

DETECCIÓN DEL DISCO ÓPTICO EN RETINOGRAFÍAS MEDIANTE UNA ESTRATEGIA EVOLUTIVA ($\mu+\lambda$)

✉ GERMÁN SÁNCHEZ TORRES¹
ALBEIRO ESPINOSA BEDOYA²
YONY FERNANDO CEBALLOS³

RESUMEN

En este artículo se presenta un procedimiento para la detección del disco óptico (DO) en retinografías, mediante un algoritmo evolutivo. El procedimiento tiene dos etapas principales: la detección gruesa de la posición del DO y el refinamiento de los bordes del contorno. La detección gruesa ubica la posición del DO mediante un algoritmo evolutivo, cuyos individuos tienen como función objetivo la cantidad de píxeles brillantes y el número de bordes de la red de conductos sanguíneos, contenidos dentro de una circunferencia. La etapa de refinamiento aplica un procedimiento geométrico, para deformar el círculo inicial, ajustando el borde de éste con la posición del píxel de mayor variación en dirección al vector normal. El procedimiento fue evaluado empleando los repositorios públicos STARE y DIAREDB, procesando imágenes de pacientes sanos y con alteraciones de la retina, generadas por la presencia de retinopatía diabética. Los resultados experimentales muestran que el método propuesto puede identificar la posición del disco óptico en retinografías con una precisión cercana al 96 %.

PALABRAS CLAVE: estrategia evolutiva; disco óptico; retinografías; retinopatía.

OPTIC DISC DETECTION IN RETINAL IMAGES USING AN EVOLUTION STRATEGY ($\mu+\lambda$)

ABSTRACT

In this paper we show an optic disk (OD) detection approach based on evolution strategy (ES). The approach has two main steps: Coarse detection and contour edges refinement. Coarse detection estimates an approximated position using a ES in which each individual has a fitness function based on the bright pixels amount and the vasculature structure edge pixels quantity inside a circle. The contour edge refinement uses a geometrical approach to circle deformation in order to adjust the edge circle with OD edges. For this, the pixel with the largest intensity value variation along a normal line is considered. The proposed approach was evaluated using the STARED and DIAREDB

- 1 Ingeniero de sistemas, Universidad del Magdalena (Colombia). Phd en Ingeniería - Sistemas e Informática, Universidad Nacional de Colombia sede Medellín (Colombia). Profesor asistente, Universidad del Magdalena, Santa Marta. Grupo de I+D en nuevas tecnologías de la información y la comunicación GDTIC.
- 2 Ingeniero mecánico. Phd(c) en Ingeniería Universidad Nacional de Colombia sede Medellín (Colombia). Profesor asociado, Universidad Nacional de Colombia.
- 3 Ingeniero de sistemas. Phd(c) en Ingeniería. Profesor asistente, Instituto Tecnológico Metropolitano, Programa de Ingeniería de Sistemas.



Autor de correspondencia Sánchez-Torres, G. (Germán).
Universidad del Magdalena, Carrera 32 N. 22-08, Santa
Marta. Tel: (575) 421 7940. Ext: 1138.
Correo electrónico: gsanchez@unimagdalena.edu.co.

Historia del artículo:

Artículo recibido: 27-V-2013 / Aprobado: 25-III-2014
Disponible online: 30 de junio 2014
Discusión abierta hasta junio de 2015



public repository, processing normal and disease patient states retinal images. The results show that the proposed method identifies the optic disk position with an accuracy of 96 %.

KEYWORDS: Evolution Strategies; Optic Disk; Retinal Images; Retinopathy.

ESQUEMA COMBINADO DE MOVIMIENTO ÓTIMO DE TAPS E INJEÇÃO DE REATIVOS PARA REDUÇÃO DE PERDAS EM SISTEMAS DE DISTRIBUIÇÃO

RESUMO

Neste artigo apresenta-se um modelo de otimização para um esquema combinado de movimento ótimo de taps e injeção ótima de reativos em sistemas de distribuição. O modelo proposto indica as injeções de reativos e o esquema de posicionamento taps que minimiza as perdas mantendo as tensões nos limites permitidos, a custo mínimo. A formulação realiza-se através dum fluxo de potência ótimo reativo e soluciona-se usando um software comercial. Vários testes foram realizados num sistema de distribuição de 33 barras. Os resultados mostram que o uso combinado de Variação de taps e injeção de reativos conduz a uma redução maior de perdas que o uso destas ações por separado.

PALAVRAS-CHAVE: Redução de perdas; Fluxo ótimo de reativos; Sistemas de distribuição.

1. INTRODUCCIÓN

El desarrollo rápido y la masificación acelerada de las tecnologías ópticas direccionadas a la adquisición de imágenes no invasivas en la medicina está permitiendo un desarrollo de los procedimientos médicos aplicados en tareas como el diagnóstico, la detección y el cribado, lo que posibilita la asignación de mejores tratamientos en estadios tempranos de múltiples enfermedades.

La importancia de las técnicas ópticas modernas, como las imágenes por resonancia magnética, las tomografías y las retinografías, entre otras, radica en la facilidad y mayor calidad con que científicos y fisiólogos obtienen información observando el interior del cuerpo humano de una forma no invasiva (IDF, 2012). El análisis computacional automático de estas imágenes permite la reducción de los tiempos necesarios para realizar los procedimientos médicos, proporcionando mecanismos modernos para evaluaciones periódicas y constituyéndose en un método de valoración para determinar el momento adecuado de inicio de los tratamientos (Giancardo, *et al.*, 2012).

En el contexto específico de los procedimientos médicos relacionados con la inspección de la retina, son ampliamente utilizadas las imágenes denominadas retinografías, las cuales constituyen una de las herramientas médicas más utilizadas en el análisis del sistema visual humano. Mediante estas es posible el análisis de diferentes signos relacionados con una multiplicidad de padecimientos asociados a la retina, de los cuales, en este trabajo, son de particular interés aquellos relacionados con la enfermedad denominada retinopatía diabética.

