

Segmentación del disco óptico en imágenes de retina mediante la transformada de Hough y los contornos activos

José Abel de la Fuente-Arriaga¹, Edgardo Felipe-Riverón², Eduardo Garduño-Calderón³

¹ Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán, Carretera Toluca-Atlacomulco Km. 44.8, Ejido de San Juan y San Agustín, Jocotitlán, C.P. 50700, Estado de México, México.

² Centro de Investigación en Computación, Instituto Politécnico Nacional, Juan de Dios Bátiz s/n, Col. Nueva Industrial Vallejo, C. P. 07738, México.

³ Centro Oftalmológico, Libramiento Jorge Jiménez Cantú 1208, Atlacomulco, C. P. 50450, Estado de México, México

¹abeldlfa@gmail.com, ²edgardo@cic.ipn.mx, ³edugarcal@yahoo.com

Abstract: This paper presents a new method for automatic segmentation of the optic disc in images of human retinas. The method consists of multiple steps: finding the region of interest (ROI), achieved with a combination of the Fourier transform (FT) and the method of thresholding *P-tile*, followed by removing of the venules and arterioles, and finally the optical disk segmentation by means of morphological operations and the combination of the circular Hough transform and active contours. By combining these two last steps yields a robust method for images with low contrast, high levels of noise and discontinuities. The method was successful with 74 images from a total of 80 images achieving 92.5% accuracy.

Keywords: Image segmentation, optical disc, Hough transform, active contours, *P-tile* thresholding.

Resumen. En este trabajo se presenta un nuevo método para la segmentación automática del disco óptico en imágenes de retinas humanas. El método consta de varios pasos: la búsqueda de la región de interés (ROI), logrado con la combinación de la transformada de Fourier (TF) y el método de umbralado *P-tile*, seguido por la eliminación de las vénulas y arteriolas y finalmente la segmentación del disco óptico mediante operaciones morfológicas y la combinación de la transformada de Hough circular y los contornos activos. Al combinar estos dos últimos pasos se obtiene un método robusto ante imágenes con bajo contraste, altos niveles de ruido y discontinuidades. El método tuvo éxito con 74 imágenes de un total de 80 imágenes lográndose el 92.5% de precisión.

Palabras clave: Segmentación de imágenes, segmentación del disco óptico, transformada de Hough, contornos activos, umbralado *P-tile*.

1 Introducción

Este trabajo presenta una nueva técnica para la localización automática del disco óptico en imágenes de retinas humanas.

El análisis de imágenes de retinas humanas es una de las técnicas médicas no invasivas más utilizadas en el análisis del sistema visual humano [1]. La información que puede obtenerse acerca de éstas puede ser usada para valorar la severidad de ciertas enfermedades oculares. Las enfermedades oculares más importantes y peligrosas por sus características asintomáticas y por el hecho de que si no son tratadas a tiempo conducen a la pérdida progresiva de la visión y la ceguera irreversible, son el Glaucoma y la Retinopatía Diabética.

Tomando en cuenta que en estas enfermedades el Glaucoma es responsable de un 12% a 15% [2], [4] y la Retinopatía Diabética un 5% [3] del total de la población mundial con ceguera, y que en México representan la segunda y tercera causa de ceguera irreversible [5], es de vital importancia que se trabaje en la búsqueda de métodos automáticos y exactos para el reconocimiento y valoración del disco óptico para la detección de estas enfermedades. Una de las ventajas de este trabajo, es que además de servir para la localización del disco óptico, también sirve para la identificación precisa y exacta de su contorno.

El algoritmo que se propone fue implementado en Matlab 2008, versión 7.6.0.324 y probado en 80 imágenes de retina de pacientes reales, con un tamaño de 720x576 píxeles, las cuales fueron tomadas con una cámara de fondo de ojo convencional [6], [7]. Las mismas forman parte de la colección del Centro de Investigación en Computación del Instituto Politécnico Nacional y de la clínica oftalmológica del Dr. Eduardo Garduño Calderón.

El algoritmo fue diseñado a partir de los mejores resultados, de algunos de los trabajos existentes de identificación automática del disco óptico [11], [16], [17], [18], [19], [20], [21], los cuales utilizan la transformada de Hough [8] y los contornos activos [9], lográndose un algoritmo novedoso y robusto.

2 Estado del arte

En el análisis de la retina existen diferentes procedimientos para analizar específicamente el disco óptico. La naturaleza de estos cobra un amplio espectro de técnicas y métodos en diferentes áreas.

Particularmente en la oftalmología los procedimientos médicos para diagnosticar algunas enfermedades son la identificación directa o indirecta del disco óptico partiendo de fotografías ópticas de retinas humanas [10].

