

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 797 907**

51 Int. Cl.:

G06T 7/73 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **24.04.2017 PCT/EP2017/059648**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.11.2017 WO17186635**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.04.2017 E 17720738 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.05.2020 EP 3449465**

54 Título: **Procesamiento de imágenes de la retina**

30 Prioridad:

26.04.2016 US 201615139182

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

04.12.2020

73 Titular/es:

**OPTOS PLC (100.0%)
Queensferry House, Carnegie Campus,
Enterprise Way
Dunfermline, Scotland, KY11 8GR, GB**

72 Inventor/es:

FLEMING, ALAN DUNCAN

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 797 907 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Procesamiento de imágenes de la retina

[Campo técnico]

5 La presente invención generalmente se refiere al campo del procesamiento de imágenes médicas y, más particularmente, al procesamiento de una imagen de la retina para determinar la localización dentro de la imagen de una característica anatómica de la retina.

[Antecedentes]

10 Muchas enfermedades oculares pueden detectarse y diagnosticarse mediante imágenes de la retina. En una clínica concurrida, no siempre es posible registrar incluso la información básica, tal como si la imagen es del ojo izquierdo o del derecho. El análisis automatizado y la manipulación de imágenes retinianas es un campo en crecimiento. El análisis automatizado mediante algoritmos computarizados puede brindar asistencia a los médicos en forma de detección de enfermedades o modos de presentación mejorados. Muchos métodos automatizados requieren información posicional de los puntos de referencia anatómicos básicos para ayudar a su operación. Esta información posicional puede introducirse en un software que puede, por ejemplo: (i) proyectar una imagen retiniana en un formato uniforme que permita realizar mediciones dimensionales precisas de la retina; (ii) analizar múltiples conjuntos de imágenes del campo de visión de la retina, por ejemplo, para identificar los campos de visión y confirmar que están presentes todos los campos de visión requeridos; (iii) registrar múltiples imágenes de la retina para que la localización de la enfermedad visible en una modalidad pueda identificarse en otra; (iv) montar múltiples imágenes de la retina para presentar a los médicos una vista más amplia de la retina en una imagen; (v) presentar al usuario una presentación de la retina al vuelo; y / o (vi) realizar una determinación automatizada de la enfermedad; esto puede ser para que el software funcione solo en el área relevante (por ejemplo, el disco óptico en el glaucoma, la mácula en la degeneración macular relacionada con la edad) o para que el software ignore áreas irrelevantes (por ejemplo, el disco óptico en la retinopatía diabética).

25 Aunque se han desarrollado métodos para determinar la localización de las características anatómicas de la retina, tales como el disco óptico y la fovea, en fotografías de reflectancia del fondo de ojo (principalmente luz roja y verde), el problema técnico de determinar de manera automática y fiable la localización de tales características en las imágenes de retina de otras modalidades, y para vistas de campo ultra amplias, presentan un difícil desafío, debido a los artefactos y a la patología, las variaciones en la posición del ojo y las variaciones entre las modalidades de imagen.

30 El artículo titulado "Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening" por A. D. Fleming et al., publicado en *Physics in Medicine and Biology* 52 (2007) en las páginas 331-345, describe métodos para la robusta localización del disco óptico y de la fovea en imágenes retinianas. La forma elíptica de los principales vasos sanguíneos de la retina se utiliza para obtener posiciones aproximadas, que se refinan en función del borde circular del disco óptico y el oscurecimiento local en la fovea. Los métodos se han probado en 1056 imágenes secuenciales de un programa de examen de retinas. La precisión posicional fue mejor de 0,5 veces el diámetro de un disco en el 98,4 % de los casos para la localización del disco óptico, y en el 96,5 % de los casos para la localización de la fovea. Los métodos son lo suficientemente precisos para formar un componente importante y efectivo de un sistema automatizado de clasificación de imágenes para la detección de la retinopatía diabética.

También se hace referencia a "Computer Vision - Chapter 10 Image Segmentation" por G. Linda Shapiro et al., páginas 28-37 (marzo de 2000).

[Compendio]

45 En vista de las deficiencias de los métodos y dispositivos convencionales de procesamiento de imágenes de retina resumidos anteriormente, el presente inventor ha ideado un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que almacena instrucciones de programas de ordenador que, cuando son ejecutados por un procesador, hacen que el procesador procese datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización de una característica anatómica de la retina en la imagen al: recibir los datos de la imagen; calcular, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen recibidos, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen dentro del o adyacente al píxel; calcular un vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles al normalizar el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles tome un valor común predeterminado; operar en una matriz de acumuladores, en donde cada acumulador de la matriz está asociado con un píxel respectivo de los datos de imagen recibidos, mediante (i) para cada uno de la pluralidad de píxeles, la adición un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en una dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles, y (ii) suavizar los valores en los acumuladores; y determinar la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina usando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado, cuyo valor acumulado está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados de los acumuladores.

El inventor ha ideado además un aparato de procesamiento de imágenes que comprende un procesador y una memoria, siendo las instrucciones de almacenamiento de memoria ejecutables por el procesador mediante el cual el procesador es operativo para procesar datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización de una característica anatómica de la retina en la imagen al: calcular, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen recibidos, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen dentro del o adyacente al píxel; calcular un vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles al normalizar el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles tome un valor común predeterminado; operar en una matriz de acumuladores, en donde cada acumulador de la matriz está asociado con un píxel respectivo de los datos de imagen recibidos, mediante (i) para cada uno de la pluralidad de píxeles, la adición de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en una dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles, y (ii) suavizar los valores en los acumuladores ; y determinar la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina usando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado, cuyo valor acumulado está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo del valores acumulados en los acumuladores.

[Breve descripción de los dibujos]

Las realizaciones de la invención se explicarán ahora en detalle, solamente a modo de ejemplo, con referencia a las figuras adjuntas, en las que:

la figura 1 es una ilustración esquemática de un aparato de procesamiento de imágenes según realizaciones de la presente invención;

la figura 2 es una primera parte de un diagrama de flujo que ilustra un proceso mediante el cual el aparato de procesamiento de imágenes de la primera realización procesa datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar una localización de una característica anatómica de la retina en la imagen;

la figura 3A muestra un ejemplo de una imagen Optomap™ de una retina;

la figura 3B muestra una imagen mejorada de los vasos de la imagen Optomap™ de la figura 3A;

la figura 3C muestra una imagen suavizada mejorada de los vasos de la imagen Optomap™ de la figura 3A;

la figura 4 es una continuación del diagrama de flujo de la figura 2;

la figura 5 es un diagrama de flujo que ilustra el proceso S50 de la figura 4;

la figura 6 es un esquema que ilustra la relación entre los píxeles $p^{s_{ij}}$ y $p^{o_{ij}}$ de una imagen de la retina y un acumulador a_{ij} de una matriz de acumuladores descritos en la presente memoria;

la figura 7 es una continuación alternativa del diagrama de flujo de la figura 2, que ilustra un proceso mediante el cual el aparato de procesamiento de imágenes según una segunda realización procesa datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización de una característica anatómica de la retina en la imagen;

la figura 8A muestra un ejemplo de una imagen de plano verde Optomap™ de una retina;

la figura 8B muestra un mapa de respuesta generado al procesar la imagen de la retina de la figura 8A según la primera realización;

la figura 8C muestra un mapa de respuesta generado al procesar la imagen de la retina de la figura 8A según la segunda realización;

la figura 9A muestra un ejemplo de otra imagen Optomap™ de una retina;

la figura 9B muestra un mapa de respuesta generado al procesar la imagen de la retina de la figura 9A según la primera realización;

la figura 9C muestra un mapa de respuesta generado al procesar la imagen de la retina de la figura 9A según la segunda realización; y

la figura 10 es una continuación alternativa del diagrama de flujo de la figura 2, que ilustra un proceso mediante el cual el aparato de procesamiento de imágenes según una variante de la primera realización procesa datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización de un rasgo anatómico de la retina en la imagen.

[Descripción detallada de las realizaciones]

[Realización 1]

La figura 1 ilustra un aparato de procesamiento de imágenes según una primera realización, que está configurado para procesar datos de imagen recibidos que definen una imagen de una retina para determinar una localización (o una de varias localizaciones probables) de una o más características anatómicas de la retina fotografiada. La característica anatómica puede ser cualquier característica anatómica de la retina hacia la cual convergen dos o más vasos sanguíneos (por ejemplo, el disco óptico, una unión vascular o una superposición de vasos sanguíneos en la retina), o una característica tal como la fóvea, que tiene una localización bien definida con respecto a una característica anatómica diferente (por ejemplo, el disco óptico) que exhibe convergencia vascular. A modo de ejemplo, la característica anatómica de interés en la presente realización es el disco óptico.

El aparato de procesamiento de imagen de la presente realización forma parte de un aparato de procesamiento de señal programable, como se ilustra esquemáticamente en la figura 1. El aparato 100 de procesamiento de señal mostrado en la figura 1 comprende una sección 110 de entrada / salida (E/S) para recibir datos de imagen que definen una imagen de la retina y para emitir la localización determinada del disco óptico o un resultado de operaciones de procesamiento adicionales basadas en el mismo. El aparato 100 de procesamiento de señal comprende además un procesador 120, una memoria 130 de trabajo y un almacén 140 de instrucciones que almacena instrucciones legibles por ordenador que, cuando son ejecutadas por el procesador 120, hacen que el procesador 120 realice las operaciones de procesamiento descritas a continuación en la presente memoria para determinar la localización del disco óptico en la imagen de la retina. La sección 110 de E/S, la memoria 130 de trabajo y el almacén 140 de instrucciones están conectados de forma que se puedan comunicar al procesador 120, como se muestra en la figura 1. El almacén 140 de instrucciones puede comprender una ROM que está precargada con las instrucciones legibles por ordenador. Alternativamente, el almacén 140 de instrucciones puede comprender una memoria RAM o un tipo similar de memoria, y las instrucciones legibles por ordenador pueden introducirse desde un producto de programa informático, tal como un medio 150 de almacenamiento legible por ordenador tal como un CD-ROM, etc. o una señal 160 legible por ordenador que lleva las instrucciones legibles por ordenador. El aparato 100 de procesamiento de señal puede, por ejemplo, formar parte de un ordenador personal (PC) o de un servidor de red, y puede comprender otros componentes que son bien conocidos (por ejemplo, pantallas, dispositivos de entrada, etc.). En la presente realización, la combinación 170 de los componentes de hardware mostrados en la figura 1, que comprende el procesador 120, la memoria 130 de trabajo y el almacén 140 de instrucciones, está configurada para implementar la funcionalidad del aparato de procesamiento de imágenes de la presente realización, que ahora se describirá en detalle con referencia a las figuras 2 a 6.

La figura 2 es un diagrama de flujo que ilustra una primera parte de un proceso mediante el cual el aparato 170 de procesamiento de imágenes procesa datos de imágenes que definen una imagen de una retina para determinar la localización del disco óptico, como un ejemplo de un punto de referencia anatómico cuya localización en una imagen de la retina es útil en una variedad de aplicaciones diferentes.

En primer lugar, en el paso S10, el procesador 120 recibe datos de imagen que definen una imagen de la retina que comprende una estructura vascular por medio de la sección 110 de E/S. Los datos de imagen adquiridos pueden definir una imagen de la retina que puede ser uno de varios tipos diferentes que son conocidos por los expertos en la técnica, por ejemplo, una imagen de reflectancia roja y verde (RG), una imagen de autofluorescencia (AF), una imagen de angiograma de fluoresceína (FA), una imagen de oftalmoscopio láser de barrido (SLO) de reflectancia de la retina, o una fotografía en color del fondo de ojo de la retina, y puede proporcionar una vista de campo ultra amplia de la retina.

Antes de continuar con el paso S20, el procesador 120 puede preprocesar los datos de imagen de la retina recibidos para resaltar la vasculatura en la imagen, utilizando técnicas conocidas por los expertos en la técnica, por ejemplo, según se describe en el capítulo 8 del libro "Automated Image Detection of Retinal Pathology" por H. Jelinek y M. J. Cree (CRC Press, 1 de enero de 2009).