La retinopatía diabética es una enfermedad progresiva que se diagnostica de acuerdo con algunas anomalías clínicas de difícil detección, porque es asintomática hasta altas etapas del desarrollo de la enfermedad y, sin tratamiento adecuado, evoluciona en una patología de mayor complicación denominada edema macular diabético (Giancardo *et al.* 2012, Walter, *et al.*, 2002). Adicionalmente, la Federación Internacional de la Diabetes (IDF por sus siglas en idioma inglés) estima que habrá cerca de 552 millones de personas con padecimientos relacionados con diabetes en el 2030 correspondiente al 9,9 % de la población adulta, lo que la convertirá en una de las

enfermedades más comunes de la población mayor (IDF, 2012, Sujithkumar, S. y Vipula, 2012). Este hecho ha incrementado la atención en el desarrollo de sistemas médicos orientados a la detección de signos tempranos que adviertan la posible presencia de la enfermedad y que sirvan de apoyo a los especialistas en la elaboración de diagnósticos.

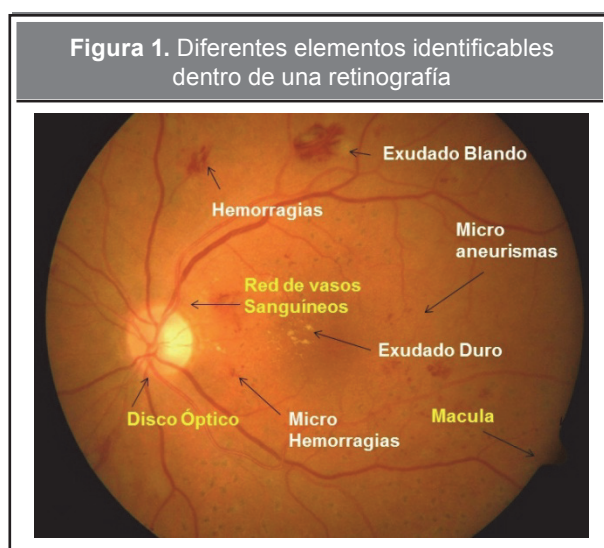
Los procedimientos computacionales empleados en el análisis de retinografías requieren la identificación de los elementos propios de la fisiología ocular como se observa en la **Figura 1**, entre estos las venas, vasos sanguíneos, el disco óptico y la mácula. Estas partes deben ser identificadas para que sean extraídas evitando ambigüedad al aplicar algoritmos orientados a la detección de la presencia de algunos signos propios del padecimiento de la enfermedad, como las hemorragias o la traza de exudados.

En relación con el disco óptico (DO), típicamente son relacionados dos procedimientos: la detección y la segmentación. La detección del DO se refiere a los métodos computacionales mediante los cuales se determinan la posición del centro del disco óptico en una retinografía, en contraste, la segmentación del DO está referida a los procedimientos que determinan los bordes de este y lo eliminan del contenido de la imagen.

En este artículo se describe un procedimiento que aborda la detección y segmentación del DO en retinografías, empleando un procedimiento de búsqueda, implementado mediante una estrategia evolutiva y un procedimiento geométrico para la segmentación del borde del DO.

2. TRABAJOS RELACIONADOS

Los métodos de localización están basados en dos características fisiológicas del DO. Primero, la región que describe el DO en una imagen corresponde a los componentes más brillantes de ésta (Walter, *et al.*, 2002, Giancardo, *et al.*, 2012) y segundo que allí inician las ramificaciones vasculares. Sin embargo, una limitación importante y relacionada con este hecho es la inexistencia de estándares referidos a las características técnicas de la imagen adquirida mediante retinografía. La variación sin control de los parámetros de funcionamiento de la cámara o retinógrafo puede



ocasionar que el disco óptico no contenga las zonas más brillantes de la imagen.

Un aspecto importante lo constituye el hecho de que las venas y ramificaciones sanguíneas, tienen un crecimiento a través de los años que sigue una trayectoria parabólica la cual se origina en el interior del DO. Estas características han sido utilizadas en la construcción de diferentes técnicas orientadas hacia la localización de DO (Sujithkumar, S. y Vipula, 2012). En Walter, *et al.* (2002), se utiliza un esquema simple basado en umbrales para generar un mapa binario de las regiones brillantes y seleccionar el grupo de píxeles de mayor tamaño como la localización del DO. La circularidad del disco óptico también fue utilizada como patrón de búsqueda en el trabajo de Lu y Lim (2011) mediante un operador lineal que analiza el brillo de la imagen a lo largo de múltiples segmentos que cruzan la retina. Contrario al operador lineal, pero en el mismo sentido general, en Lu (2011), se utiliza un operador circular directamente para calcular las variaciones del brillo en la imagen. Otros trabajos relacionados se encuentran en Sinthanayothin, *et al.* (1999) y Sinthanayothin, *et al.* (2003), en los cuales, se aplica una etapa de pre procesamiento para generar una mejora en el contraste de manera adaptativa, sobre el canal de intensidad del espacio de color HSI (*Hue, Saturation and Intensity*). La localización del DO fue realizada mediante el análisis de la varianza de la intensidad que se genera dentro del disco óptico, por la presencia de vasos sanguíneos. Otro trabajo, que

explota la característica de la alta presencia de vasos sanguíneos del DO, es el trabajo presentado por Hoover y Goldbaum (2003). En él se localiza el DO mediante una técnica denominada convergencia difusa, determinando el punto dentro de la imagen en el cual los vasos sanguíneos convergen. Una idea similar fue descrita por Singalavanija, *et al.* (2006).

En general, procedimientos para la detección del disco óptico han variado desde los métodos basados en el análisis del mayor nivel de intensidad de píxeles en una representación en escala de gris (Lee, Wang y Lee, E., 1999), hasta técnicas estadísticas como el análisis de componentes principales o PCA (*principal component analysis*) (Li y Chutatape, 2003; Li y Chutatape, 2004), para determinar las tendencias de agrupaciones de píxeles brillantes. Otros esquemas como los modelos basados en contornos y la incorporación de técnicas del área de reconocimiento de patrones (Lowell, *et al.*, 2004) demarcan la tendencia en la construcción de nuevos algoritmos. La eficiencia computacional también ha sido un aspecto de consideración por autores de técnicas de localización de DO. En Mahfouz y Fahmy (2010) se propone una técnica rápida de localización basada en proyecciones de características de imagen relacionadas con los gradientes bidimensionales del DO. Esto permite disminuir el espacio de búsqueda a una sola dimensión disminuyendo el tiempo de la búsqueda. Finalmente, esquemas basados en la combinación de múltiples algoritmos de detección y localización de DO

para mejorar los resultados fue propuesto por Qureshi, *et al.* (2012).