Aunado a esto se comenzaron a desarrollar algoritmos de localización del centro del disco óptico, por medio del cálculo del pixel central denominado semilla [11], el cual después de haber sido identificado, es usado para la determinación de una subimagen o región de interés (ROI) que contiene el disco óptico aislado.

Algunos otros trabajos con el mismo objetivo son: [12] donde se hace uso de la varianza de los píxeles adyacentes al punto de análisis, para encontrar la semilla; este método dio resultados de un 99% de precisión. [13] que hace uso del método de

umbral de *P-tile* y la combinación de los canales de color, y [11], donde fueron usadas 3 semillas simultáneas, implementando los métodos de varianza, máximo contraste y transformada de Fourier (TF).

Otros autores enfocaron su estudio en la detección exacta del contorno del disco mediante la identificación del contorno por métodos morfológicos y la transformada de cuencas (*watershed*), con un resultado de 90% de precisión ([14]), y finalmente [15] que identificó el disco óptico haciendo uso de operaciones morfológicas y umbrales que dependen de la desviación estándar de la imagen.

También se puede apreciar un uso considerable de la transformada de Hough [11], [16], [17], [18] con resultados que van de 72% al 97.5% de precisión, y más recientemente el uso de contornos activos [19], [20], [21], [22] con precisiones entre 87% y 90.32%.

3 Método propuesto

El objetivo del método propuesto es la segmentación automática del disco óptico, aun cuando se aplique sobre imágenes de baja calidad (ruidosas y con bajo contraste). La Fig. 1 muestra el diagrama de bloques con la secuencia de operaciones para la segmentación del disco óptico con esta metodología.

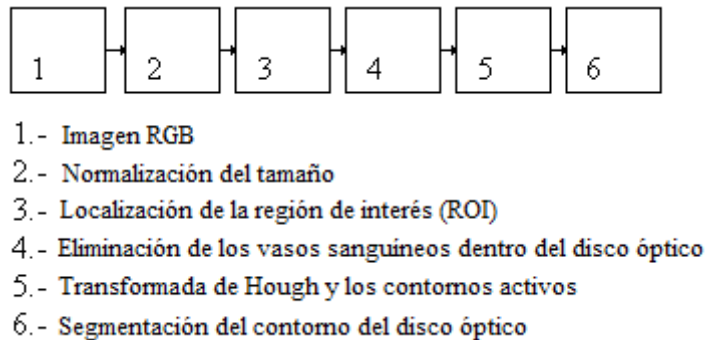


Fig. 1. Diagrama de bloques con la secuencia para la segmentación del disco óptico

3.1 Imagen RGB

Para la implementación del algoritmo propuesto, se hace uso de imágenes de retinas humanas en colores en el modelo de color RGB, con un tamaño de 720x576 píxeles y formato gráfico JPG.

Una imagen que pertenece a esta colección se puede apreciar en la Fig. 2. No obstante, a pesar de que las pruebas del trabajo se realizan bajo imágenes de tamaño similar, el método tiene la capacidad de adaptarse al uso de imágenes con diferentes tamaños.

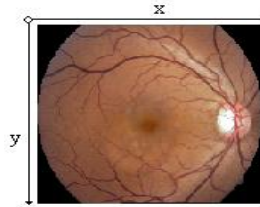


Fig. 2. Imagen de fondo de ojo en colores de la retina humana en el modelo de color RGB

3.2 Normalización del tamaño

El objetivo principal del proceso de normalización es el de garantizar el uso de las imágenes de retina aunque procedan de distintas fuentes; Sin embargo, también es útil para reducir el tiempo de procesamiento del algoritmo sin comprometer su precisión.

El método permite reducir proporcionalmente el tamaño de la imagen sin afectar su relación de aspecto original, mediante el establecimiento de una relación de proporcionalidad con cualquier tamaño de imagen, ya que la reducción (o aumento) se hace en el eje Y en proporción al tamaño asignado al eje X. Este proceso se realiza con una simple regla de tres valores conocidos y una incógnita, donde se establece una relación de interpolación lineal. La fórmula que lleva a cabo este proceso es la siguiente:

$$y' = x' * (y/x)$$

y' Nuevo tamaño del eje y

x' Nuevo tamaño del eje x

y Tamaño actual del eje y

x Tamaño actual del eje x

La fórmula está formada por 4 variables, donde x y y representan el tamaño de los lados de la imagen original y x', y' son los nuevos tamaños de los lados de la imagen normalizada.

En este trabajo se asigna un valor constante de 600 píxeles para la variable x', dando como resultado que la imagen de 720x576 píxeles dé una imagen normalizada de tamaño 600x480 píxeles. La Fig. 3 muestra en A) la imagen de tamaño original y en B) la imagen reducida después de la normalización.

