p. 858.
- SEKHAR, S., AL-NUAIMY, W., & NANDI, A. K. *Automated Localisation of Optic Disk and Fovea in Retinal Fundus Images*. 2008.
- SINTHANAYOTHIN, C., BOYCE, J. F., COOK, H. L., & WILLIAMSON, T. H. *Automatic Localisation of the Optic Disk, fovea, and Retinal Blood Vessels from Digital Colour Fundus Images*. 1999.
- WALTER, T., & KLEIN, J. C. *Segmentation of Color Fundus Images of the Human Retina: Detection of the Optic Disk and the Vascular Tree Using Morphological Techniques*, 2001.
- Zhou, H., Wu, J., & Zhang, J.. *Digital Image Processing Part 1*. Ventus Publishing, 2010. p. 72.