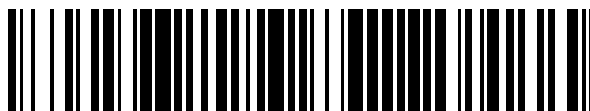


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 790 397**

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/EP2017/059647**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.11.2017 WO17186634**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.04.2017 E 17720737 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.04.2020 EP 3449464**

54 Título: **Procesamiento de imagen retiniana**

30 Prioridad:

26.04.2016 US 201615139179

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

27.10.2020

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 2 790 397 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 imagen retiniana

Campo técnico

5 La presente invención se refiere en general al campo del procesamiento de imágenes médicas y, más particularmente, al procesamiento de una imagen retiniana con el fin de estimar la ubicación de la fovea de la retina dentro de la imagen.

Antecedentes

10 Muchas enfermedades oculares pueden detectarse y diagnosticarse mediante la formación de imágenes retinianas. En una clínica cargada de actividad, no siempre es posible registrar incluso información básica, tal como si la imagen es del ojo izquierdo o derecho. El análisis y la manipulación automatizados de imágenes retinianas es un campo en crecimiento. El análisis automatizado mediante algoritmos computarizados puede proporcionar asistencia a los médicos en forma de modos de detección o presentación mejorada de enfermedades. Muchos métodos automatizados requieren información posicional de los puntos de referencia anatómicos básicos para ayudar a su funcionamiento. 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 de campo de visión de la retina, por ejemplo, para identificar campos de visión y confirmar que estén presentes todos los campos de visión requeridos; (iii) registrar múltiples imágenes retinianas de modo que la ubicación de la enfermedad visible en una modalidad pueda identificarse en otra; (iv) montar múltiples imágenes retinianas para presentar a los médicos una vista más amplia de la retina en una imagen; (v) presentar al usuario una presentación rápida de la retina; y/o (vi) realizar una determinación automatizada de la enfermedad; esto puede ser para que el software funcione sólo 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 El artículo titulado "Automatic detection of retinal anatomy to assist diabetic retinopathy screening" por A.D. Fleming y otros, publicado en Phys. Med. Biol. 52 (2007) 331-345 el 21 de enero de 2007, revela métodos para la ubicación robusta del disco óptico y la fovea. La forma elíptica de los principales vasos sanguíneos de la retina se utiliza para obtener ubicaciones 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 retina. La precisión posicional fue mejor del 0,5 de un diámetro del disco en el 98,4% de los casos para la ubicación del disco óptico, y en el 96,5% de los casos para la ubicación 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.

30 La referencia también se dirige a "Computer Vision - Chapter 10 Image Segmentation" de G.L. Shapiro y otros, marzo de 2000.

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

40 Compendio

45 En vista de las deficiencias de los métodos y dispositivos de procesamiento de imágenes retinianas convencionales resumidos anteriormente, el presente inventor ha ideado un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que almacena instrucciones de un programa informático que, cuando es ejecutado por un procesador, hace que el procesador procese datos de imagen que definen una imagen de una estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fovea de la retina en la imagen al: recibir los datos de imagen; transformar los datos de imagen recibidos de modo que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen recibidos; calcular, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen transformados, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen en o junto al píxel; calcular 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 adopte un valor predeterminado común; operar sobre una matriz de acumuladores, en el que cada acumulador en la formación está asociado con un píxel respectivo de la imagen transformada, (i) para cada uno de la pluralidad de píxeles, añadir un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen transformados que está desplazado respecto del píxel de la pluralidad de píxeles en 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) alisar los valores en los acumuladores; y estimar la ubicación de la fovea en la imagen de la retina usando la ubicación de un píxel de los

datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores.

El inventor ha ideado además un aparato de procesamiento de imágenes que comprende un procesador y una memoria, almacenando la memoria unas instrucciones ejecutables por el procesador mediante las cuales el procesador es operativo para procesar datos de imagen que definen una imagen de una estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fóvea de la retina en la imagen al: recibir los datos de imagen; transformar los datos de imagen recibidos de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen recibidos; calcular, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen transformados, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen en o junto al píxel; calcular 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 adopte un valor predeterminado común; operar sobre una matriz de acumuladores, en el que cada acumulador en la matriz está asociado con un píxel respectivo de los datos de imagen transformados, al (i), para cada uno de la pluralidad de píxeles, añadir un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel del datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en 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) alisar los valores en los acumuladores; y estimar la ubicación de la fóvea en la imagen de la retina usando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores.