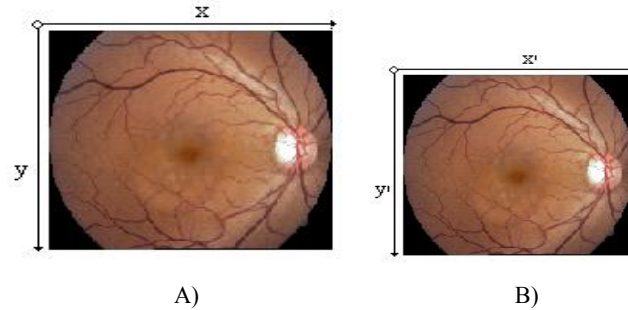


Fig. 3. Normalización del tamaño: A) Imagen de tamaño original; B) Imagen normalizada

3.3 Localización de la región de interés (ROI)

El objetivo de esta etapa es el de identificar en las imágenes de retina el centro del disco óptico para crear la subimagen que constituirá la región de interés (ROI) donde se encontrará el disco óptico aislado. El proceso completo para obtener la ROI se muestra en la Fig. 4.

El método para la detección del centro del disco óptico es aplicado sobre el canal verde del modelo de color RGB. Este canal fue seleccionado ya que es el que mejor contraste y más detalles brinda [11], tal como se puede observar en A) de la Fig. 4.

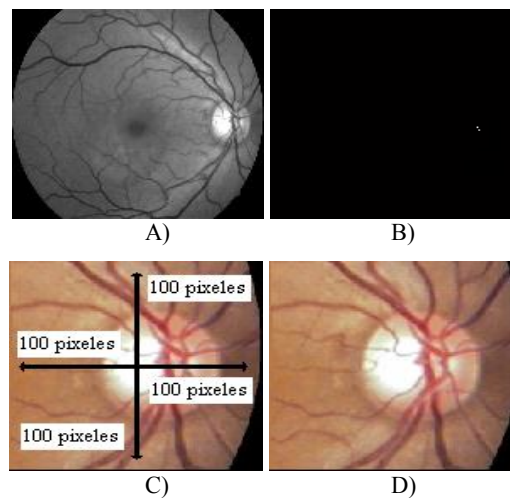


Fig. 4. Proceso para obtener la región de interés (ROI) del disco óptico: A) Imagen monocromática del canal verde del modelo RGB; B) búsqueda de las semillas y localización del pixel central del disco óptico; C) número de pixeles para establecer el tamaño de la ROI con base en el pixel central del disco; D) ROI del disco óptico aislado en el modelo RGB

El siguiente paso es la detección del pixel de referencia dentro del disco óptico. Para su determinación precisa, es necesario primero la detección de dos puntos individuales que denominaremos semillas con dos métodos diferentes, el método de la

Transformada de Fourier (TF) [11] y el método de umbralado *P-tile* [21]. Al combinar estos dos métodos se logra mejorar la precisión en la localización del pixel de referencia y brindar cierta tolerancia para evitar un resultado incorrecto por parte de alguno de los dos métodos.

En general, los pixeles del disco óptico son los que presentan un nivel de gris mayor en la imagen. No obstante, el pixel de mayor nivel de gris en la imagen completa puede ser que no pertenezca al disco óptico, pues otros puntos aislados pueden cumplir eventualmente con esta propiedad de máximo nivel de gris. Mediante el método de la TF se obtiene una nueva imagen en el dominio de las frecuencias; a la misma se le aplica un filtro pasa bajas y la transformada inversa de Fourier, donde el mayor nivel de gris en esta imagen sería la primera semilla que buscamos. Como filtro pasa bajas, en este trabajo se aplica un filtro de mediana con un *kernel* de tamaño 9x9.

El método de umbralado *P-tile* es una técnica de umbralado que utiliza el área bajo el histograma que ocupan los objetos que se quieren detectar; mediante esta partición del histograma, el umbral puede ser elegido asignando un porcentaje P de pixeles a los objetos. Por tanto, P es un valor que indica el porcentaje de imagen que ocupa el objeto u objetos.

En este trabajo se le asigna a P un valor de 99.99% para obtener un umbral que al ser aplicado a la imagen, da como resultado un conjunto de puntos en torno al disco. Con las coordenadas de estos puntos individuales y a su posición en la imagen, se calcula el punto central (centroide), que es la segunda semilla que buscamos.

Después de obtener los dos pixeles semilla por los métodos de la TF y *P-tile* en B) de la Fig. 4, para decidir cuál será el pixel central de referencia del disco, calculamos la distancia euclidiana entre las dos semillas y aplicamos las siguientes reglas [11]:

- 1.- Si la distancia entre las semillas es menor que 160 pixeles (diámetro máximo estimado para el tamaño del disco en este trabajo), la localización del pixel central de referencia del disco es la media de la posición de las dos semillas.