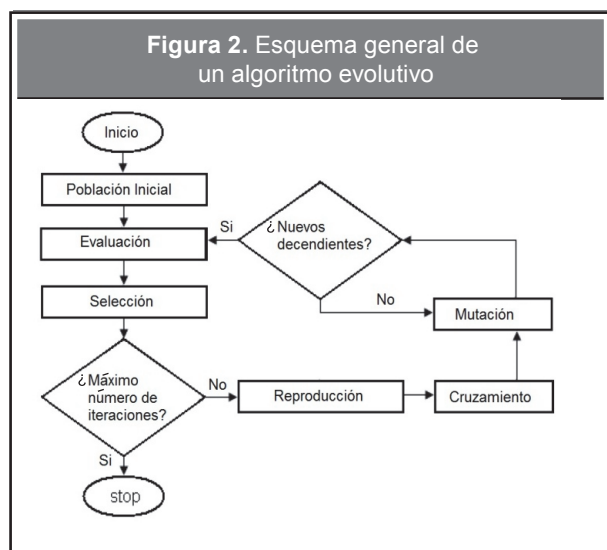
Un aspecto importante que se debe resaltar es que no todos los trabajos reportados están centrados en el uso de retinografías que contienen presencia de signos relacionados con la enfermedad. La complejidad de la detección de los elementos fisiológicos del ojo aumenta en presencia de lesiones causadas por la enfermedad, pues estas poseen similares características de color y forma que los elementos fisiológicos del ojo, como por ejemplo los exudados que en etapas avanzadas logran formar acumulaciones brillantes del mismo tamaño o más grandes que el disco óptico.

3. LOCALIZACIÓN DEL DISCO ÓPTICO

La localización del disco óptico en retinografías no es un procedimiento trivial, debido principalmente a las múltiples variaciones del espacio de color que se incorporan a causa de las diferentes etnias del sujeto a quien se le adquiere la imagen, el dispositivo mismo de adquisición y las perturbaciones ópticas que puede introducir la presencia de anomalías clínicas dentro de la imagen. Es por esta razón que el hecho de seleccionar la zona más brillante como ubicación del disco óptico no constituye un método infalible para su detección. En tal sentido, se diseñó una estrategia evolutiva como método de búsqueda que permitiera determinar las coordenadas del DO dentro de una retinografía. La búsqueda es guiada mediante una función que mezcla las dos características fisiológicas más representativas de la región en la que se encuentra el DO. Estas características son: la presencia de zonas con alto nivel de blancos o zonas brillantes y la alta presencia de vasos sanguíneos.

Las estrategias evolutivas son técnicas heurísticas que imitan los procesos evolutivos de las especies en la naturaleza han sido utilizadas en la solución de problemas de optimización. Están basadas en una población de individuos y utilizan los operadores de recombinación, mutación y selección en la búsqueda de la mejor solución en variables reales.

En este trabajo, la estrategia empleada fue EE- $(\mu + \lambda)$, en la cual un conjunto de μ padres se utiliza para generar λ hijos en cada generación. En



dicha estrategia, los μ padres y los λ descendientes constituyen un solo conjunto de individuos denominado población. Tras cada iteración o generación de la evolución, son seleccionados los mejores μ individuos. Sobre estos se aplican operadores de cruce y mutación para generar los λ descendientes. Desde una perspectiva general las técnicas de búsqueda mediante estrategias evolutivas siguen el flujo de trabajo descrito en la **Figura 2**.

3.1. Preprocesamiento

En esta etapa se busca la corrección de sombras o gradientes presentes en la imagen, debido a la naturaleza esférica del ojo. La eliminación del gradiente permite que las operaciones futuras realizadas sean más precisas, eliminando información no requerida y reduciendo el tiempo de procesamiento. Para esto se aplica un filtro de medianas clásico con un valor de ventana de 3 % del ancho de la imagen. Este filtro es aplicado a una representación en escala de grises de la retinografía original, obtenida del 70 % del canal verde y 30 % del canal rojo, para aumentar el contraste de las zonas rojas como las venas y las zonas brillantes como las que componen el disco óptico. El procedimiento aplicado se describe en el **Algoritmo 1**, y el resultado de la aplicación a una retinografía se muestra en la **Figura 3**.

Debido a que el procedimiento explota el hecho que en la región del DO existe una presencia mayor de vasos sanguíneos, el método requiere una segunda imagen que contenga los bordes estimados de la red de vasos sanguíneos en la retinografía. Esta imagen es estimada mediante la aplicación de un algoritmo de detección de bordes propuesto en Canny (1986) y que ha mostrado mejores resultados que otros operadores (Narendra y Hareesh, 2011).

Algoritmo 1. Pre procesamiento de la imagen

```

1: function pre_procesado(  $I_{org}$ , size )
2:    $I_{green}$  = getGreenChannel (  $I_{org}$  )
3:    $I_{red}$  = getRedChannel (  $I_{org}$  )
4:    $I_{pre}$  = (0.3) $I_{red}$  + (0.7) $I_{green}$ ;
5:    $f\_size$  = Width( $I_{pre}$ ) * size
6:    $I_{backg}$   $\leftarrow$  MedianFilter( $I_{pre}$ , [ $f\_size$   $f\_size$ ])
7:    $I_{normalized}$  =  $I_{pre}$  -  $I_{backg}$ 
8: end function

```

Figura 3. Ejemplo de la aplicación del procedimiento de pre-procesamiento de la imagen. a) Representación en escala de gris, b) eliminación de sombras y fondo ($I_{normalized}$)