Por ejemplo, el núcleo Gabor de valor complejo

$$g(x, y; \lambda, \theta, \psi, \sigma, \gamma) = \exp\left(-\frac{x'^2 + \gamma^2 y'^2}{\sigma^2}\right) \exp\left(i\left(2\pi\frac{x'}{\lambda} + \psi\right)\right)$$

puede usarse para generar imágenes convolutas, con el valor de Θ tomando cada valor $2a\pi / N$ para $a = 0 \dots N - 1$, donde N es el número de orientaciones utilizadas en la evaluación que, por ejemplo, puede estar entre 8 y 12 (aunque reducir N a 6 en el preprocesamiento de imágenes RG no resultó ser perjudicial). Los valores utilizados para los otros parámetros del núcleo de Gabor g pueden, por ejemplo, ser:

$$\sigma = 2,75\sqrt{s}, \gamma = 0,37, \lambda = 7s, \psi = 0$$

El parámetro s establece la escala. Se encontró que el valor de $s = 2$ era muy adecuado para el preprocesamiento de imágenes Optomap™. Sin embargo, el valor ideal de s depende de la ampliación de la imagen (o la dimensión real en micrones por píxel) y esto es variable entre las modalidades de imagen y los formatos de imagen. Además, se puede usar un intervalo de valores de s para tener en cuenta los vasos con un intervalo de diámetros. En este caso, los resaltados de los vasos resultantes en cada valor de s pueden combinarse, por ejemplo, mediante la adición píxel a píxel.

En este ejemplo, cada núcleo de Gabor genera una matriz de imágenes de valores complejos por convolución de la imagen. Cada elemento de esta matriz se genera con uno de los núcleos:

$$U(a) = -I \circ g\left(\lambda, \frac{a\pi}{N}, \psi, \sigma, \gamma\right)$$

En cada píxel, se encuentra el índice de orientación que dio la respuesta absoluta máxima:

5
$$A(x, y) = \arg \max_{a=0, \dots, N-1} |U(x, y; a)|$$

Este es el ángulo localmente dominante (discretizado) de los píxeles sobre un vaso, es decir, la orientación del vaso.

La imagen mejorada de los vasos compleja, V, en la que los vasos sanguíneos parecen más brillantes que el fondo, tiene un valor en cada píxel que se selecciona de entre una de las imágenes de la matriz U:

$$V(x, y) = U(x, y; A(x, y)), \forall(x, y)$$

10 En la figura 3B se ilustra un ejemplo de una imagen mejorada de los vasos generada al procesar una imagen Optomap™ según se muestra en la figura 3A de esta manera.

Una imagen de vasos suavizada puede, como en la presente realización, generarse luego al evaluar, dos veces, el máximo de la convolución mediante los núcleos direccionales de Gabor. En este caso, la entrada a la primera ejecución es la imagen mejorada de los vasos reducida por un factor de dos, duplicando así efectivamente el tamaño del núcleo. 15 La imagen de entrada a la segunda evaluación es el resultado de la primera evaluación reducida por un factor de dos. En la figura 3C se ilustra un ejemplo de una imagen mejorada de vasos suavizada generada de esta manera.

En la etapa de preprocesamiento se puede aplicar alternativamente otra forma de filtrado lineal, filtrado no lineal y / o normalización. Por ejemplo, se puede usar un filtro de paso bajo para reducir el ruido. Además o alternativamente, se puede usar un filtro de paso alto para eliminar los cambios graduales de intensidad de la imagen, tales como las 20 variaciones de iluminación. Un filtro de paso alto también puede ayudar a una normalización de imagen más consistente. La normalización es cualquier método que sirve para reducir la variación entre las imágenes de algún parámetro, tal como el brillo medio total, el contraste medio total o el histograma de la imagen, o para reducir la variación en una sola imagen de parámetros tales como el brillo local de la imagen, el contraste local o el histograma local.

25 En el paso S20 de la figura 2, el procesador 120 calcula, para cada uno de una pluralidad de píxeles p_{ij} (donde i y j representan la columna y la fila de la matriz de píxeles, respectivamente) de la imagen que, como se señaló anteriormente, puede haber sido procesada para resaltar la vasculatura, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen dentro del o adyacente al píxel (en otras palabras, cualquier vaso sanguíneo que pueda estar presente en la imagen en, o cerca de (por ejemplo, dentro 30 de un número predeterminado de uno o más píxeles desde), el píxel). Tal vector de orientación local se puede encontrar en varias técnicas de uso diferentes conocidas por los expertos en la técnica. La orientación local y la graduación del borde se pueden evaluar utilizando derivados de primer orden o de segundo orden de intensidad de imagen, por ejemplo. Los derivados de primer orden se pueden calcular por convolución con un Sobel u otro núcleo (según se examinó anteriormente). La orientación local es, entonces, el arcotangente de la relación de la componente y y la componente x del gradiente. Las derivadas de segundo orden se pueden calcular por convolución repetida con un Sobel u otro núcleo. La orientación local es entonces el arcotangente de la componente y y la componente x del 35 vector propio con el mayor valor propio de la matriz de Hesse:

$$\begin{bmatrix} \frac{d^2z}{dx^2} & \frac{d^2z}{dxdy} \\ \frac{d^2z}{dxdy} & \frac{d^2z}{dy^2} \end{bmatrix}, \text{ donde } z \text{ es la intensidad de imagen.}$$

Por ejemplo, el vector de orientación local puede calcularse encontrando el vector propio de la matriz de Hesse en cada píxel que tiene el mayor valor propio. Alternativamente, el vector de orientación local puede, como en la presente 40 realización, tomar la forma del vector gradiente del valor del píxel, que tiende a tener una gran magnitud en la región límite de un vaso sanguíneo en la imagen de la retina, donde los valores de píxel cambian con relativa rapidez de un píxel al siguiente en la dirección perpendicular a la orientación local del segmento del vaso sanguíneo (es decir, a lo largo o en oposición a la dirección del flujo del vaso sanguíneo; en otras palabras, la dirección a lo largo de la cual se extiende el vaso sanguíneo en la imagen), y generalmente es pequeño lejos de los vasos sanguíneos. El vector 45 gradiente del valor del píxel en un píxel en una región de la imagen de la retina que muestra una parte de un vaso sanguíneo (particularmente una porción de borde del vaso sanguíneo) es, por lo tanto, indicativo de la orientación del vaso sanguíneo.

Así, en la presente realización, el procesador 120 calcula en el paso S20, para cada uno de la pluralidad de píxeles p_{ij} de la imagen suavizada, un vector g (i, j) gradiente del valor del píxel respectivo (en otras palabras, el gradiente de 50 intensidad de imagen) en el píxel. Se puede considerar que los píxeles contienen valores respectivos de una función discreta f (i, j) cuyo valor varía con la posición (i, j) en la matriz de píxeles, con el vector g gradiente del valor del píxel

en cualquier píxel apuntando en la dirección de mayor incremento de la función en ese píxel, siendo la magnitud del vector gradiente del valor del píxel, $|g|$, la pendiente de la función en esa dirección.

Como se señaló anteriormente, en una imagen de una retina, la magnitud del vector gradiente del valor del píxel generalmente será más alta en los bordes de un vaso sanguíneo, donde hay un cambio rápido en los valores de píxeles en la dirección perpendicular a la dirección a lo largo de la cual se extiende el vaso sanguíneo.

Puede usarse cualquier técnica conocida para calcular el vector g gradiente del valor del píxel, por ejemplo según se describe en "Digital Image Processing" por R. C. González y R. E. Woods (Pearson, 31 de agosto de 2007) o "Digital Image Processing and Computer Vision" por R. J. Schalkoff (John Wiley & Sons, 2 de septiembre de 1992). Los métodos típicos usan operadores Sobel, Prewitt o Roberts, que pueden usarse para determinar los componentes x e y del gradiente, la magnitud del gradiente y la orientación del gradiente. La pluralidad de píxeles p_{ij} en la que se calcula el vector $g(i, j)$ gradiente del valor del píxel en el paso S20 puede abarcar todos los píxeles de los datos de imagen suavizada, o solamente algunos de esos píxeles. El procesador 120 puede, por ejemplo, emplear una máscara que define una o más regiones de la imagen suavizada (por ejemplo, una región periférica de la imagen), regiones en las cuales no se realizará ningún cálculo del vector g gradiente del valor del píxel.

El proceso puede, como en la presente realización, luego proceder a un paso opcional S30, en donde el procesador 120 selecciona píxeles p_{ij}^s de entre la pluralidad de píxeles p_{ij} de manera que la magnitud del vector de orientación local (en esta realización, el vector $g(i, j)$ gradiente del valor del píxel calculado) en cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados excede un umbral. Este paso opcional descalifica los píxeles en los que el vector de orientación local (es decir, $|g|$) es pequeño (es decir, es poco probable que los píxeles se encuentren dentro de un vaso sanguíneo o en el borde de un vaso sanguíneo) para las operaciones de procesamiento adicionales que se describen a continuación, ahorrando así recursos computacionales y, además, permitiendo estimar la localización del centro del disco óptico con mayor precisión. El procesador 120 puede, por ejemplo, seleccionar los píxeles p_{ij}^s de entre la pluralidad de píxeles p_{ij} de modo que la magnitud del vector $g(i, j)$ gradiente del valor del píxel calculado en cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados exceda un percentil predeterminado de las magnitudes del vector gradiente del valor del píxel de los píxeles p_{ij} . El percentil predeterminado puede ser el percentil 50, o puede, como en la presente realización, más preferiblemente ser el percentil 80.

Continuando con el paso S40 en la figura 4, el procesador 120 calcula un vector de orientación local normalizado para cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados, de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados toma un valor predeterminado que es el mismo para todos los píxeles p_{ij}^s seleccionados. Cuando se omite el paso S30, el procesador 120 calcula en el paso S60 un vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles p_{ij} normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles p_{ij} de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel toma un valor predeterminado que es el mismo para todos los píxeles.

Como el vector de orientación local es, a modo de ejemplo, el vector gradiente del valor del píxel en la presente realización, el procesador calcula en el paso S40 un vector $g^n(i, j)$ gradiente del valor del píxel normalizado para cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados normalizando el vector $g(i, j)$ gradiente del valor del píxel calculado para cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados de modo que la magnitud del vector normalizado del gradiente de valor de píxel, $|g^n(i, j)|$, en cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados tome un valor predeterminado que sea el mismo para todos de los píxeles p_{ij}^s seleccionados. Por lo tanto, $|g^n(i, j)|$ es el mismo para todos los píxeles p_{ij}^s seleccionados, mientras que la orientación de g^n dependerá del gradiente de valor de píxel local en cada píxel p_{ij}^s seleccionado y, por lo tanto, generalmente diferirá entre los píxeles seleccionados. En realizaciones como la presente, donde la característica anatómica de la retina cuya localización se determinará es el disco óptico, el procesador 120 calcula preferiblemente el vector g^n gradiente del valor del píxel normalizado (u otra forma de vector de orientación local, como se indicó anteriormente) para cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados de modo que la magnitud de dicho vector (es decir, R) en cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados esté entre $0,4 DD$ y $2,5 DD$, donde DD es el diámetro del disco óptico en la imagen de la retina (una unidad de distancia de la retina ampliamente utilizada en oftalmología), que puede expresarse en términos de varios píxeles, por ejemplo. El valor de DD puede determinarse fácilmente por ejemplo inspeccionando una imagen de la retina, y posteriormente usarla en el procesamiento automático de la misma imagen o de otras imágenes que se hayan obtenido en condiciones similares, utilizando las técnicas descritas en la presente memoria. En otras palabras, un valor adecuado de la unidad DD que se utilizará para procesar automáticamente un lote de imágenes retinianas se puede determinar examinando manualmente un conjunto de imágenes de entrenamiento que son representativas de las imágenes en el lote para obtener una medida adecuada del DD , que luego podría usarse en el procesamiento del lote de imágenes.