- 2.- Si la distancia entre las dos semillas es mayor que 160 pixeles, la localización del pixel de referencia del disco óptico que constituirá la semilla buscada, será la obtenida mediante la transformada de Fourier.

Con base en las reglas anteriores y después de obtener el pixel central de referencia del disco, para definir la ROI (que será una subimagen cuadrada dependiente del pixel hallado dentro del disco) asignamos 100 pixeles en las cuatro direcciones (arriba, derecha, abajo, izquierda) en los tres canales de color RGB, como se puede apreciar en los incisos C) y D) de la Fig. 4.

3.4 Eliminación de los vasos sanguíneos dentro del disco óptico

La eliminación de los vasos sanguíneos dentro de la ROI está basado en la secuencia de las operaciones morfológicas de clausura y apertura sobre el canal rojo del modelo RGB.

La operación clausura llena los vasos sanguíneos en el disco y la copa y suaviza los bordes exteriores, mientras que la apertura remueve las pequeñas manchas y picos claros presentes en la imagen [12], [14], [15], [22].

En la Fig. 5 se puede apreciar el procedimiento expuesto sobre el disco óptico. En A) se muestra el disco antes de la eliminación de los vasos y en B) se muestra el disco después de la eliminación.

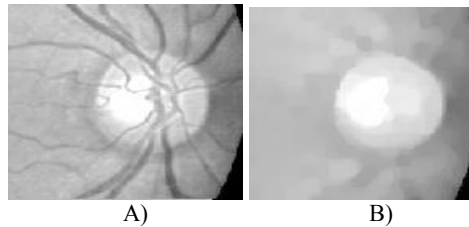


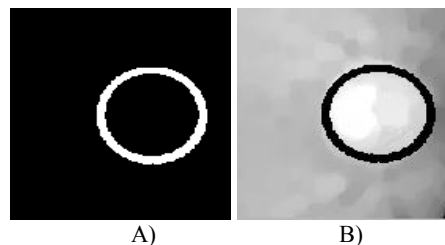
Fig. 5. Eliminación de los vasos sanguíneos dentro del disco óptico: A) Disco óptico antes de la eliminación de los vasos; B) Disco óptico después de la eliminación de los vasos

3.5 Transformada de Hough y los contornos activos

La transformada de Hough, es un algoritmo empleado en reconocimiento de patrones que permite encontrar ciertas formas dentro de una imagen, tales como líneas, círculos, etc. Explícitamente la transformada de Hough circular sirve para la detección de los círculos los cuales pueden ser descritos mediante su centro y su radio. En este trabajo se usa el detector de Prewitt para la detección de los bordes, seguido por la transformada de Hough circular sobre el canal rojo de la imagen en el modelo de color RGB.

Para evitar circunferencias espurias obtenidas con la transformada de Hough producto de otros objetos circulares en la imagen como puede ser el marco alrededor de la misma imagen de retina, la conjunción de exudados, etc., el tamaño de radios aceptados es de 10 a 80 píxeles; al multiplicar por dos el valor máximo posible del radio de 80 píxeles, nos da el diámetro de la circunferencia de 160 píxeles estimados como diámetro máximo del disco.

Otros trabajos que utilizan la transformada de Hough circular arrojan resultados con precisiones entre 72% y 97.5% [11], [18], lo que demuestra que es un método eficiente y robusto para la detección del disco óptico en imágenes de baja calidad, con ruido y discontinuidades en los bordes. De forma similar, los algoritmos de contornos activos tiene resultados que van de 87% a 90.32% de precisión, demostrado en los trabajos [9] y [22]. La mayor ventaja de los contornos activos es su habilidad para puentear las discontinuidades independientemente del ruido presente en las imágenes. La combinación de los efectos de estos dos algoritmos se aprecia en la Fig. 6.



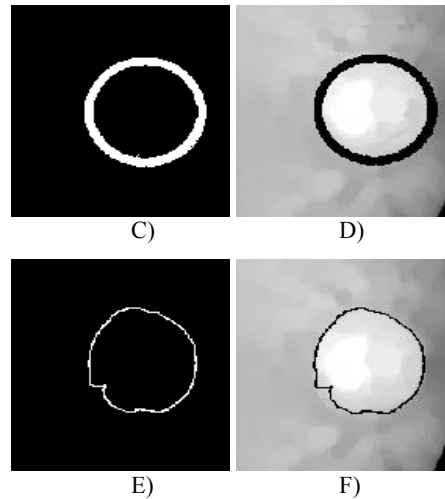


Fig. 6. Combinación de la transformada de Hough y los contornos activos. A) Circunferencia de Hough; B) circunferencia del inciso A) sobre el disco óptico sin vasos; C) Circunferencia de Hough con el radio aumentado en 5 píxeles; D) Circunferencia del inciso C) sobre el disco óptico sin vasos; E) Contorno del disco óptico obtenido de la combinación del inciso C) y los contornos activos; F) Contorno resultado del inciso E) sobre el disco óptico sin vasos

Cómo primer paso para la combinación de estos dos algoritmos, se usa la transformada de Hough circular para obtener la circunferencia aproximada al contorno del disco óptico (Ver A de la Fig. 6).