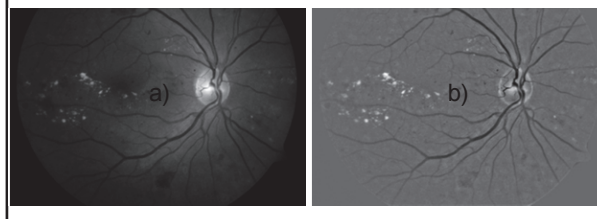
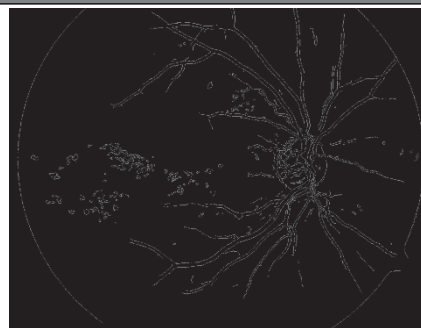


Figura 4. Imagen del pre procesamiento (I_{edges})

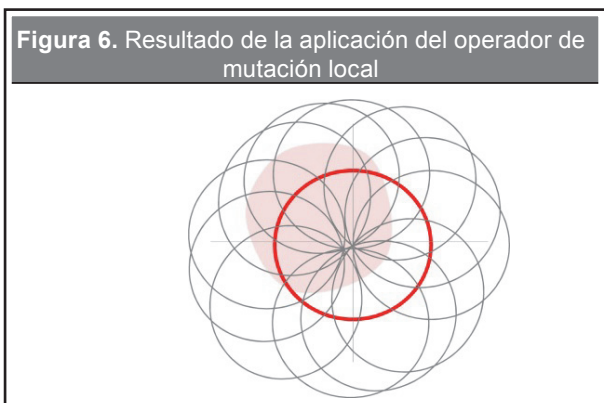
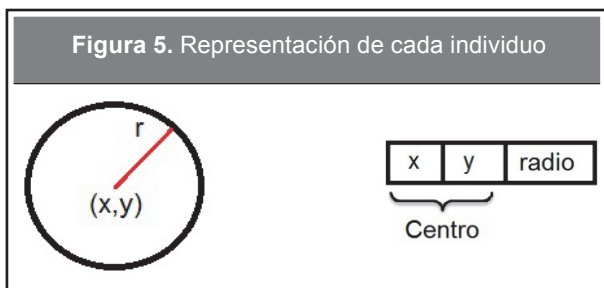


Así, las dos imágenes resultado de la etapa de procesamiento constituyen una representación plana en escala de grises ($I_{normalized}$), que se utilizará para la búsqueda de la posición del disco óptico y una representación de los bordes de los elementos de la red sanguínea (I_{edges}), que se utilizará para la estimación de un componente de la función de aptitud de los individuos, como se observa en la **Figura 4**.

3.2. Representación de la población

Una de las diferencias principales entre las Estrategias Evolutivas (EE) y los Algoritmos Genéticos (AG), es que estos últimos requieren la definición de funciones para la codificación y decodificación de la información contenida en las estructuras internas de los individuos. Esta condición no es requerida en las Estrategias Evolutivas, debido a que en estas la representación se realiza mediante vectores de valores reales.

Dada la naturaleza circular del patrón objetivo a detectar (DO), cada individuo representa un círculo ubicado en las coordenadas (x,y) de radio r , como lo



muestra la **Figura 5**). El conjunto de individuos que constituyen la población inicial que evolucionará la EE, se genera de forma aleatoria, garantizando que cada centro se encuentre por dentro de la retina.

3.3. Evaluación y selección

Cada individuo de la población representa una posible solución al problema que se intenta resolver. Las EE requieren la definición de un mecanismo mediante el cual se determine una métrica que represente la calidad de dicha solución. Esta medida o *fitness* del individuo constituye la función a maximizar dentro del proceso evolutivo simulado. En este contexto, es deseable determinar el círculo de radio r que haga rendir al máximo el número de píxeles brillantes y que contenga el mayor número de bordes de la red sanguínea, así:

$$fitness_i = f_b(x,y,r) + f_e(x,y,r) \quad (1)$$

Donde, $f_b(x,y,r)$ constituye una medida porcentual del número de píxeles brillantes contenidos al interior del círculo representado por (x,y,r) . Esta medida es estimada en relación con el total de píxeles brillantes, definido como el 10 % de los píxeles más

blancos de la imagen $I_{normalized}$. De forma similar, $f_e(x,y,r)$ es una medida porcentual del número de bordes al interior del círculo representado por el individuo con relación al número total de píxeles bordes obtenidos en la representación de la imagen I_{edges} . En cada iteración λ nuevos individuos son seleccionados, correspondientes a los *fitness*, más altos.

3.4. Cruzamiento y mutación

Estos operadores son utilizados para la generación de nuevos individuos a partir de la población inicial. En este modelo se ha incluido un operador de cruce y los operadores de mutación; un operador de mutación que guía la búsqueda global al interior de la retina y un operador de mutación local que busca optimizar el ajuste del borde del círculo con el borde del DO. El cruce empleado corresponde al modelo de recombinación generalizada en la cual el valor del descendiente es estimado como un factor de la suma de los valores de los padres, así:

$$C = c_1 + \eta(c_1 + c_2) \quad (2)$$

Donde η corresponde a un número aleatorio con distribución normal con media cero y una desviación estándar. Los c_1 y c_2 corresponden a los valores que representan el centro del círculo y se aplica tanto para la coordenada x como para la coordenada y . Los candidatos de la población sobre los cuales se le aplica el operador de cruzamiento se seleccionan mediante una probabilidad de 10 %.

El operador de mutación es aplicado alterando cada valor del individuo mediante la adición de números aleatorios con distribución normal, así:

$$C = C + N(0, \sigma) \quad (3)$$

Donde C representa cada característica referida al centro de la circunferencia.