Cuando los datos de imagen recibidos en el paso S10 definen una imagen de autofluorescencia de la retina o una imagen de angiograma de fluoresceína de la retina, el procesador 120 calcula preferiblemente $g^n(i, j)$ (o, más generalmente, el vector de orientación local mencionado anteriormente) para cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados de modo que la magnitud del vector calculado (es decir, R) en cada uno de los píxeles p_{ij}^s seleccionados esté entre $0,8 DD$ y $2,4 DD$. Por otro lado, cuando los datos de imagen recibidos en el paso S10 definen una imagen SLO de reflectancia de la retina o una fotografía RG o en color del fondo de la retina, el procesador 120 calcula preferiblemente $g^n(i, j)$ (o, más generalmente, el vector de orientación local mencionado anteriormente) para cada uno de los píxeles

$p^{s_{ij}}$ seleccionados, de modo que la magnitud del vector calculado (R) en cada uno de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados esté entre 0,4 DD y 1,2 DD.

5 En el paso S50, el procesador 120 realiza las operaciones descritas a continuación usando una matriz de acumuladores. Cada acumulador, a_{ij} , de la matriz está configurado para recibir valores reales (que pueden o no ser enteros, y pueden ser positivos o negativos) y calcular un valor acumulado que sea indicativo de una acumulación de los valores recibidos. Por ejemplo, cada acumulador a_{ij} puede, como en la presente realización, sumar valores enteros positivos (también denominados en lo sucesivo "votos") que recibe de tal manera que el valor acumulado sea una suma de los valores recibidos. Cada acumulador puede agregar cada valor recibido a una suma de los valores recibidos previamente calculados de ese modo (en otras palabras, el acumulador también puede actualizar su valor
10 acumulado al recibir cada nuevo valor), o puede almacenar temporalmente los valores recibidos antes de calcular su suma al final de las operaciones en el paso S50. Sin embargo, en otras realizaciones, cada acumulador a_{ij} se puede inicializar alternativamente para almacenar un valor inicial que es un número positivo suficientemente grande, y agregar valores enteros negativos recibidos posteriormente al valor almacenado (o deducir los valores positivos recibidos del valor almacenado), por lo tanto disminuyendo efectivamente el valor almacenado con cada valor que recibe. En este caso, el valor acumulado al final de las operaciones en el paso S50 también es indicativo de una
15 acumulación de los valores recibidos.

20 En la presente realización, la matriz de acumuladores es implementada por el procesador 120 ejecutando las instrucciones mencionadas anteriormente en el almacén 140 de instrucciones para abordar y gestionar adecuadamente (incluyendo escribir, leer y de otro modo procesar información almacenada en) los elementos de almacenamiento en la memoria 130 de trabajo. Cada acumulador a_{ij} está asociado con un píxel p_{ij} respectivo de los datos de imagen recibidos, por ejemplo, por el procesador 120 en la memoria 130 de trabajo, una asociación, enlace o puntero que relaciona cada acumulador a_{ij} con un píxel p_{ij} correspondiente en los datos de imagen.

25 En el paso S50, el procesador 120 opera en la matriz de acumuladores al agregar, para cada uno de la pluralidad de píxeles, un valor respectivo a un acumulador a_{ij} asociado con un píxel $p^{o_{ij}}$ de entre la pluralidad de píxeles en los datos de imagen recibidos que están desplazados (es decir, separados) de dicho píxel por el valor predeterminado en una dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en dicho píxel, y suavizando los valores en los acumuladores a_{ij} . El proceso en el paso S50 se describirá ahora con más detalle con referencia a las figuras 5 y 6.

30 Con referencia en primer lugar a la figura 5, en el paso S51, el procesador inicializa la matriz de acumuladores de modo que el valor acumulado almacenado en cada acumulador a_{ij} es un valor constante común; en esta realización, cero. En las realizaciones alternativas mencionadas anteriormente, donde los acumuladores restan los valores positivos recibidos de (o, de manera equivalente, agregan los valores negativos recibidos a) un valor inicial (de comienzo), cada acumulador está configurado para almacenar el valor inicial en el paso S51.

35 En el paso S52, un índice l , que se utiliza para hacer referencia a su vez a cada uno de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados, se establece con un valor inicial de 1.

40 Luego, en el paso S53, el procesador 120 procesa el primero de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados (como $l = 1$ en esta etapa) agregando un valor (que, a modo de ejemplo es 1 en la presente realización) a un acumulador a_{ij} de la matriz de acumuladores que está asociada con un píxel $p^{o_{ij}}$ de los datos de imagen recibidos que está desplazado (es decir, separado) del píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado en los datos de imagen por el valor R predeterminado en una dirección predeterminada relativa a la dirección del vector de orientación local en el píxel seleccionado. Como el vector de orientación local es el vector $g(i, j)$ gradiente del valor del píxel en esta realización, la dirección predeterminada es perpendicular a la dirección del vector $g(i, j)$ gradiente del valor del píxel en el píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado. En otras realizaciones, la dirección predeterminada puede ser perpendicular a la dirección del vector de orientación local, o estar en otro ángulo predefinido con respecto a la dirección del vector de orientación local, dependiendo de cómo se calcule el vector de orientación local. El desplazamiento considerado en el paso S53 generalmente estará en una dirección a lo largo de la cual el vaso sanguíneo ilustrado por el píxel seleccionado se extiende en el píxel seleccionado, como se ilustra en la figura 6.

50 Más particularmente, la figura 6 ilustra la relación entre los píxeles $p^{s_{ij}}$ y $p^{o_{ij}}$ de los datos de la imagen de la retina y un acumulador a_{ij} de la matriz A de acumuladores. En la figura 6, los datos de la imagen se ilustran en la parte superior de la figura, y define una imagen de una retina que tiene un disco óptico OD y varios vasos sanguíneos BV que convergen en el disco óptico OD. La parte inferior de la figura 6 ilustra parte de la matriz A de acumuladores que contiene el mencionado acumulador a_{ij} . Como se ilustra en la figura 6, se toma el píxel p_{ij} como un píxel que se encuentra en una línea que es perpendicular a la dirección de $g(i, j)$ en p_{ij} , y cuya distancia desde $p^{s_{ij}}$ a lo largo de esa línea es más cercana a R (en otras palabras, el píxel al que apunta un vector R, donde R es un desplazamiento vectorial en el plano de la imagen desde $p^{s_{ij}}$ calculado de manera que $|R| = |g^n(i, j)| = R$ y $R \cdot g(i, j) = 0$). El procesador 120 determina cuál de los píxeles en los datos de la imagen de la retina tiene el desplazamiento R calculado (redondeado al píxel más cercano) en relación con el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado en base al vector normalizado del gradiente de valor de píxel $g^n(i, j)$ calculado para el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado en el paso S40. A menos que el procesador 120 emplee una máscara para excluir localizaciones candidatas para el píxel $p^{o_{ij}}$, puede, como en la
60 presente realización, además determinar cuál de los píxeles de la imagen de la retina tiene un desplazamiento de -R

(redondeado al píxel más cercano) en relación al primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado, también en base al vector g^n (i, j) gradiente del valor del píxel normalizado calculado para el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado en el paso S40.

5 Mediante el proceso en el paso S53, el procesador 120 registra efectivamente un "voto" con cada uno de los dos acumuladores de la matriz A de acumuladores correspondientes a los píxeles respectivos (en R y -R en relación con cada píxel) que se consideran candidatos para la localización del centro del disco óptico.

10 El proceso continúa entonces con el paso S54, en donde el procesador 120 determina si el índice I ha alcanzado el límite L, siendo L el número de píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados en el paso S30. Si el contador I aún no ha alcanzado el límite L, entonces el contador I se incrementa en 1 en el paso S55, y el proceso vuelve al paso S53, donde se procesa el siguiente píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado según se describió anteriormente. De esta manera, cada píxel de los datos de la imagen en el que la magnitud del gradiente del valor del píxel supera el umbral contribuye con un voto en un acumulador correspondiente a un píxel que está desplazado del píxel antes mencionado por una distancia R, en una dirección que es normal al gradiente local y, por lo tanto, en una dirección paralela a la de la convergencia de los vasos sanguíneos.

15 Una vez que se han procesado todos los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados ($I = L$ en el paso S54), el proceso pasa al paso S56, en donde el procesador 120 suaviza los valores acumulados en los acumuladores para generar un mapa de respuesta. Después de que se haya procesado una gran cantidad de píxeles seleccionados, se habrá registrado una mayor cantidad de votos en los acumuladores asociados con los píxeles en la imagen hacia la que convergen los vasos sanguíneos, y esto se reflejará en el mapa de respuesta. La matriz de valores acumulados se puede suavizar aplicando cualquier operación de suavizado de imagen (o filtrado de paso bajo) a la matriz. En "Digital Image Processing" por R. C. González y R. E. Woods (Pearson, 31 de agosto de 2007) y "Digital Image Processing and Computer Vision" por R. J. Schalkoff (John Wiley & Sons, 2 de septiembre de 1992) se describen ejemplos de métodos adecuados de suavizado de imagen. La operación de suavizado puede ser una operación lineal tal como la convolución mediante un núcleo que podría tener, por ejemplo, una forma gaussiana o una matriz de valores similares (para hacer un filtro de media móvil). El filtrado suave o de paso bajo también se puede realizar en el dominio de la frecuencia. La operación de suavizado también podría ser una operación no lineal, tal como un filtro de mediana o un filtro morfológico. El procesador 120 puede, como en la presente realización, suavizar los valores en los acumuladores usando un núcleo gaussiano que preferiblemente tiene una desviación estándar de 0,1 DD a 0,5 DD, y más preferiblemente de 0,2 DD a 0,4 DD, y aún más preferiblemente de 0,3 DD. Los valores suavizados son indicativos de la distribución de probabilidad para la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina (es decir, el centro del disco óptico en la presente realización).

35 Refiriéndose nuevamente a la figura 4, después de completar S50, el proceso pasa al paso S60, donde el procesador 120 determina la localización del disco óptico en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel en los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador de la matriz que ha acumulado un valor acumulado que es un máximo local o global entre los valores acumulados en la matriz de acumuladores (el máximo global es el valor acumulado más alto de todos los acumuladores). De manera más general, el procesador 120 puede determinar la localización del disco óptico utilizando la localización de un píxel en los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor que está dentro de un intervalo predeterminado de valores por debajo de un máximo local o global entre los valores acumulados en la matriz de acumuladores (el intervalo, donde no es cero, abarca, por ejemplo, el 5% o el 10% del valor máximo). Las localizaciones de dos o más máximos locales determinadas a partir del mapa de respuesta se pueden usar para determinar la localización de las características anatómicas de interés. Por ejemplo, se pueden elegir múltiples máximos tomando todos los máximos que están por encima de un cierto umbral. Se encontrarían máximos múltiples si el objetivo es encontrar características anatómicas de interés que tengan múltiples instancias (tales como uniones de vasos o cruces), o si los máximos se consideran candidatos para una característica de interés con una sola instancia (tal como el disco óptico) y se debe diferir una elección entre estos. Se puede usar una región de interés predeterminada en el mapa de respuesta para limitar la elección de los máximos. Por ejemplo, la región de interés podría ser la región sobre la cual se sabe que es muy probable que se presente la característica a detectar.

50 En algunas realizaciones (por ejemplo, donde los valores acumulados son negativos o donde los acumuladores disminuyen un recuento establecido inicialmente con cada "voto" recibido), el procesador 120 puede determinar la localización del disco óptico en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador de la matriz que ha acumulado un valor acumulado que es un mínimo local o global entre los valores acumulados en la matriz de acumuladores. Por lo tanto, el procesador 120 puede determinar más generalmente la localización del disco óptico en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador de la matriz que ha acumulado un valor acumulado que es un extremo (local o global) de los valores acumulados en la matriz de acumuladores.