Sin embargo, aun cuando la circunferencia es muy aproximada al contorno del disco óptico, como se aprecia en B de la Fig. 6, éste sobresale ligeramente de la circunferencia en sus partes superior e inferior.

Por esta razón se modificó el resultado de la circunferencia obtenida de aplicar la transformada de Hough aumentando el radio de la misma en 5 píxeles como se aprecia en C de la Fig. 6. Este valor puede variar de acuerdo a la colección de imágenes que han de ser analizadas. Como resultado de este incremento en el radio, se puede apreciar que ahora el disco calza perfectamente dentro de la circunferencia, (Ver D en la Fig. 6).

Esto da la pauta para la implementación del método de contornos activos, usando como parámetro de máscara de inicio la circunferencia de Hough modificada. Los resultados de esta combinación se pueden apreciar en E y F de la Fig. 6.

No obstante, aun contando con la unión de estos métodos, el algoritmo de contornos activos puede fallar y cambiar la polaridad de la segmentación. Esto quiere decir que en lugar de ir cerrando paulatinamente el contorno claro y detectar el disco, puede abrirse y salirse del margen de la circunferencia resultado de la transformada de Hough modificada. Para esto se incorporó un pequeño agregado que permite asegurar el buen funcionamiento del algoritmo.

El proceso consiste en calcular la intersección de la circunferencia de Hough modificada, que se muestra en A de la Fig. 7, y la región obtenida de los contornos activos que se muestra en B de la Fig. 7. El resultado $A \cap B$ se muestra en el inciso C de la Fig. 7.

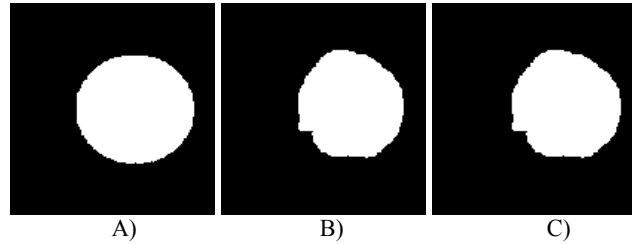


Fig. 7. Proceso de intersección entre la transformada de Hough modificada y los contornos activos: A) Circunferencia de Hough de radio modificado; B) Resultado de la aplicación de los contornos activos; C) Intersección de las imágenes A y B

3.6 Segmentación del contorno del disco óptico

Después de lograr la región exacta que ocupa el disco óptico, como se aprecia en C de la Fig. 7, se calcula su contorno mediante la diferencia de la dilatación y la erosión morfológicas al disco óptico obtenido. Este contorno se muestra en A de la Fig. 8, el cual se ve superpuesto sobre el disco óptico real en B.

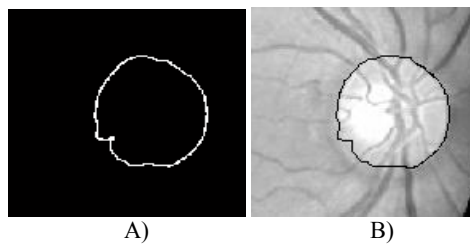


Fig. 8. Contorno del disco óptico obtenido como resultado del método propuesto: A) Contorno resultante de la implementación del método propuesto; B) Resultado de superponer el contorno mostrado en A sobre el disco óptico real

4 Discusión de los resultados

La Fig. 9 muestra algunas imágenes de la colección de 80 imágenes de retinas humanas que fueron tratadas bajo el algoritmo propuesto.

La población de imágenes para la discusión de los resultados fue conformada en función de imágenes con distintas calidades, ya que se pretendió probar la robustez del método ante imágenes con ruido aditivo, y bajo contraste.

Los factores tomados en cuenta, para conformar la población de imágenes de prueba fueron: imágenes con iluminación homogénea (C y E); imágenes con una iluminación pobre o heterogénea (A y B), e imagen con poca iluminación, borrosa, y con manchas provenientes del lente de la cámara (D), e imagen con exudados en la retina y junto al borde del disco óptico (F).