Un operador de mutación local se aplica al valor que representa el radio. Este operador busca mejorar la coincidencia de los bordes del círculo y los de la estructura que representa el disco óptico y es aplicado al individuo del mejor *fitness* en cada iteración. El radio es desplazado una cantidad aleatoria alrededor del centro del círculo, generando k nuevos individuos. Esta cantidad es estimada mediante una distribución

normal de $N(0,\sigma)$, lo que garantiza que las cantidades de alteración pequeñas sean más probables.

4. SEGMENTACIÓN DEL DISCO ÓPTICO

El resultado de la estrategia evolutiva constituye una solución al problema de la localización del DO. Sin embargo, es necesario estimar el contorno de éste de tal forma que el conjunto de píxeles que lo conforma pueda ser removido para luego aplicar algoritmos especializados en analizar o identificar lesiones brillantes.

El procedimiento propuesto para la segmentación del DO consiste en una deformación de la circunferencia entregada como la mejor solución de la EE. La deformación de esta circunferencia es realizada mediante el desplazamiento de un conjunto de puntos del contorno sobre una línea recta estimada en dirección de la normal en ese punto, que se denomina línea de proyección. La dirección del desplazamiento de un punto p está determinada por el análisis de la intensidad de los píxeles de la imagen ($I_{\text{normalized}}$) que están sobre la línea de proyección. Sobre este conjunto de píxeles se calcula la tasa de cambios, y la proyección del punto p consistirá en el desplazamiento del punto hacia la posición del píxel que contenga la menor tasa de cambio.

El procedimiento inicia estimando un conjunto P de k puntos distribuidos de forma uniforme sobre la circunferencia, así:

$$P = \{p_1, p_2, \dots, p_k\} \quad (4)$$

Tal que, el arco entre dos pares de puntos consecutivos, $\widehat{p_i, p_{i+1}}$ y $\widehat{p_j, p_{j+1}}$ es igual. El valor de k es un parámetro establecido por el usuario y controla la calidad de la deformación de la circunferencia. Una vez obtenido el conjunto de puntos P , se estima un conjunto de segmentos de línea recta de longitud l . Cada segmento es paralelo a la dirección de la normal de la circunferencia en el punto de la circunferencia que lo contiene. Por lo tanto, cada segmento es una porción de la recta que contiene el origen del círculo (x_c, y_c) , y cada uno de los puntos p_i . La **Figura 7** ilustra la generación de las líneas de proyección de los puntos de P .

Figura 7. Resultado del conjunto de líneas de proyección $k=16$, sobre el borde de la solución de la EE

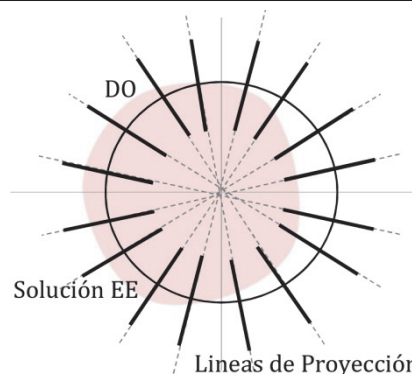
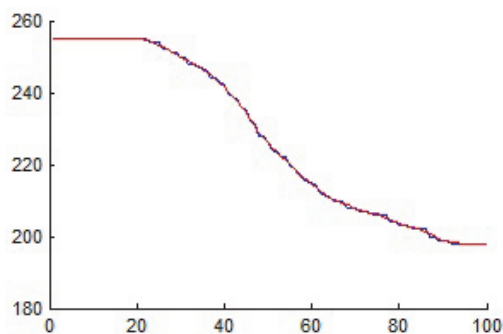


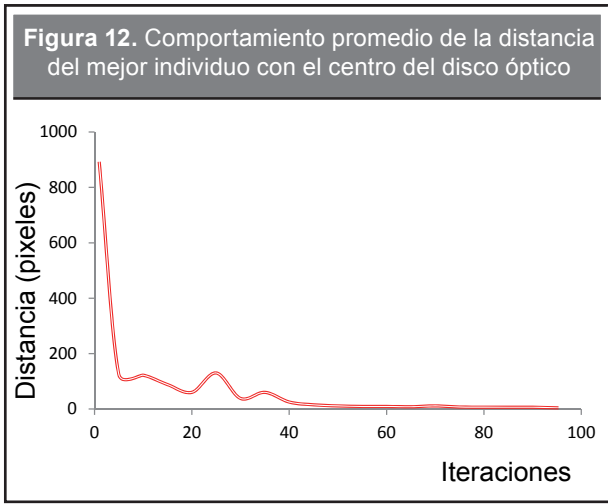
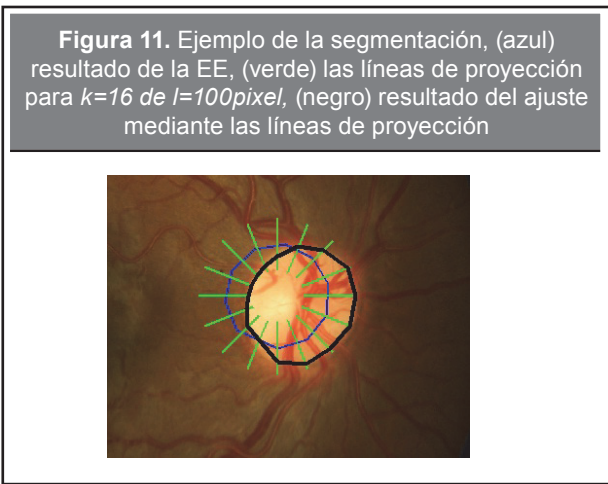
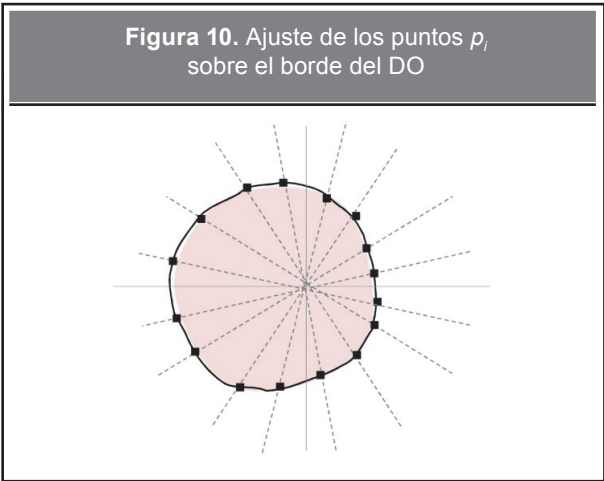
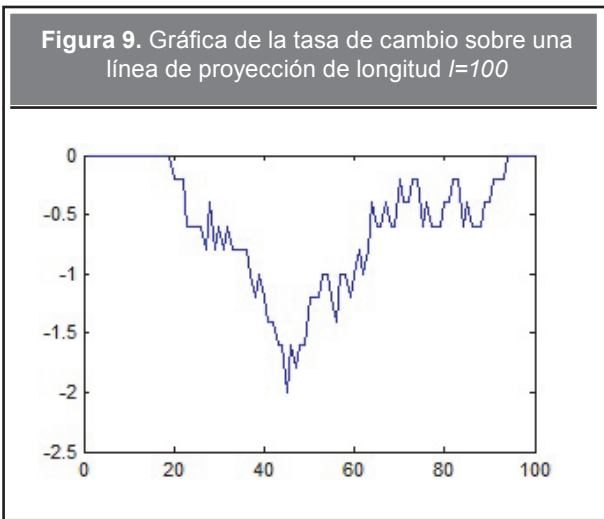
Figura 8. Gráfica de la intensidad promedio sobre una línea de proyección de longitud $l=100$