[Realización 2]

60 En la presente realización, el procesador 120 opera no en una sino en N matrices de acumuladores, donde $N \geq 2$. Cada una de estas matrices de acumuladores está asociada con una de entre las N diferentes direcciones cuantizadas respectivas a lo largo de las cuales puede orientarse el vector g gradiente del valor del píxel, y está etiquetada con un índice n correspondiente, donde $n = 1, \dots, N$. Las posibles direcciones a lo largo de las cuales se puede orientar g caen

dentro del intervalo de ángulos $[0, \pi]$, y este rango se cuantiza en N subintervalos o "direcciones cuantizadas". Por ejemplo, donde $N = 4$, cualquier vector $g(i, j)$ puede clasificarse como orientado a lo largo de una primera dirección cuantizada correspondiente al intervalo angular $[0, \pi/4)$, una segunda dirección cuantizada correspondiente al intervalo angular $[\pi/4, \pi/2)$, una tercera dirección cuantizada correspondiente al intervalo angular $[\pi/2, 3\pi/4)$, o una cuarta dirección cuantizada correspondiente al intervalo angular $[3\pi/4, \pi]$. La función redondeo $[\text{Nmod}(\theta, \pi) / \pi - 0.5]$, donde $\theta = \arctan(g_y / g_x)$, g_y es la componente y de g y g_x es la componente x de g , puede usarse para cuantizar la dirección de g . A la matriz de acumuladores asociada con la primera dirección cuantizada se le asigna $n = 1$, a la matriz de acumuladores asociada con la segunda dirección cuantizada se le asigna $n = 2$, a la matriz de acumuladores asociada con la tercera dirección cuantizada se le asigna $n = 3$ y a la matriz de acumuladores asociada con la cuarta dirección cuantizada se le asigna $n = 4$. En la presente realización, un acumulador en la columna i y la fila j de la n -ésima matriz de acumuladores (asociada con la dirección n cuantizada) se denota a_{ijn} . Cada acumulador a_{ijn} en cada conjunto de acumuladores está asociado con un píxel respectivo en los datos de la imagen de la retina, de modo que hay N acumuladores (uno en cada uno de las N matrices de acumuladores) asociados con cada píxel en los datos de la imagen.

La figura 7 es un diagrama de flujo que ilustra el proceso mediante el cual el aparato de procesamiento de imagen de la presente realización procesa datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización del disco óptico, que comprende los pasos S10 a S30 y la forma ejemplar del paso S40 de la primera realización descrita anteriormente (que está marcado como S40' en la figura 7), cuya descripción no se repetirá aquí, así como una secuencia de operaciones realizadas en las N matrices de acumuladores, que ahora se describirán. Debe observarse que la estructura y el funcionamiento de la presente realización es la misma que la primera realización, aparte de las diferencias que se describen a continuación. Además, las posibles modificaciones a la primera realización mencionada anteriormente también se pueden hacer a la presente realización.

En el paso S71, cada acumulador de las N matrices de acumuladores se inicializa de la misma manera que en el paso S51 de la figura 5, de modo que el valor acumulado almacenado en cada acumulador a_{ij} es cero.

En el paso S72, un índice l , que se usa para hacer a su vez referencia a cada uno de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados, se establece con un valor inicial de 1.

Luego, en el paso S73, el procesador 120 procesa el primero de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados (como $l = 1$ en esta etapa) cuantizando la dirección de $g(i, j)$ o $g^n(i, j)$ en el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado en una de las N direcciones cuantizadas. Por lo tanto, uno de los valores de n (de 1 a N) puede estar asociado con el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado, dependiendo de la dirección de g en ese píxel, y esto permite que se identifique y acceda a la matriz acumuladora correspondiente (que tiene el mismo valor de n).

En el paso S74, el procesador 120 agrega un valor constante (por ejemplo, 1, como en la primera realización) a un acumulador a_{ijn} de una matriz de acumuladores que está asociada con la misma dirección cuantizada que la dirección cuantizada de $g(i, j)$ en el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado, en donde el acumulador al que se agrega el valor está asociado con un píxel $p^{o_{ij}}$ de los datos de imagen recibidos que está (como en la primera realización) desplazado del primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado por el valor R predeterminado en una dirección perpendicular a la dirección de $g(i, j)$ en el primer píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado. Por lo tanto, en la presente realización, qué acumulador recibe el "voto" para el píxel seleccionado depende también de la dirección de $g(i, j)$ en el píxel seleccionado, con el acumulador asociado con la misma dirección cuantizada que la dirección cuantificada de $g(i, j)$, y que está asociado con un píxel $p^{o_{ij}}$ de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel seleccionado por la distancia R en una dirección perpendicular a la dirección de $g(i, j)$ en el píxel seleccionado, que recibe el voto.

El proceso luego continúa con el paso S75, en donde el procesador 120 determina si el índice l ha alcanzado el límite L , siendo L el número de píxeles $p^{s_{ij}}$ que se ha seleccionado en el paso S30. Si el contador l aún no ha alcanzado el límite L , entonces el contador l se incrementa en 1 en el paso S76, y el proceso vuelve al paso S73, donde se procesa el siguiente píxel $p^{s_{ij}}$ seleccionado como se describió anteriormente. De esta manera, cada píxel seleccionado en los datos de la imagen en el que $|g|$ supera el umbral contribuye con un voto en un acumulador a_{ijn} que está asociado con la misma dirección n cuantizada que la dirección cuantizada de g en el píxel seleccionado, y que corresponde a un píxel que está desplazado del píxel seleccionado por una distancia R , en una dirección que es normal al gradiente local en el píxel seleccionado y, por lo tanto, en una dirección paralela a la del vaso sanguíneo.

Una vez que se han procesado todos los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados ($l = L$ en el paso S75), el proceso pasa al paso S77, en donde el procesador 120 suaviza los valores acumulados en la pluralidad de matrices de acumuladores. La operación de suavizado se puede realizar en valores acumulados dentro de una o más de las matrices, utilizando las técnicas descritas en relación con la primera realización. Por lo tanto, se puede realizar el desenfoque gaussiano de una o más matrices de acumuladores. Adicional o alternativamente, la operación de suavizado se puede realizar en valores acumulados en los N acumuladores a_{ijn} que tienen los mismos índices i y j pero diferentes índices n (de 1 a N), usando las mismas técnicas.

En el paso S80, el procesador 120 calcula, para cada conjunto de N acumuladores a_{ijn} que se proporcionan en diferentes matrices de acumuladores respectivas y asociadas con el mismo píxel $p^{o_{ij}}$ de los datos de imagen recibidos, un producto de los respectivos valores acumulados que se han acumulado en los N acumuladores a_{ijn} . El producto es

efectivamente una operación "Y blanda" a través de las diferentes orientaciones de gradiente, de modo que los píxeles en la imagen asociados con valores altos de este producto tienden a estar donde los vasos sanguíneos convergen desde un intervalo de orientaciones diferentes. En otras palabras, siempre que este producto no sea cero, debe haber una contribución de cada una de las N direcciones asociadas con las N matrices de acumuladores. En algunas aplicaciones (por ejemplo, donde la característica anatómica de interés es el disco óptico, hacia el cual convergen muchos vasos sanguíneos diferentes), el uso de múltiples matrices de acumuladores en consecuencia puede suprimir algunas respuestas indeseables en el mapa de respuesta, tales como segmentos de vasos (donde solo convergen dos vasos) y uniones de vasos (donde solo convergen tres o cuatro vasos), lo que permite que la característica de interés se determine más fácilmente en el procesamiento de datos posterior.

La figura 8A muestra una imagen Optomap™ del plano verde de una retina, mientras que las figuras 8B y 8C ilustran mapas de respuesta generados para $N = 1$ y $N = 8$, respectivamente. Estos resultados demuestran que el uso de múltiples (en este caso, 8) matrices de acumuladores permite una mayor discriminación visual de la localización del disco óptico en comparación con el caso en el que solo se utiliza una única matriz de acumuladores. Para una comparación directa del mapa para $N = 8$ con el mapa para $N = 1$, se ha tomado la octava raíz de los valores en el mapa para $N = 8$. Sin embargo, generalmente no se requiere tomar la raíz enésima porque esto no afecta la localización del pico más alto. La figura 9A muestra otra imagen Optomap™ de una retina, en la que la localización del disco óptico es más difícil de detectar, ya que está parcialmente oculta por las pestañas. Las figuras 9B y 9C ilustran mapas de respuesta obtenidos al procesar la imagen Optomap™ en la figura 9A usando la técnica descrita anteriormente con $N = 1$ y $N = 8$, respectivamente. En este caso, la respuesta máxima está en la localización correcta para $N = 8$ pero en la localización incorrecta para $N = 1$.

El número de matrices de acumuladores, N, es preferiblemente tal que $2 \leq N \leq 32$, y más preferiblemente $4 \leq N \leq 16$. Si $N = 1$ (como en la primera realización), el método se simplifica porque no hay necesidad de cuantizar la orientación del gradiente y no hay necesidad de la combinación "Y blanda" de matrices de acumuladores. Sin embargo, esta simplificación tiene el coste de una disminución de la "relación señal / ruido" en un factor de 2 en comparación con el caso en el que $N = 8$, por ejemplo. El uso de valores de N que son demasiado altos, por otro lado, aumenta el coste computacional y puede no permitir que la localización del disco óptico u otra característica anatómica se determine de manera fiable, ya que el producto calculado en el paso S80 puede ser cero para todas las localizaciones de los píxeles. Para la detección del disco óptico, es preferible que $N = 8$. Para la detección de uniones de vasos, se puede usar un valor menor de N, por ejemplo 3 o 4.

Con referencia nuevamente a la figura 7, el proceso continúa desde el paso S80 al paso S90, en donde el procesador 120 determina la localización del centro del disco óptico en la imagen de la retina usando la localización de un píxel de la imagen recibida que está asociado con un conjunto de N acumuladores, conjunto para el cual el producto calculado de valores acumulados es un máximo local o global entre los productos calculados de valores acumulados. De manera más general, el procesador 120 puede determinar la localización del disco óptico utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un conjunto de N acumuladores, conjunto para el cual el producto calculado de los valores acumulados está dentro de un intervalo predeterminado (que puede ser cero) de valores por debajo de un máximo (local o global) entre los productos calculados de valores acumulados. Las localizaciones de dos o más máximos locales determinadas a partir del mapa de respuesta se pueden usar para determinar la localización de las características anatómicas de interés. Por ejemplo, se pueden elegir múltiples máximos tomando todos los máximos que están por encima de un cierto umbral. Se encontrarían máximos múltiples si el objetivo es encontrar características anatómicas de interés que tengan múltiples instancias (tales como uniones de vasos o cruces), o si los máximos se consideran candidatos para una característica de interés con una sola instancia (tal como el disco óptico) y una elección entre estos debe diferirse hasta después de un procesamiento posterior. Se puede usar una región de interés predeterminada en el mapa de respuesta para limitar la elección de los máximos. Por ejemplo, la región de interés podría ser la región sobre la cual se sabe que es muy probable que se presente la característica a detectar.

[Modificaciones y variaciones]

Se pueden hacer muchas modificaciones y variaciones adicionales a las realizaciones descritas anteriormente.

Por ejemplo, la primera realización descrita anteriormente con referencia a las figuras 2 a 6 pueden, como se ilustra en la figura 10, modificarse para incluir un paso adicional después de la forma ejemplar del paso S40 descrito anteriormente (que está marcado como S40' en la figura 10) y antes del paso S52, es decir, un paso S100 adicional, en donde el procesador 120 calcula un segundo vector $g^{n_2}(i,j)$ normalizado del gradiente de valor de píxel para cada uno de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados normalizando el vector g y gradiente del valor del píxel calculado para cada uno de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados de modo que $|g^{n_2}(i,j)|$ en cada uno de los píxeles $p^{s_{ij}}$ seleccionados tome un segundo valor R_2 común predeterminado. La primera realización, como también se ilustra en la figura 10, puede modificarse adicionalmente para incluir un paso adicional S120 que se realiza para cada valor del índice l, en donde el procesador 120 agrega, para el píxel seleccionado, un valor respectivo al acumulador que está asociado con un píxel en los datos de imagen recibidos que está desplazado del l-ésimo píxel seleccionado por el segundo valor R_2 predeterminado en la dirección perpendicular a la dirección del vector g y gradiente del valor del píxel en el l-ésimo píxel seleccionado. En otros aspectos, esta variante es la misma que la primera realización. La adición en el paso S120 puede hacerse alternativamente a una segunda capa de acumulador que está asociada con el segundo valor R_2 predeterminado, con

los elementos correspondientes en las dos matrices de acumuladores combinadas después del paso S54, mediante alguna operación O dura o blanda tal como la suma elemento a elemento.