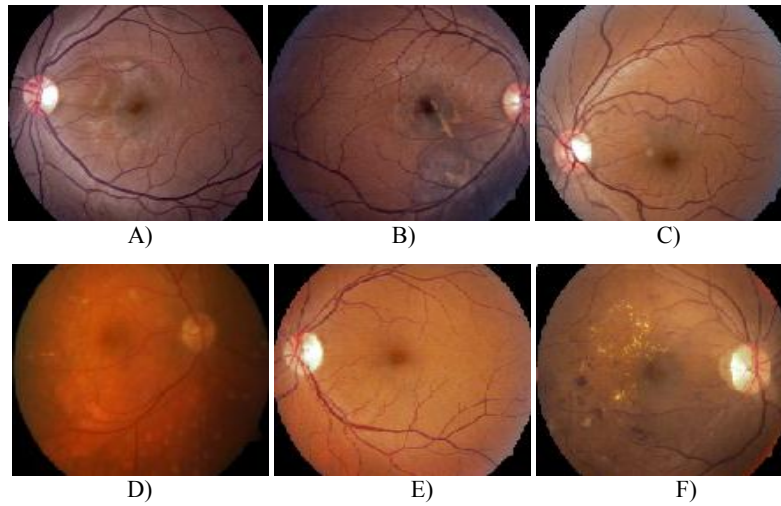
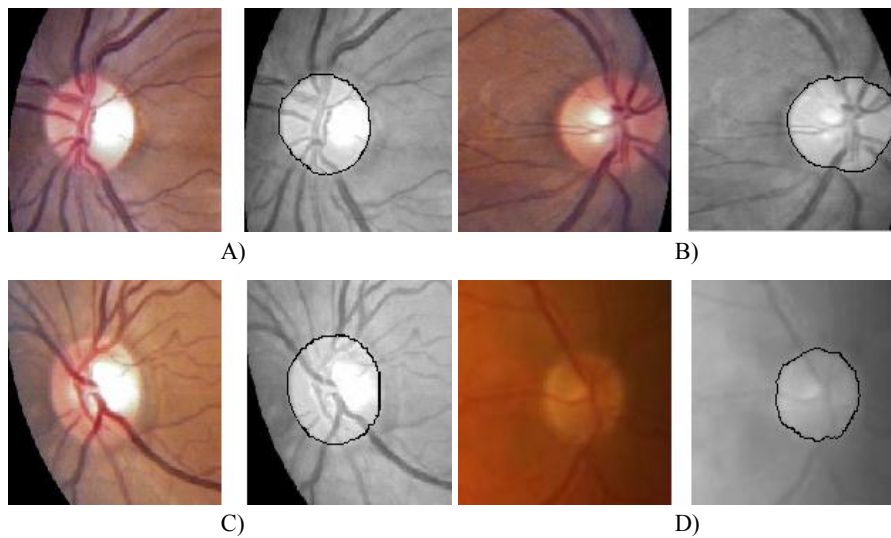


Fig. 9. Colección de algunas de las imágenes usadas para la prueba del algoritmo propuesto: Con iluminación pobre o heterogénea (A, B); Imágenes con iluminación homogénea (C, E); Imagen con poca iluminación, borrosa y con manchas provenientes del lente de la cámara (D), e imagen con exudados en la retina y junto al borde del disco óptico (F)

En la Fig. 10 se muestran en detalle la región de interés ROI del disco óptico de las imágenes de la Fig. 9 y el contorno resultante al aplicar el algoritmo propuesto. En ella podrá apreciarse que en todos los casos se obtuvo un contorno del disco óptico preciso, aun en imágenes con ruidos y discontinuidades.



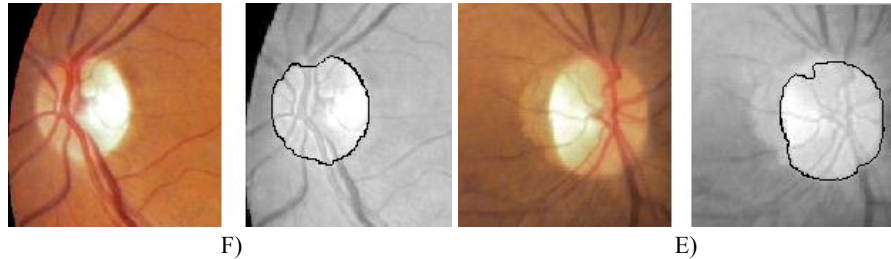


Fig. 10. Detalle de la región de interés ROI del disco óptico y el contorno resultante al aplicar el algoritmo propuesto a las imágenes de retina mostradas en A, B, C, D, E y F de la Fig. 9

En la Tabla 1 se aprecian los resultados de la segmentación del contorno del disco óptico usando la transformada de Hough circular, en función de la precisión y del número de imágenes de muestra utilizadas. Los resultados van desde un 72% a un 97.5% de precisión

Por otra parte, en la Tabla 2 se observan los resultados de la segmentación del contorno del disco óptico mediante los contornos activos, en función de la precisión y el número de imágenes de muestra usadas. Los resultados van de un 87% a un 90.32% de precisión.