Se espera que la solución de la EE solape la región del disco óptico en donde se encuentra el DO, por lo tanto las líneas de proyección cruzarán el borde en algún punto. Este punto está caracterizado por la presencia de la menor tasa de cambio, si se recorre las líneas del interior hacia el exterior de la circunferencia. Esta tasa de cambio representa las variaciones en la intensidad de los píxeles a lo largo de las líneas, así, se toman los valores de intensidad de los píxeles a lo largo de cada línea de proyección para construir una curva de intensidad como se visualiza en la **Figura 8**.

Sobre la curva de intensidad se estima la tasa de cambio en un punto p_i como:

$$tc(i) = \bar{I}(i+1) - \bar{I}(i) \quad (5)$$



En donde $\bar{I}(s)$ representa el promedio de la intensidad en el punto p_s , y es estimado mediante un vecindario de cuatro píxeles centrado en p_s . Si la línea de proyección cruza el borde del disco óptico genera un valor mínimo del gradiente de la gráfica de intensidad (ver **Figura 9**).

Cada punto p_i de P es trasladado al punto con menor tasa de cambio. La **Figura 10** ilustra este procedimiento.

La **Figura 11** describe un ejemplo de un ajuste real del borde del DO de una retinografía.

5. RESULTADOS

Las pruebas fueron realizadas utilizando implementaciones de los métodos, realizadas en Matlab®

2011a. El conjunto de imágenes utilizado estuvo constituido por 491 imágenes tomadas de repositorios públicos, DIARECTDB (DIAREDB, 2011) y STARE (STARE, 2011).

Las pruebas experimentales iniciales estuvieron orientadas a la determinación de los parámetros de funcionamiento de la EE. Se analizó la convergencia de la EE estimando la distancia del centro de la circunferencia del mejor individuo hasta un punto p_r predefinido y establecido manualmente, ubicado en el centro del DO. La **Figura 12** muestra el comportamiento promedio para un conjunto de veinte ejecuciones del promedio de la distancia entre la solución del mejor individuo y p_r . El promedio se estabiliza a partir de 60 iteraciones, sin embargo, para algunas ejecuciones, la

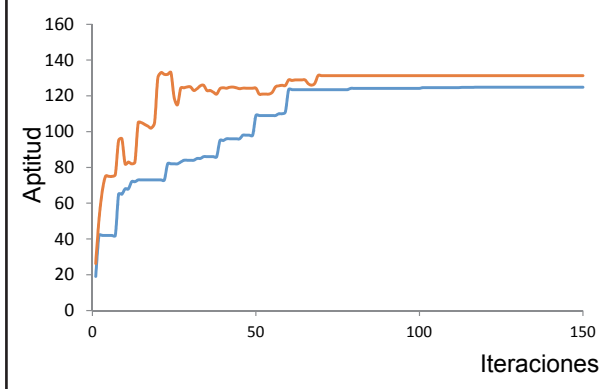
Tabla 1. Parámetros del método propuesto

Localización (EE)		Segmentación DO	
Parámetro	Valor	k	64
Prob. Mutación	0,01	l	radio de individuo
Prob. Cruzamiento	10		
Radio inicial	100		
Puntos de evaluación	100		
Max. Generaciones	100		

distancia continuó disminuyendo hasta algo más de las 80 iteraciones.

En relación con el tamaño inicial del radio de las circunferencias, se estableció por experimentación que en promedio un disco óptico sano se representa por un círculo de radio equivalente a 100 píxeles, en imágenes de tamaño 1500 x 1152 píxeles. En general, se estableció la parametrización de la EE de acuerdo con la **Tabla 1**.

Esta parametrización fue utilizada para medir la eficiencia en relación con la función de aptitud. La **Figura 13** muestra el comportamiento promedio de la aptitud o *fitness* del mejor individuo y la aptitud promedio de la población, para un grupo de veinte ejecuciones.