5 De manera más general, se pueden calcular más de dos vectores gradiente del valor del píxel normalizados antes del paso S52, preferiblemente cada uno con una magnitud dentro de los intervalos preferidos establecidos de $|g^n(i,j)|$ anteriormente. En estos casos, los valores pueden acumularse en una única matriz de acumuladores, o en un número correspondiente de matrices de acumuladores antes de combinarse de la manera establecida anteriormente. El uso de más de un vector normalizado del gradiente de valor de píxel calculado en el proceso puede permitir que la localización de la característica anatómica de interés, tal como el disco óptico, se determine de manera más fiable.

Las modificaciones descritas anteriormente también pueden hacerse a la segunda realización descrita anteriormente.

10 Como una modificación adicional, que puede hacerse a cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente, o combinarse con cualquiera de las modificaciones a estas realizaciones descritas anteriormente, la selección de píxeles en el paso S30 puede omitirse de modo que el procesador 120 calcule, en cada uno de una pluralidad de píxeles p_{ij} de los datos de imagen recibidos (y ópticamente preprocesados), un vector $g(i, j)$ respectivo del gradiente de valor de píxel en el píxel. En esta variante, el procesador 120 calcularía entonces $g^n(i, j)$ para cada uno de la pluralidad de píxeles p_{ij} normalizando el vector gradiente del valor del píxel calculado para cada uno de los píxeles p_{ij} de modo que
 15 $|g^n(i,j)|$ en cada uno de los píxeles tome un valor R común predeterminado. El procesador 120 operaría en la matriz de acumuladores agregando, para cada uno de la pluralidad de píxeles p_{ij} , un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel p^o_{ij} de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles p_{ij} por el valor R predeterminado en una dirección perpendicular a la dirección de $g(i, j)$ en el píxel de la pluralidad de
 20 píxeles, y suavizando los valores en los acumuladores. En esta variante, el procesador puede agregar, como valor respectivo, una ponderación respectiva al acumulador asociado con el píxel p^o_{ij} , siendo la ponderación indicativa de la magnitud de $g(i, j)$ en el píxel de la pluralidad de píxeles. El procesador determinaría entonces la localización de la característica anatómica (por ejemplo, el disco óptico) en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que
 25 está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores, según se describió con más detalle anteriormente. En esta variante, hay una contribución de cada uno de la pluralidad de píxeles al acumulador, aunque la magnitud de esta contribución de cada píxel dependerá de la magnitud de $g(i, j)$ en ese píxel.

30 Además, el orden de algunos de los pasos del método en las realizaciones y modificaciones de los mismos descritos anteriormente puede variar. Por ejemplo, el orden de los pasos S40' y S100, y de manera similar S53 y S120, en la figura 10 puede invertirse, o estos pasos pueden realizarse en paralelo. Además, la inicialización de la matriz A de acumuladores se puede realizar en cualquier punto del proceso antes del paso S53 en el proceso ilustrado en las figuras 4, 5 y 10, y en cualquier punto antes del paso S73 en el proceso ilustrado en la figura 7 (la inicialización, por supuesto, está fuera del bucle sobre el índice l).

35

REIVINDICACIONES

1. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que almacena instrucciones de programas de ordenador que, cuando son ejecutadas por un procesador, hacen que el procesador procese datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización de una característica anatómica de la retina en la imagen mediante:
- 5 la recepción los datos de la imagen;
- el cálculo, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen recibidos, de un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen dentro del o adyacente al píxel;
- 10 el cálculo de un vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles tome un valor común predeterminado;
- la operación en una matriz de acumuladores, en donde cada acumulador de la matriz está asociado con un píxel respectivo de los datos de imagen recibidos, al:
- 15 la adición, para cada uno de la pluralidad de píxeles, de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en una dirección predeterminada relativa a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles; y
- el suavizado de los valores de los acumuladores; y
- 20 la determinación de la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado, cuyo valor acumulado está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores.
2. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 1, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador opere en una pluralidad N, de matrices de acumuladores, donde N es un número entero igual al menos a 2, y en donde:
- 25 cada una de las matrices de acumuladores está asociada con una de las N direcciones cuantizadas respectivas para el vector de orientación local;
- 30 cada uno de los acumuladores en cada una de las N matrices está asociado con un píxel respectivo en los datos de imagen recibidos;
- el procesador opera en la pluralidad de matrices de acumuladores mediante:
- para cada uno de la pluralidad de píxeles:
- la cuantización de la dirección del vector de orientación local calculado en el píxel en una de las N direcciones cuantizadas; y
- 35 la adición de un valor respectivo a un acumulador de una matriz de acumuladores que está asociado con la misma dirección cuantizada que la dirección cuantizada del vector de orientación local en el píxel, estando asociado el acumulador con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en la dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel de entre la pluralidad de píxeles; y
- 40 el suavizado de los valores de los acumuladores de la pluralidad de matrices;
- el procesador calcula además, para cada conjunto de N acumuladores que se proporcionan en diferentes matrices de acumuladores respectivas y asociadas con el mismo píxel de los datos de imagen recibidos, un producto de los respectivos valores acumulados que se han acumulado en los N acumuladores; y
- 45 el procesador determina la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos asociados a un conjunto de N acumuladores, conjunto para el cual el producto calculado de los valores acumulados está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los productos calculados de valores acumulados.
3. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 2, en donde $2 \leq N \leq 32$, y más preferiblemente $4 \leq N \leq 16$.

4. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule un segundo vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del segundo vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles tome un segundo valor común predeterminado, y para operar adicionalmente en cada matriz de acumuladores mediante:
- 5 la adición, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el segundo valor predeterminado en la dirección predeterminada relativa a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles.
- 10 5. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador procese los datos de imagen que definen la imagen de la retina para determinar la localización de la característica anatómica de la retina en la imagen mediante la realización de un proceso adicional de:
- 15 selección de píxeles de entre la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local calculado en cada uno de los píxeles seleccionados exceda un umbral, y al:
- cálculo del vector de orientación local normalizado para cada uno de los píxeles seleccionados normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles seleccionados de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles seleccionados tome un valor común predeterminado; y
- 20 operación en cada matriz de acumuladores mediante:
- adición, para cada uno de los píxeles seleccionados, de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel seleccionado en la imagen por el valor predeterminado en la dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel seleccionado.
- 25 6. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 5, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador seleccione los píxeles de la pluralidad de píxeles de manera que la magnitud del vector de orientación local calculado en cada uno de los píxeles seleccionados exceda el percentil 50, y más preferiblemente el percentil 80, de las magnitudes de vector de orientación local de los píxeles en los datos de imagen.
- 30 7. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador opere en cada matriz de acumuladores mediante:
- la adición, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, como el valor respectivo, de una ponderación respectiva al acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en la dirección predeterminada en relación con la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles, siendo la ponderación indicativa de la magnitud del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles.
- 35 8. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde la característica anatómica de la retina comprende al menos uno de entre un disco óptico, una unión vascular que conecta al menos dos vasos sanguíneos, una superposición de vasos sanguíneos de la retina y la fovea.
- 40 9. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 8, en donde la característica anatómica de la retina comprende el disco óptico, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule el vector de orientación local normalizado para cada píxel de la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel de la pluralidad de píxeles esté entre 0,5 DD y 2,5 DD, donde DD es el diámetro del disco óptico.
- 45 10. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 9, en donde la imagen es una imagen de autofluorescencia de la retina y una imagen de angiograma de fluoresceína de la retina, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule el vector de orientación local normalizado para cada píxel de la pluralidad de píxeles, de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel de la pluralidad de píxeles sea de 0,8 DD a 2,4 DD.
- 50 11. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 9, en donde la imagen es una de una imagen de oftalmoscopio láser de exploración de reflectancia de la retina y una fotografía del fondo de la retina, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule el vector de orientación local normalizado para cada píxel de la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel de la pluralidad de píxeles sea de 0,4 DD a 1,2 DD.
- 55

- 5 12. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 8, en donde la característica anatómica de la retina comprende el disco óptico, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador suavice los valores de los acumuladores usando un núcleo que tiene una desviación estándar de 0,1 DD a 0,5 DD, y más preferiblemente de 0,2 DD a 0,4 DD, donde DD es el diámetro del disco óptico.
- 10 13. Un aparato de procesamiento de imágenes que comprende un procesador y una memoria, las instrucciones de almacenamiento de memoria ejecutables por el procesador mediante el cual el procesador está operativo para procesar datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la localización de una característica anatómica de la retina en la imagen mediante:
- 15 el cálculo, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen recibidos, de un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen dentro del o adyacente al píxel,
- el cálculo de un vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles tome un valor común predeterminado;
- 20 la operación en una matriz de acumuladores, en donde cada acumulador de la matriz está asociado con un píxel respectivo de los datos de imagen recibidos, al:
- la adición, para cada uno de la pluralidad de píxeles, de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en una dirección predeterminada relativa a la dirección del local vector de orientación en el píxel de la pluralidad de píxeles; y
- 25 el suavizado de los valores de los acumuladores; y
- la determinación de la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado, cuyo valor acumulado está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores.
- 30 14. Un aparato según la reivindicación 13, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador opere en una pluralidad N de matrices de acumuladores, donde N es un número entero igual a al menos 2, y en donde:
- cada una de las matrices de acumuladores está asociada con una de las N direcciones cuantizadas respectivas para el vector de orientación local;
- 35 cada uno de los acumuladores en cada una de las N matrices está asociado con uno de los píxeles respectivos en los datos de imagen recibidos;
- las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador:
- opere en la pluralidad de matrices de acumuladores mediante:
- 40 para cada una de la pluralidad de píxeles:
- la cuantización la dirección del vector de orientación local calculado en el píxel en una de las N direcciones cuantizadas; y
- la adición de un valor respectivo a un acumulador de un conjunto de acumuladores que está asociado con la misma dirección cuantizada que la dirección cuantizada del vector de orientación local en el píxel, estando asociado el acumulador con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en la dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles; y
- 45 el suavizado de los valores de los acumuladores de la pluralidad de matrices;
- el cálculo adicional, para cada conjunto de N acumuladores que se proporcionan en diferentes matrices de acumuladores respectivas pero que están asociados con el mismo píxel de los datos de imagen recibidos, de un producto de los respectivos valores acumulados que se han acumulado en los N acumuladores; y
- 50 la determinación de la localización de la característica anatómica en la imagen de la retina utilizando la localización de un píxel de los datos de imagen recibidos asociados con uno de los conjuntos de N acumuladores, conjuntos para los cuales el conjunto de acumuladores el producto calculado de los valores acumulados está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los productos calculados de valores acumulados.