Tabla 1. Trabajos y resultados de la segmentación del contorno del disco óptico, con transformada de Hough circular, en función de la precisión y el número de imágenes de muestra utilizadas

Autores	Publicación	No. de muestras	Precisión
R.A. Abdel Ghafar et al.	UMIST, 2004 [17]	90	72%
Arturo Aquino Martin et al.	Universidad de Huelva, 2007 [11]	120	97.5%
S. Sekhar et al.	EUSIPCO, 2008 [18]	60	90.85%
Jorge Ruda C et al.	Revista Avances en Sistemas e Informática, 2011 [16]	89	73%

Tabla 2. Trabajos y resultados de la segmentación del contorno del disco óptico, en función a la precisión y el número de imágenes de muestra usadas

Autor	Publicación	No. de muestras	Precisión
Alireza Osareh et al.	Universidad de Bristol, 2001 [19]	75	90.32%
Chisako Muramatsu et al.	Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2011 [21]	128	87.5%
Chisako Muramatsu et al.	Journal of Biomedical Optics, 2011 [20]	80	87%

En la prueba del algoritmo propuesto fueron analizadas 80 imágenes de retina, obteniendo un resultado global de 92.5% de precisión, con 74 contornos correctos y 6 incorrectos. Con el 100% de las imágenes fue detectado correctamente el disco óptico. De acuerdo a lo indicado en las Tablas 1 y 2, se aprecia que la precisión del método que se propone está por encima en un 2.18% (92.50 – 90.32) de los mejores

resultados obtenidos por el método de contornos activos, y por debajo en un 5% (97.5 – 92.5) de los obtenidos con la transformada de Hough circular.

Si se analiza detenidamente, muchos de los trabajos donde se aplicó la transformada de Hough en la Tabla 1, estuvieron en función de la localización indirecta del disco donde no se obtiene su contorno detallado. Sobre esta base, podemos decir que el método presentado es eficiente en los objetivos que se propuso.

Finalmente, es oportuno exponer que dentro de las 80 imágenes analizadas, incluyendo aquellas donde se obtuvieron resultados incorrectos, eran de muy mala calidad. Esto corrobora que el método propuesto para detectar el disco óptico y segmentar su contorno, es robusto ante el manejo de imágenes con bajos contrastes, altos niveles de ruido y discontinuidades.

5 Conclusiones

En este trabajo se ha presentado el algoritmo y los resultados del desarrollo de un método novedoso para la detección y la segmentación automática del contorno del disco óptico en imágenes de retinas humanas ópticas reales en colores. Este método consiste en la combinación de los algoritmos de la transformada de Hough circular y los contornos activos. Al combinar estos dos métodos, el algoritmo adquiere las características de cada uno, como es la eficiencia y robustez ante bajas calidades de las imágenes con bajos contrastes, alta inmunidad al ruido y la eventual presencia de discontinuidades en los bordes de los objetos.

Con la aplicación de la metodología propuesta se localizó el contorno del disco óptico en el 92.5% de los casos, aun con imágenes de retina de mala calidad. Este valor está entre los índices actuales logrados internacionalmente. Para garantizar mejores resultados e incrementar la eficacia del método, se sugiere capturar las imágenes de retina con alto contraste, al menos en la zona del disco óptico.

Agradecimientos. Los autores de este trabajo agradecen al Centro de Investigación en Computación (CIC), México, del Instituto Politécnico Nacional (IPN), México, por su apoyo en la realización y presentación de este trabajo.

Referencias

1. Manzanaro, G.: Análisis digital de la papila con cámara de fondo de ojo convencional: estudio de variabilidad. *Arch. Soc. Esp. Oftalmol. de Madrid*, v. 79, n. 3, marzo (2004)
2. Elolia, R.; Stokes, J.: Monograph Series on Aging-related Diseases: XI. Glaucoma. *Chronic Diseases in Canada*, Vol. 19, No. 4 – (1998)
3. Barriavon-Bischhoffshausen, F.; Martínez-Castro, F.: Guía práctica clínica de retinopatía diabética para Latinoamérica, *Programa Visión 2020/LAPB Latinoamérica*, Asociación Panamericana de Oftalmología APAO, Christian Blind Mission. CBM, (2010)