Figura 13. Comportamiento del *fitness* del mejor individuo (azul) y *fitness* promedio población (rojo)

Dada la dificultad para determinar un método generalizado para cuantificar la precisión de las técnicas propuestas para la localización de DO en retinografías, y debido a que esta evaluación posee una naturaleza subjetiva representada en la valoración visual de los resultados, se estableció un criterio para determinar si el resultado de la estrategia evolutiva había generado una localización correcta. Este criterio considera que si el 60 % del área del círculo obtenido como solución de la EE es compartido con la región del DO, establecido manualmente, se define una localización correcta. El método fue aplicado a las 491 imágenes obteniendo un 95,7 % de localizaciones exitosas

Figura 14. Ejemplos de resultados de la estrategia evolutiva

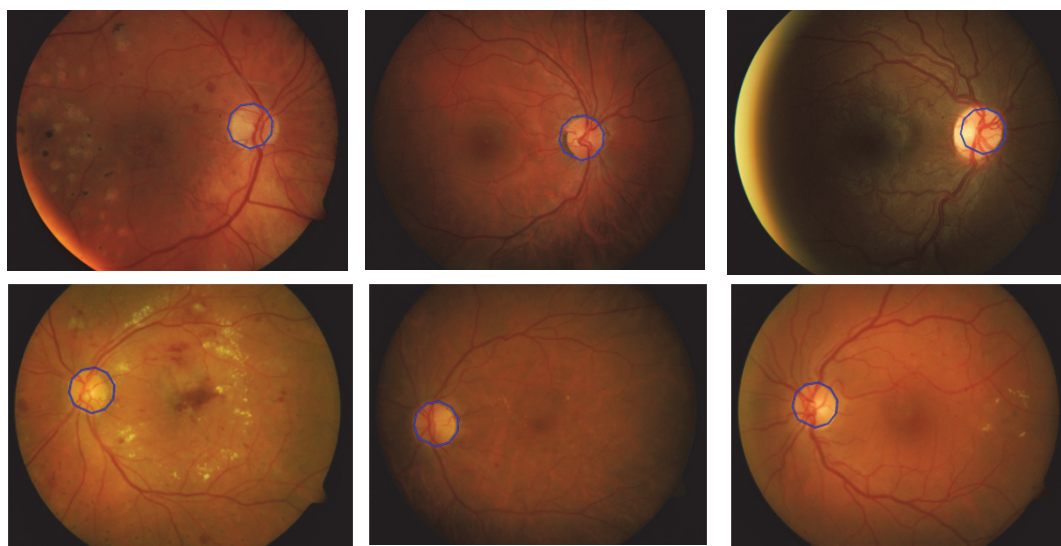
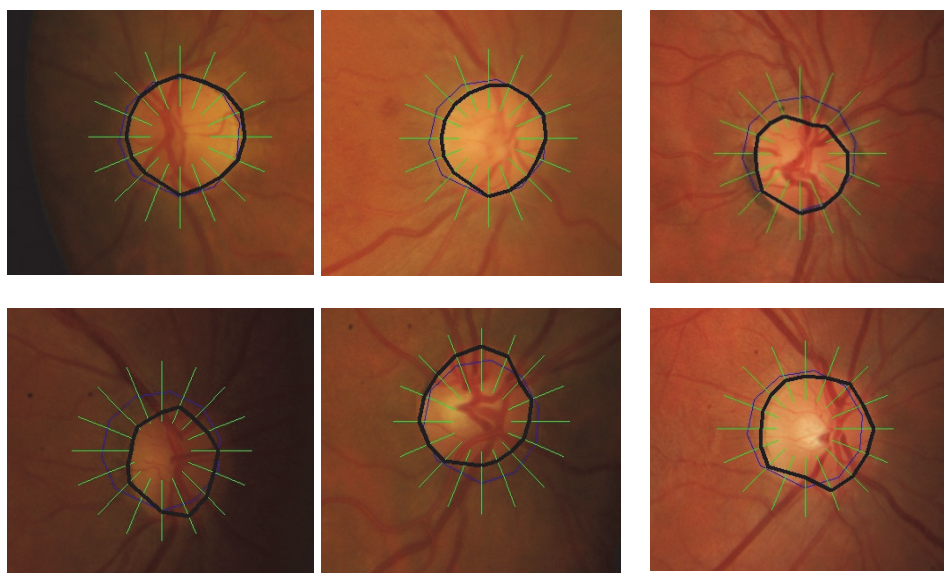


Figura 15. Resultado de la localización (azul) y segmentación del disco óptico (negro)

Tabla 2. Resultados y comparación del método propuesto

Método	Imágenes	Precisión
Sekhar, <i>et al.</i> (2008)	34	94,4 %
Siddalingaswamy, P. and Gopalakrishna, K. (2009)	100	92 %
Usman M. <i>et al.</i> (2010)	680	93,8 %
Piñao, J. y Manta, C. (2012).	1422	92 %
Propuesto	461	95,7 %

y un 4,3 % de localizaciones erróneas. Un conjunto de localizaciones se muestra en la **Figura 14**.

Posterior a cada localización, el método aplica el algoritmo de segmentación del DO. Este algoritmo permite optimizar la determinación de los bordes del DO. La aplicación completa del método propuesto permite en promedio aumentar el área de solapamiento en más del 97 % entre la solución obtenida y la establecida manualmente. Los resultados de la aplicación del método pueden observarse en la **Figura 15**. La **Tabla 2** muestra los resultados obtenidos y la comparación con otros métodos reportados en la literatura.

6. CONCLUSIONES

El método propuesto es capaz de localizar el disco óptico en retinografías a color con una precisión cercana al 96 % de acuerdo con los resultados obtenidos mediante validación con repositorios públicos. Una de las principales ventajas del método es que no necesita intervención del usuario. Los resultados obtenidos constituyen una solución que coincide en un 97 % con el área del disco óptico.

Los factores que intervienen en las imágenes en las cuales el algoritmo no obtuvo una localización adecuada, los constituye la existencia de condiciones que aumentan la medida $f_b(x,y,r)$ de la función de aptitud, que cuantifica la presencia de píxeles brillantes dentro de la imagen. Estas condiciones se presentan en imágenes en las cuales el área afectada por la presencia de exudados ocupa una amplia región dentro de la superficie ocular; esta es una característica de los pacientes con estadios avanzados de la enfermedad. Otro factor importante lo constituye el hecho que algunas imágenes no presentan un contraste suficiente entre el DO y el resto de la superficie, por lo que es necesaria una estandarización de las condiciones técnicas en el proceso de adquisición.