15. Un aparato según la reivindicación 14, en donde $2 \leq N \leq 32$, y más preferiblemente $4 \leq N \leq 16$.
16. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 13 a 15, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule un segundo vector de orientación local normalizado para cada uno de la pluralidad de píxeles normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del segundo vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles tome un segundo valor predeterminado común, y para operar además en cada matriz de acumuladores mediante:
- 5 la adición, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el segundo valor predeterminado en la dirección predeterminada relativa a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles.
- 10 17. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 13 a 16, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador procese los datos de imagen que definen la imagen de la retina para determinar la localización de la característica anatómica de la retina en la imagen mediante la realización de un proceso adicional de:
- 15 selección de píxeles de entre la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local calculado en cada uno de los píxeles seleccionados exceda un umbral, y mediante:
- el cálculo del vector de orientación local normalizado para cada uno de los píxeles seleccionados normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles seleccionados de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles seleccionados tome un valor común predeterminado; y
- 20 la operación en cada matriz de acumuladores mediante:
- la adición, para cada uno de los píxeles seleccionados, de un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel seleccionado en la imagen por el valor predeterminado en la dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel seleccionado.
- 25 18. Un aparato según la reivindicación 17, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador seleccione los píxeles de la pluralidad de píxeles al seleccionar los píxeles de la pluralidad de píxeles de manera que la magnitud del vector de orientación local calculado en cada uno de los píxeles seleccionados exceda el percentil 50, y más preferiblemente el percentil 80, de las magnitudes de vector de orientación local de los píxeles en la imagen.
- 30 19. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 13 a 18, en donde las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador opere en cada matriz de acumuladores mediante:
- la adición, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, como el valor respectivo, de una ponderación respectiva al acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen recibidos que está desplazado del píxel de la pluralidad de píxeles por el valor predeterminado en la dirección predeterminada en relación con la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles, siendo la ponderación indicativa de la magnitud del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles.
- 35 20. Un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 13 a 19, en donde la característica anatómica de la retina comprende al menos uno de un disco óptico, una unión vascular que conecta al menos dos vasos sanguíneos, una superposición de vasos sanguíneos de la retina y una fovea.
- 40 21. Un aparato según la reivindicación 20, en donde la característica anatómica de la retina comprende el disco óptico, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule el vector de orientación local normalizado para cada píxel de la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel de la pluralidad de píxeles está entre $0,5 DD$ y $2,5 DD$, donde DD es el diámetro del disco óptico.
- 45 22. Un aparato según la reivindicación 21, en donde la imagen es una de una imagen de autofluorescencia de la retina y una imagen de angiograma de fluoresceína de la retina, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule el vector de orientación local normalizado para cada píxel de la pluralidad de píxeles, de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel de la pluralidad de píxeles sea de $0,8 DD$ a $2,4 DD$.
- 50 23. Un aparato según la reivindicación 21, en donde la imagen es una imagen de oftalmoscopio láser de exploración de reflectancia de la retina y una fotografía del fondo de la retina, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador calcule el vector de orientación local normalizado para cada píxel de la pluralidad de píxeles, de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel de la pluralidad de píxeles sea de $0,4 DD$ a $1,2 DD$.

24. Un aparato según la reivindicación 20, en donde la característica anatómica de la retina comprende el disco óptico, y las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador suavice los valores de los acumuladores usando un núcleo que tiene una desviación estándar de 0,1 DD a 0,5 DD, y más preferiblemente de 0,2 DD a 0,4 DD, donde DD es el diámetro del disco óptico.