4. Quigley, Ha.: Number of people with glaucoma worldwide. *Br J Ophthalmol*, 80, 389-393, (1996)
5. Felipe-Riverón, E.M.; Morales-Guitron, S.L.; Ortiz-Yáñez, S.: Detección automática de la normalidad de las retinas humanas. *CIC-IPN*, México, (2004)
6. Manzanaro, G.: Fotografía de fondo de ojo con filtros. *Boletín de a Soc. Oftalmol. de Madrid*, N.º 44, (2004)
7. Jackman, Wt.; Webster, J.D: On photographing the retina of the living human eye. *Philadelphia Photographer*, 23: 275, (1886)
8. C. Gonzalez, R.; Woods, E. R.: *Digital Image Processing*. Addison-Wesley, ISBN-10: 0201180758, (2002)
9. Kass, M.; Witkin, A.; Terzopoulos, D.: Snakes Active contour models. *Int. J. Computer vision*, vol. 1, pp. 321-331, (1988)
10. De la Fuente-Arriaga, J.A.; Garduño-Calderón, E., Cuevas-de la Rosa, F.J.: Estado actual de las técnicas computacionales para la valoración del disco óptico en glaucoma. *Memorias del Congreso Mexiquense CTS+I*, 1ra Edición 2011, ISBN: 978-607-707-382-6, pp. 155-161, México diciembre (2011)
11. Aquino-Martín, A., Gegúndez-Arias, M.E.; Andujar-Márqueza, J.M: Sistema experto para la detección precoz de la retinopatía diabética mediante análisis de imágenes digitales de retina: primeros resultados. *Universidad de Huelva*, (2007)
12. Sinthanayothin, C.; Boyce, J.F; Cook, H.F; Wiliamson, T.H: Automated localization of the optic disc, fovea, and retinal blood vessels from digital colour fundus images. *Br J Ophthalmol* 83:902-910, doi: 10.1136/bjo.83.8.902, (1999)
13. Hatanaka, Y.; Noudo, A.; Sawada, A.; Hara, T.; Yamamoto, T.; Fujita, H.: Automated Measurement of Cup to Disc Ratio Based on Line Profile Analysis in Retinal Images. *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston*, Massachusetts USA, August 30 - September 3, (2011)
14. Thomas, W.; Jean-Claude, K.: Segmentation of Color Fundus Images of the Human Retina: Detection of the Optic Disc and the Vascular Tree Using Morphological Techniques. *ISMDA*, LNCS 2199, pp. 282-287, Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2001)
15. Nayak, J.; Acharya, R.: Automated Diagnosis of Glaucoma Using Digital Fundus Images. *J Med Syst*, 33:337-346 doi: 10.1007/s10916-008-9195-z, (2009)
16. Rudas C., J.; Toscano C., R.; Sánchez Torres, G.: A technique for optical disk detection on retinal images. *Revista Avances en Sistemas e Informática*, Vol.8 No3, Medellín. ISSN 1657-7663. Diciembre de (2011)
17. Abdel-Ghafa, R. A.; Morris, T.; Ritchings, T.; Wood, T.: Detection and Characterization of the Optic Disk in Glaucoma and Diabetic Retinopathy. *Department of Computation, UMIST*, PO Box 88, Manchester, M60 1QD. To become School of Informatics, Manchester University, on October (2004)
18. Sekhar, S.; Al-Nuaimy, W.; Nandi, K.: Automated localisation of optic disk and fovea in retinal fundus images. *16th European Signal Processing Conference (EUSIPCO 2008)*, Laussane, Switzerland, copyright by EURASIP, August 26-29 (2008)
19. Osareh, A; Mirmehdi, M; Thomas, B; Markham, R.: Colour Morphology and Snakes for Optic Disc Localization. *Department of Computer Science*, University of Bristol, Bristol, BS8 1UB, U.K. (2001)
20. Muramatsu, C.; Nakagawa, T.; Sawada, A.; Hatanaka, Y.; Yamamoto, T.; Fujita, H.: Automated determination of cup-to-disc ratio for classification of glaucomatous and normal eyes on stereo retinal fundus images. *Journal of Biomedical Optics*, 16(9), 096009, September (2011)
21. Muramatsu, C.; Nakagawa, T.; Sawada, A.; Hatanaka, Y.; Hara, T.; Yamamoto, T.; Fujita, H.: Automated segmentation of optic disc region on retinal fundus

- photographs: Comparison of contour modeling and pixel classification methods. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 101, 23-32, Elsevier Ireland Ltd, (2010)
22. Kavitha, S.; Karthikeyan, S.; Duraiswamy, Dr. K.: Neuroretinal rim Quantification in Fundus Images to Detect Glaucoma. *IJCSNS international Journal of Computer Science and Network Security*, Vol. 10 No.6, June (2010)