REFERENCIAS

- Canny, J. (1986). A Computational Approach to Edge Detection, *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions*, 8,(6), November, pp. 679-698.
- Diarectdb, Download Images Section, DIARECTDB: Standard diabetic retinopathy database. Digital Retinal Images, IMAGERET project. [En línea] Disponible en: <http://www2.it.lut.fi/project/imageret/diarectdb/>. [consultado 1 de septiembre de 2012].
- Giancardo, L.; Meriaudeau, F.; Karnowski, T.; Li, Yaqin; Garg, S.; Kenneth W. Tobin Jr. y Chaum, E. (2012). Exudate-based Diabetic Macular Edema Detection in Fundus Images Using Publicly Available Datasets, *Medical Image Analysis*, 16(1), January, pp. 216-226.
- Hoover, A. y Goldbaum, M. (2003). Locating the Optic Nerve in a Retinal Image Using the Fuzzy Convergence of the Blood Vessels. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 22(8), August, pp. 951-958.
- IDF, International Diabetes Federation. *Diabetes Atlas, 5th edn. Brussels*, Begium: International Diabetes Federation. [En línea]: Disponible en: <http://www.idf.org/diabetesatlas>. [Consultado el 18 de noviembre de 2012]
- Lee, S.; Wang, Y. y Lee, E. (1999). A Computer Algorithm for Automated Detection and Quantification of Microaneurysms and Haemorrhages in Color Retinal Images. *SPIE on Image Perception and Performance*, 3663(1), May, pp. 61-67.
- Li, H. y Chutatape, O. (2004). Automated Feature Extraction in Color Retinal Images by a Model Based Approach. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 51(2), February, pp. 246-254.
- Li, H. y Chutatape, O. (2003). A Model-Based Approach for Automated Feature Extraction in Fundus Images. *IEEE International Conference on Computer Vision*, 1(1), pp. 394-399, 2003.
- Lowell, J.; Hunter, A.; Steel, D.; Basu, A.; Ryder, R.; Fitcher, E. y Kennedy, L. (2004). Optic Nerve Head Segmentation. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 23(2) February, pp. 256-264.
- Lu, S. y Lim, J. H. (2011). Automatic Optic Disc Detection from Retinal Images by a Line Operator. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1), pp. 88-94.
- Shijian, Lu (2011). Accurate and Efficient Optic Disc Detection and Segmentation by a Circular Transformation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 30(12), pp. 2126-2133.
- Narendra V. y Hareesh K. (2011). Study and Comparison of Various Image Edge Detection Techniques Used in Quality Inspection and Evaluation of Agricultural and Food Products by Computer Vision. *International Journal Agriculture and Biological Engineering*, 4(2) June, pp. 83-90.
- Niemeijer, M.; Ginneken, Bv.; Russell, S.; Maria S. A.; Suttrop-Schulten M. S. y Abramoff, M. (2007). Automated Detection and Differentiation of Drusen, Exudates, and Cotton-Wool Spots in Digital Color Fundus Photographs for Diabetic Retinopathy Diagnosis. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 48(5) March, pp. 2260-2267.
- Mahfouz, A. y Fahmy, A. (2010). Fast Localization of the Optic Disc Using Projection of Image Features. *IEEE Transactions on Image Processing*, 19(12), pp. 3285-3289.
- Piñao, J. y Manta C. (2012). Fovea and Optic disc Detection in Retinal images with Visible Lesions. *IFIP Advances in Information and Communication Technology*, 372, pp. 543-552.
- Qureshi, R.; Kovacs, L.; Harangi, B.; Nagy, B.; Peto, T.; Hajdu, A. (2012). Combining Algorithms for Automatic Detection of Optic Disc and Macula in Fundus Images. *Computer Vision and Image Understanding* 116(1), pp. 138-145.
- Siddalingaswamy, P. y Gopalakrishna K. (2009). Automated Detection of optic Disk and Exudate in Retinal Images, 13th International Conference on Biomedical Engineering, 23(1), pp. 277-279.
- Sinthanayothin, C.; Boyce, J. F.; Cook, H. L.; y Williamson, T. H. (1999). Automated Localization of the Optic Disc, Fovea, and Retinal Blood Vessels from Digital Colour Fundus Images, *British Journal of Ophthalmology*, 83(8), August, pp. 902-910.
- Sinthanayothin, C.; Kongbunkiat, V.; Phoojaruenchanachai, S.; y Singalavanija (2003). A. Automated screening system for diabetic retinopathy. In *Proceedings of the International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA2003)*, 2(1), pp. 915-920.
- Singalavanija, A.; Supokavej, J.; Bamroongsuk, P.; Sinthanayothin, C.; Phoojaruenchanachai, S. y Kongbunkiat, V. (2006). Feasibility Study on Computer-Aided Screening for Diabetic Retinopathy. *Japanese Journal of Ophthalmology*, 50(1), July-August, pp. 361-366.
- Stare (2011). Download Images Section, STARE project: Structured Analysis of the Retina, University of California. [En línea]: Disponible en: <http://www.parl.clemson.edu/stare/>. [Consultado el 1 de septiembre de 2012].
- Sujithkumar, S. y Vipula, S. (2012). Automatic Detection of Diabetic Retinopathy in Non-dilated RGB Retinal Fundus Images. *International Journal of Computer Applications*, 47(19), June, pp. 26-32.

- Usman, M.; Aftab Khan,; Khalid Iqbal,; Wasi Haider Butt. (2010). Retinal Images: Optic Disk Localization and Detection. *Image Analysis and Recognition, Lecture Notes in Computer Science*, 6112, pp. 40-49.
- Walter, T.; Klein, J.-C.; Massin, P.; y Erginay, A.; (2002). A Contribution of Image Processing to the Diagnosis of Diabetic Retinopathy-Detection of Exudates in Color Fundus Images of the Human Retina. *Medical Imaging, IEEE Transactions*, 21(10), October, pp. 1236-1243.

**PARA CITAR ESTE ARTÍCULO /
TO REFERENCE THIS ARTICLE /
PARA CITAR ESTE ARTIGO /**

Sánchez-Torres, G.; Espinosa-Bedoya, A.; Ceballos, Y. F. (2014). Detección del disco óptico en retinografías mediante una estrategia evolutiva ($\mu + \lambda$). *Revista EIA*, 11 (21) enero-junio, pp. 55-66. [Online]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.14508/reia.2014.11.21.55-66>