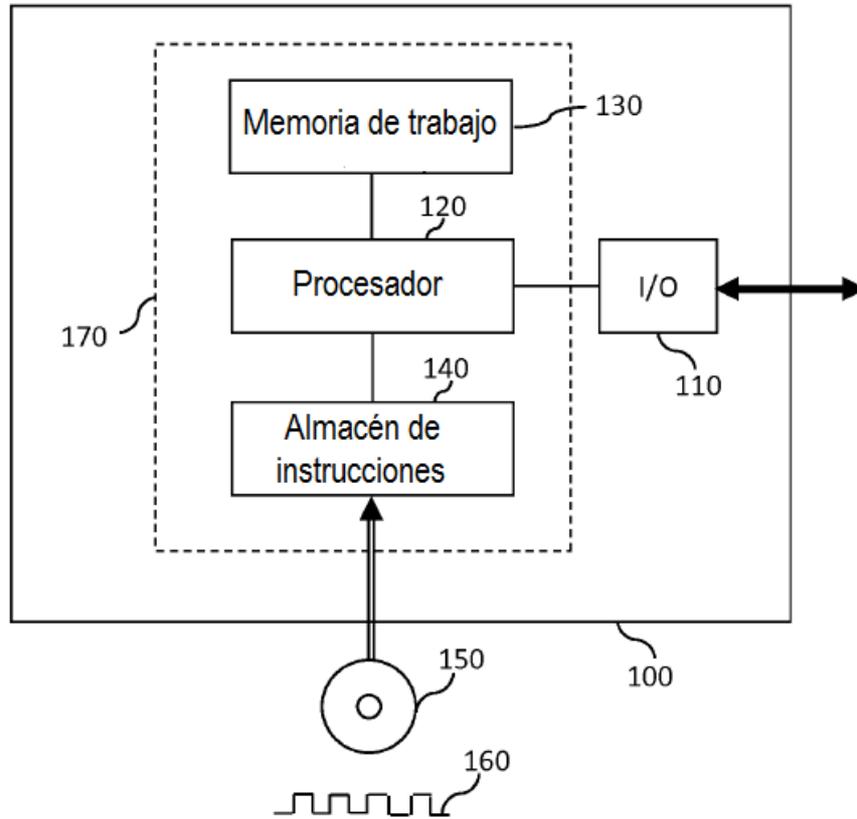


Fig. 1

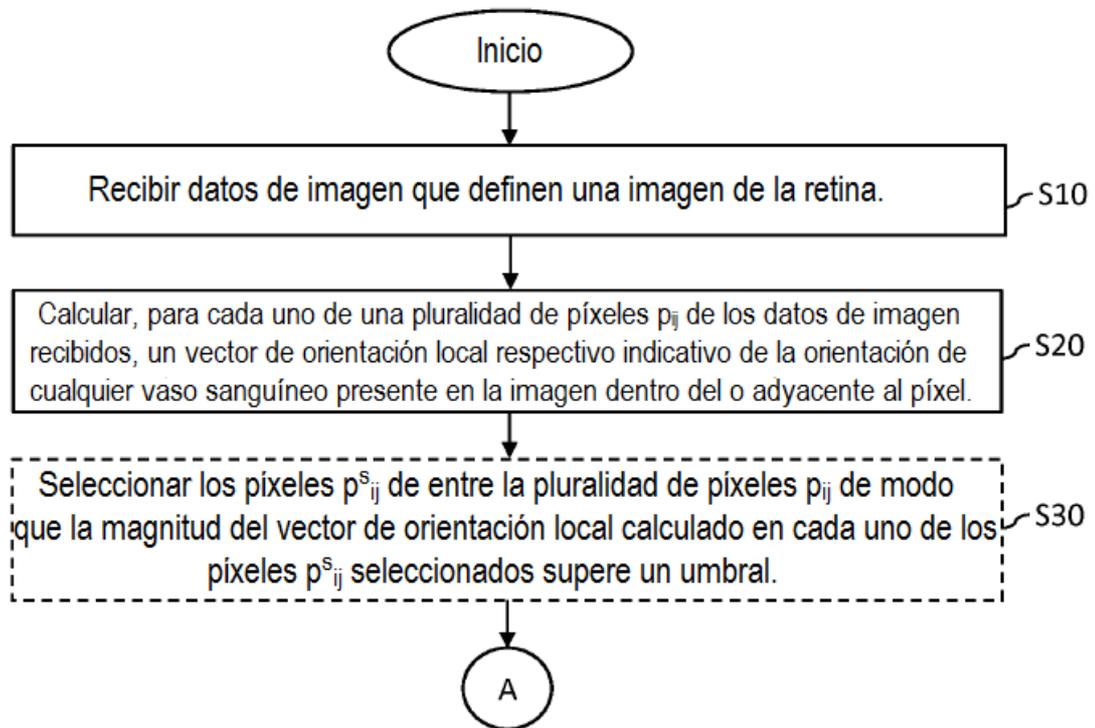


Fig. 2

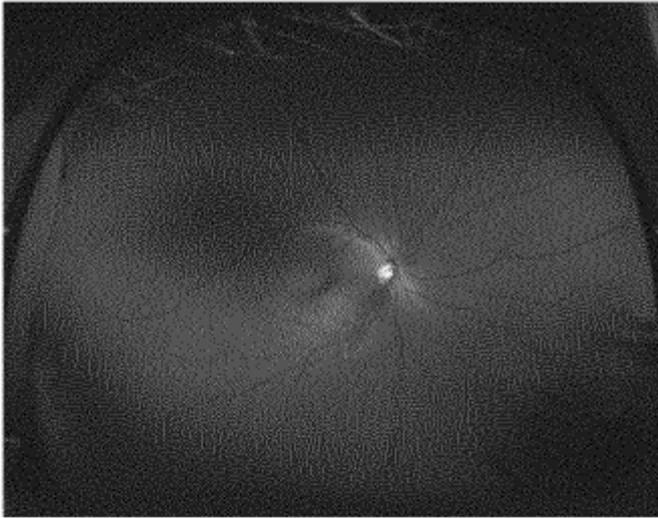


Fig. 3A

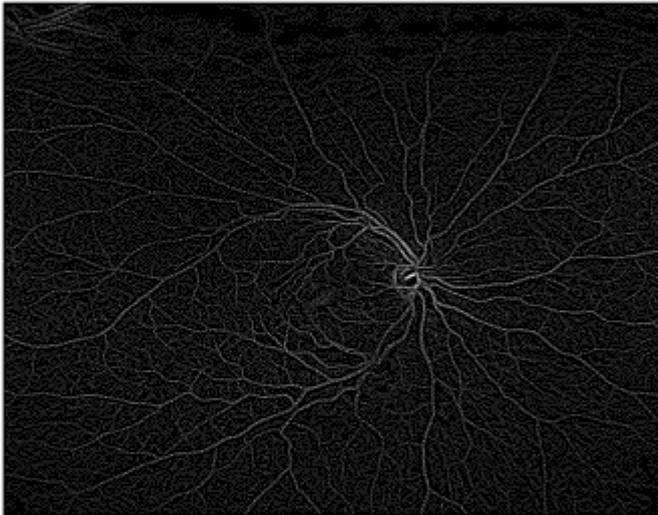


Fig. 3B

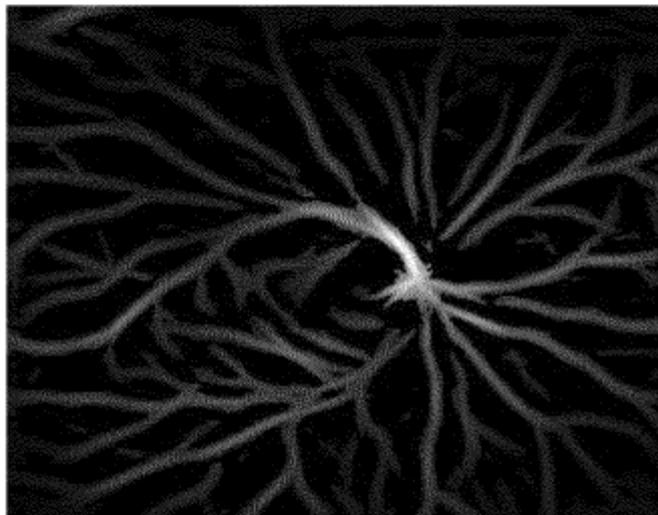


Fig. 3C

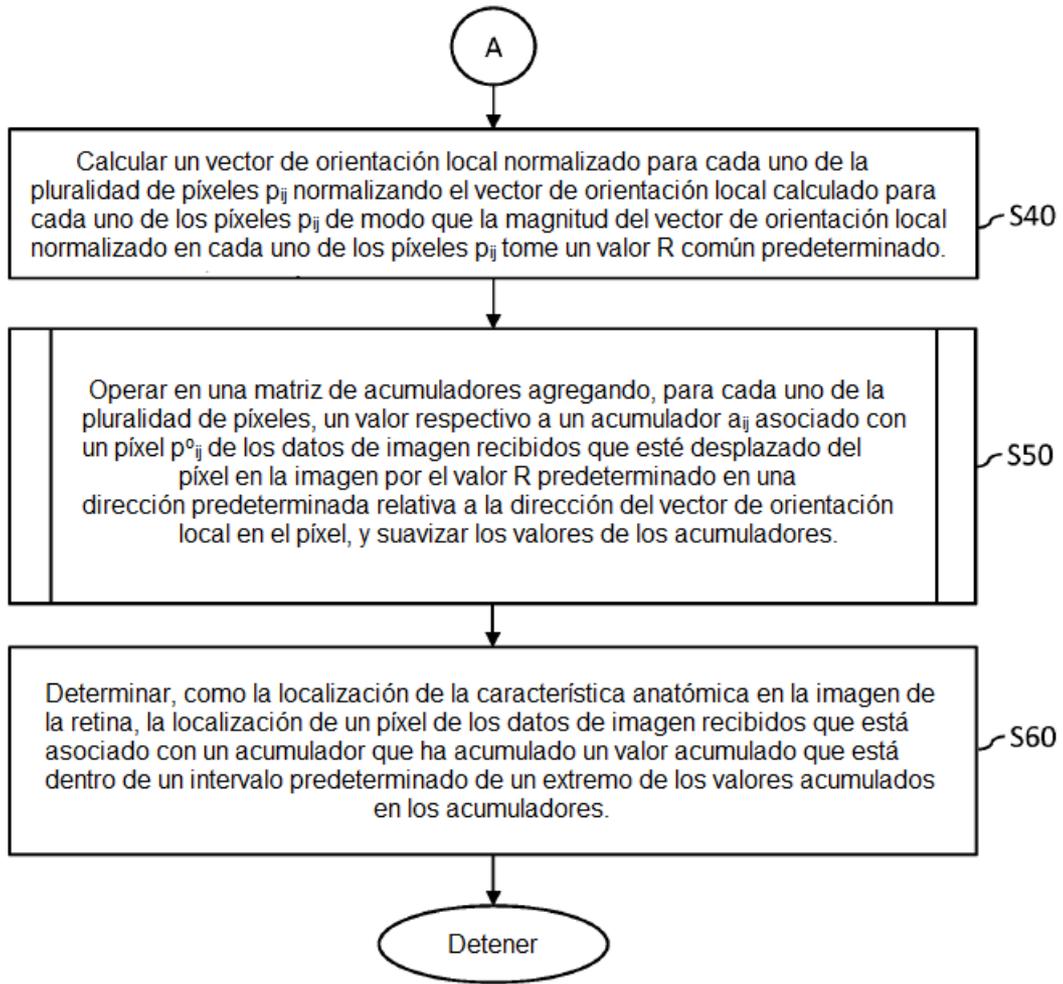


Fig. 4

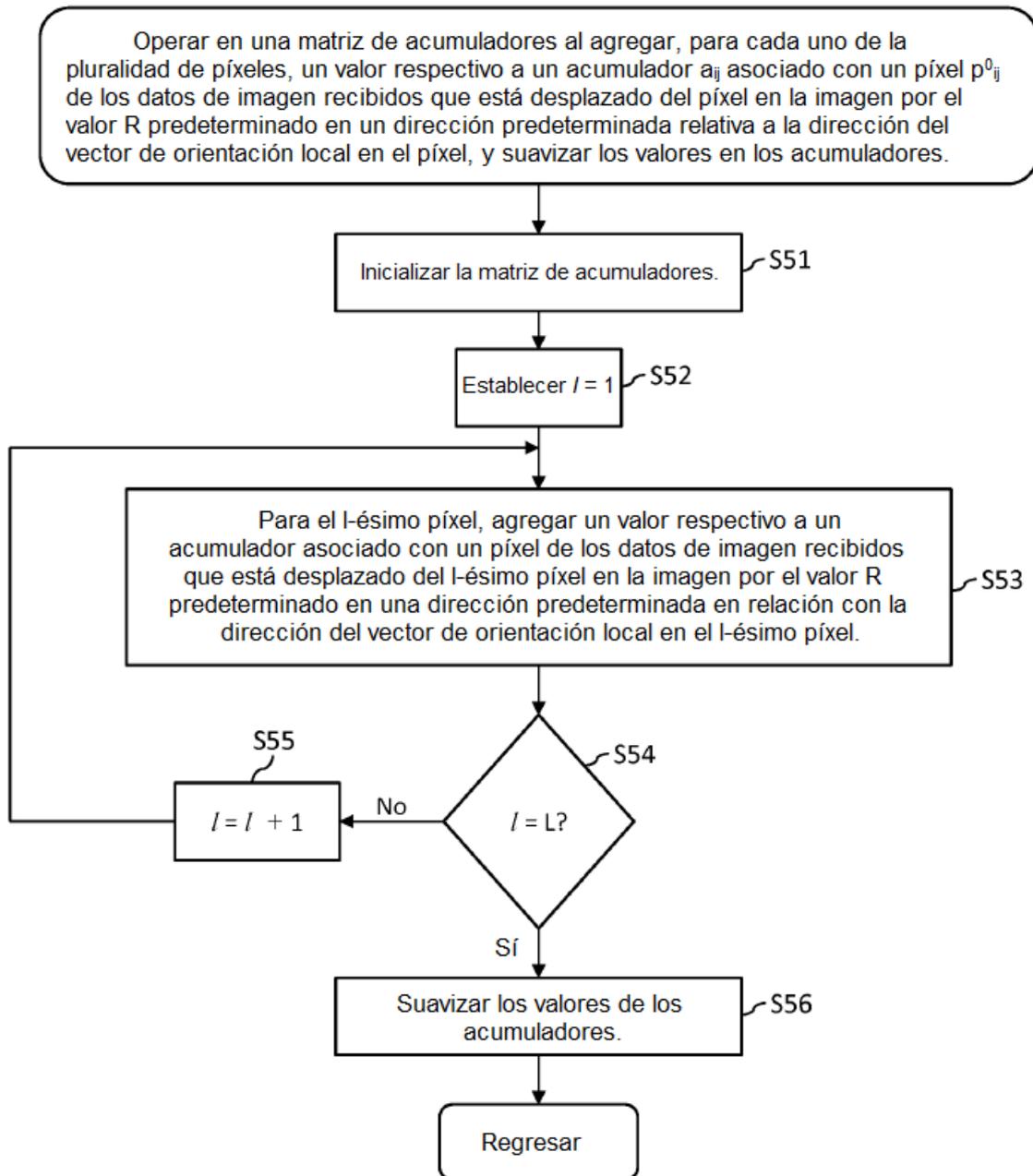


Fig. 5

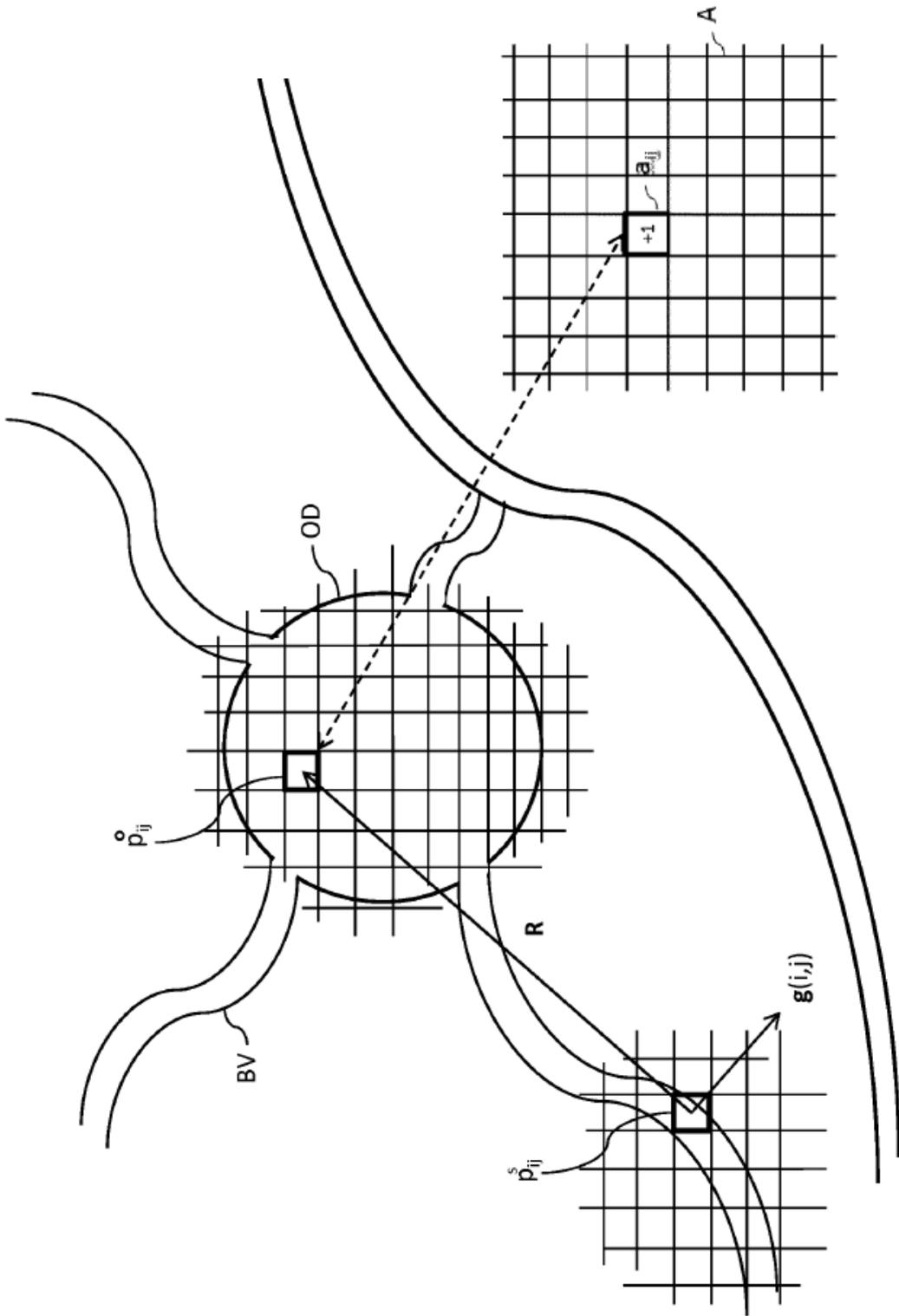


Fig. 6

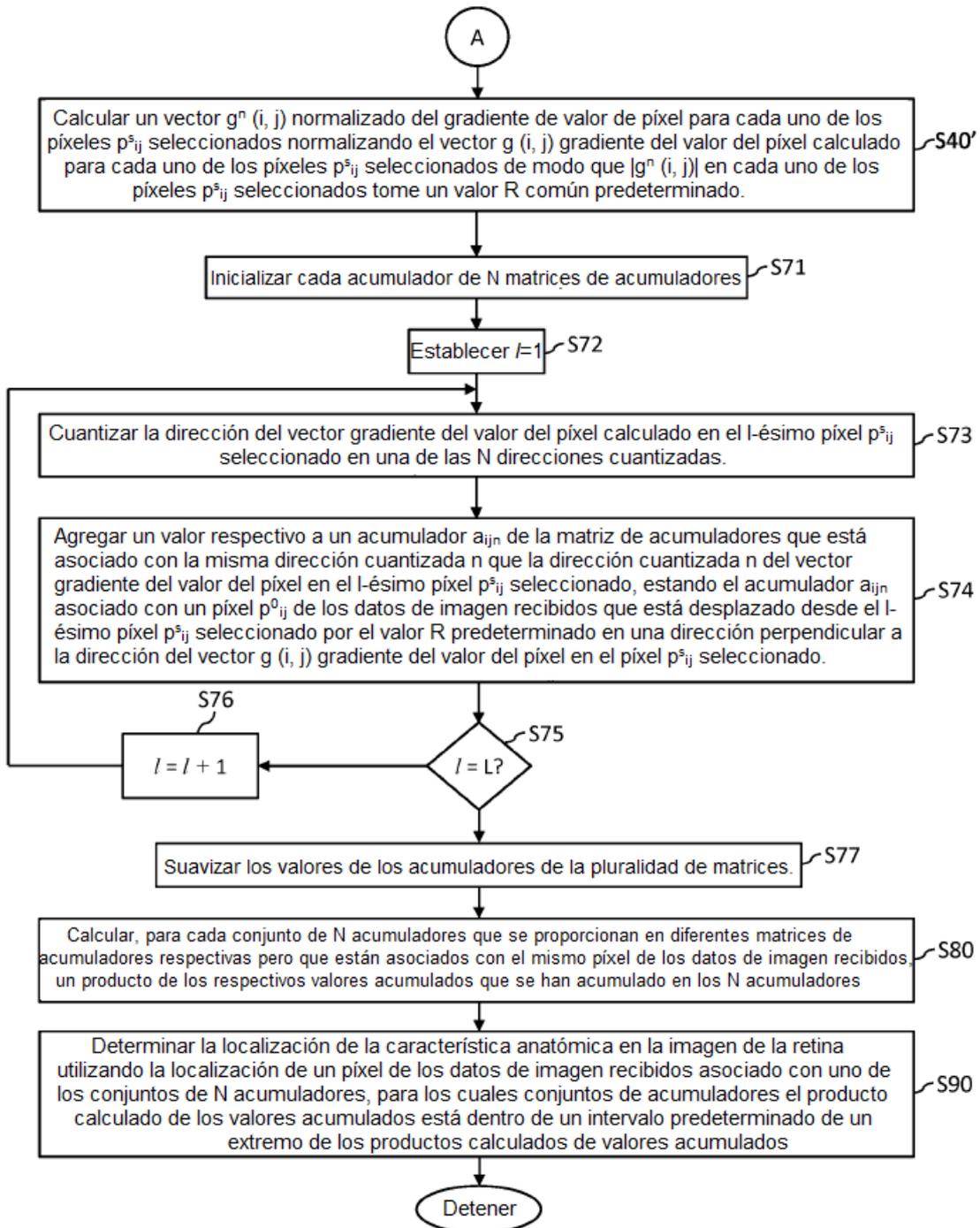


Fig. 7

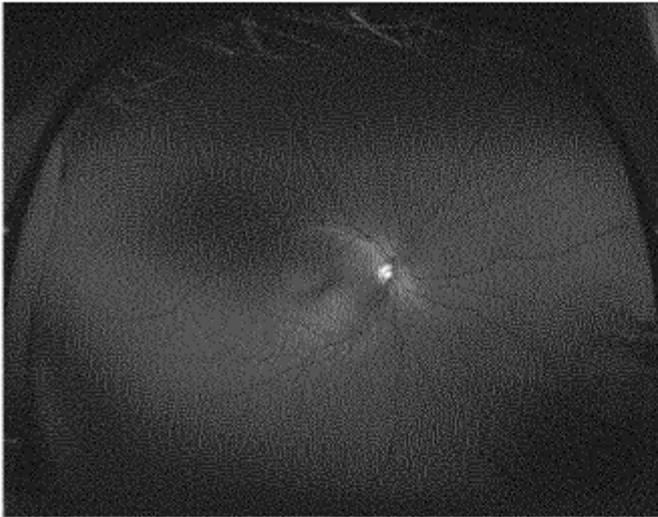


Fig. 8A

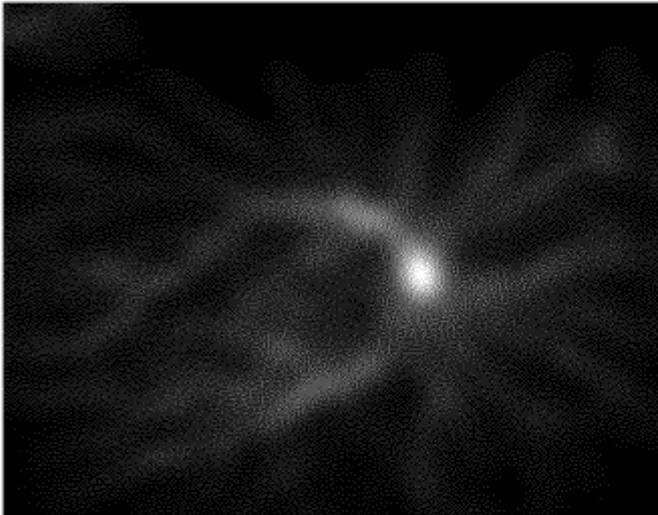


Fig. 8B

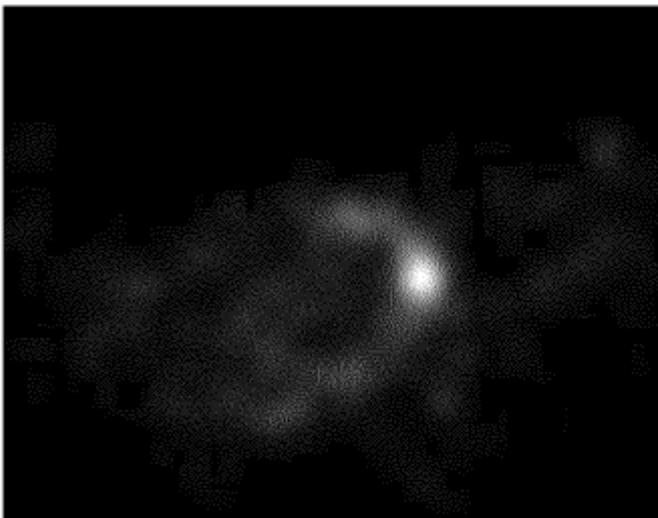


Fig. 8C

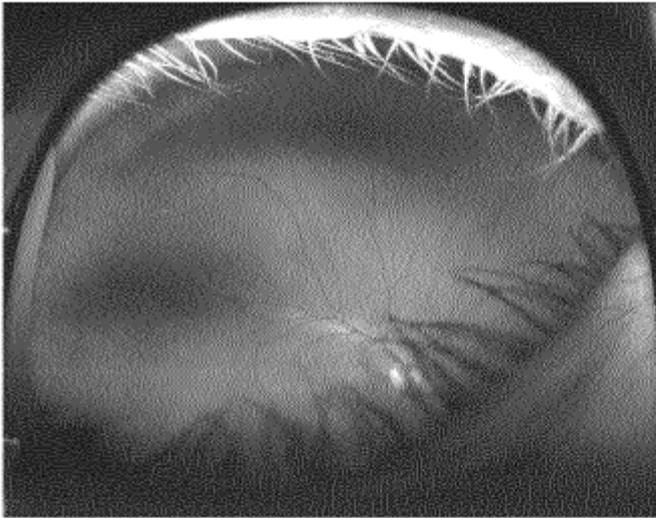


Fig. 9A

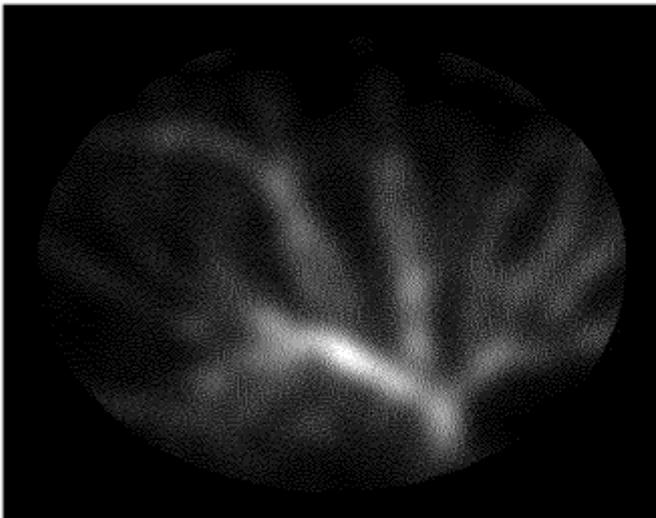


Fig. 9B

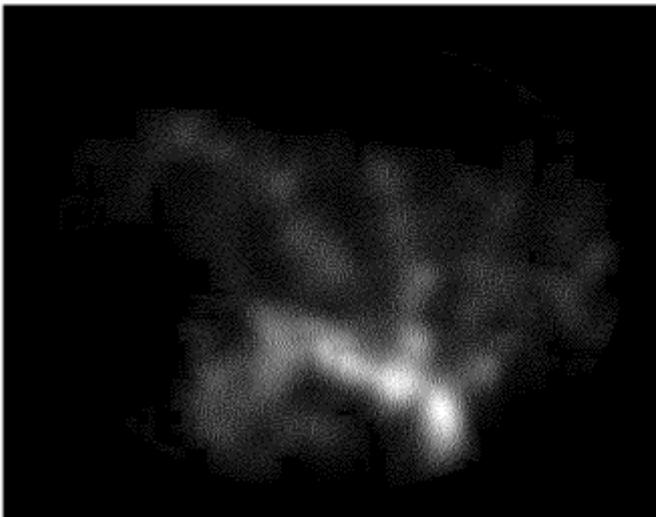


Fig. 9C

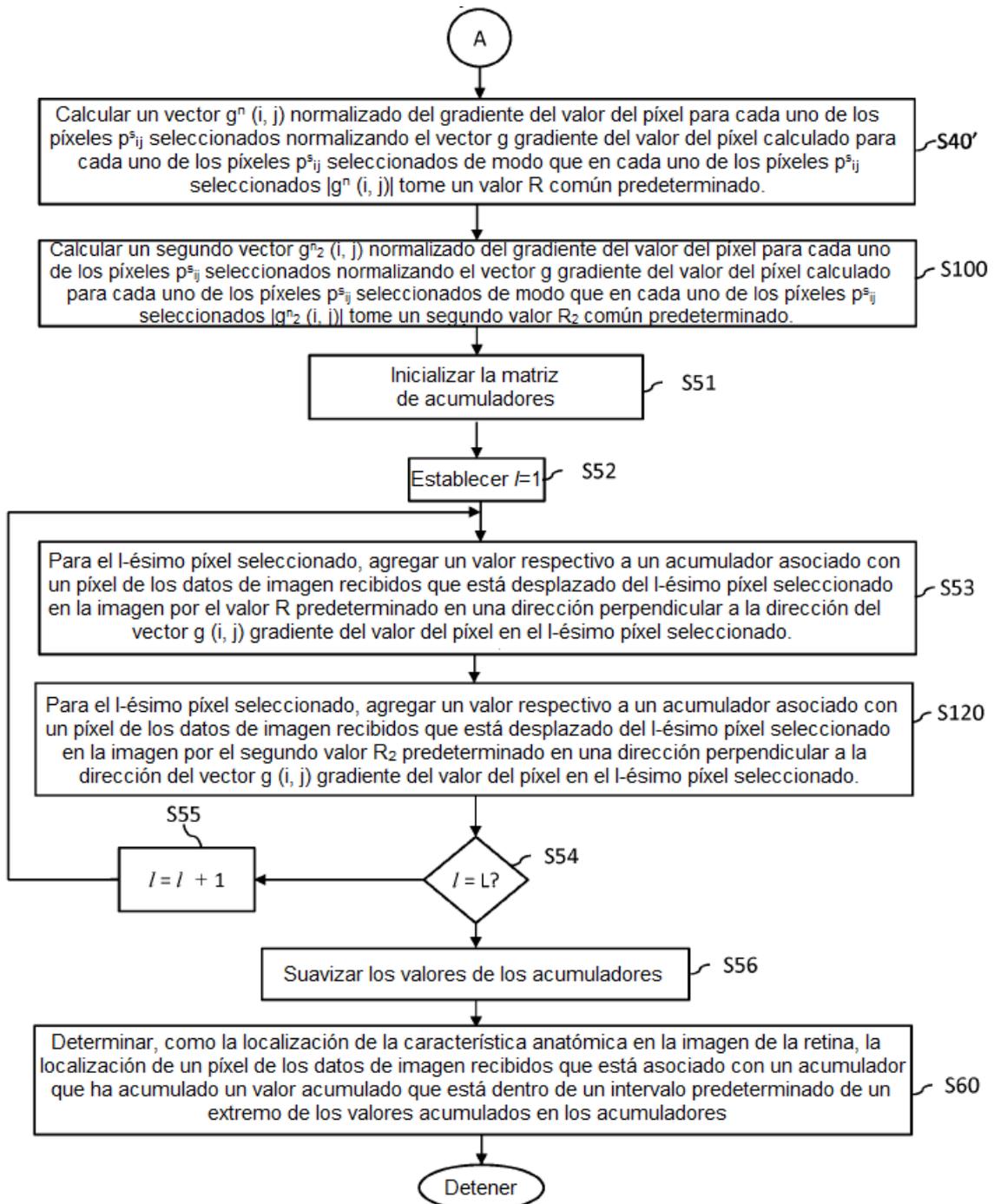


Fig. 10