En una realización del aparato de procesamiento de imágenes, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden hacer que el procesador realice, antes de transformar los datos de imagen recibidos, unos procesos adicionales de: (i) procesar los datos de imagen recibidos para generar datos de imagen de menor resolución espacial que definen una imagen de menor resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina; y (ii) generar datos de imagen filtrados filtrando los datos de imagen de menor resolución espacial para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen de menor resolución espacial. El procesador puede transformar los datos de imagen filtrados de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen recibidos.

En esta realización, las instrucciones, cuando se ejecutan por el procesador, pueden hacer que el procesador realice, al menos una vez, antes de transformar los datos de imagen recibidos, unos procesos adicionales de: (iii) procesar los datos de imagen filtrados para generar datos de imagen filtrados de menor resolución espacial que definen una imagen de baja resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina; (iv) filtrar los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial, en donde los datos de imagen filtrados procesados en cualquier repetición del proceso (iii) son los datos de imagen filtrados generados en la realización anterior del proceso (iv), y en donde los datos de imagen filtrados transformados por el procesador son los datos de imagen filtrados generados en la realización final del proceso (iv). Las instrucciones, cuando se ejecutan por el procesador, pueden hacer que el procesador reduzca el tamaño de los datos de imagen recibidos en un factor de 1,4 a 4 en la realización del proceso (i), y que reduzca el tamaño de los datos de imagen filtrados en un factor de 1,4 a 4 en cada realización del proceso (iii).

En el aparato de procesamiento de imágenes o en cualquiera de las realizaciones expuestas anteriormente, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según una realización adicional, hacer que el procesador opere sobre una pluralidad, N, de matrices de acumuladores, donde N es un número entero igual al menos a 2, y en el que: cada una de las matrices de acumuladores está asociada con una respectiva de N direcciones cuantizadas para el vector de orientación local; y 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 transformados. Las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden hacer que el procesador opere sobre la pluralidad de matrices de acumuladores, para cada uno de la pluralidad de píxeles: cuantizando la dirección del vector de orientación local calculado en el píxel en uno de las N direcciones cuantizadas; y añadir un valor respectivo a un acumulador de una matriz de acumuladores que está asociada con la misma dirección cuantizada que la dirección cuantizada del vector de gradiente de valor de píxel en el píxel, estando asociado el acumulador con un píxel de los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en 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 al alisar los valores en los acumuladores de la pluralidad de matrices.

Las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden hacer además que el procesador: calcule adicionalmente, para cada conjunto de N acumuladores que se disponen en diferentes matrices de acumuladores respectivos, pero que están asociados con el mismo píxel de los datos de imagen transformados, un producto de los valores acumulados respectivos que se han acumulado en los N acumuladores; y estime la ubicación de la fóvea en la imagen de la retina utilizando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados asociados con uno

de los conjuntos de N acumuladores, para cuyo conjunto de acumuladores el producto calculado de valores acumulados está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los productos calculados de valores acumulados. Preferiblemente, $2 \leq N \leq 32$, y más preferiblemente $4 \leq N \leq 16$.

5 En el aparato de procesamiento de imágenes o en cualquiera de las realizaciones expuestas anteriormente, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según una realización adicional, hacer 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 adopte un segundo valor predeterminado común, y para que opere adicionalmente sobre la matriz de acumuladores al añadir, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en el segundo valor predeterminado en la dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles.

15 En el aparato de procesamiento de imágenes o en cualquiera de las realizaciones expuestas anteriormente, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según otra realización, hacer que el procesador procese los datos de imagen con el fin de estimar la ubicación de la fóvea de la retina en la imagen realizando un proceso adicional de seleccionar píxeles de entre la pluralidad de píxeles de los datos de imagen transformados de tal manera que la magnitud del vector de orientación local calculado en cada uno de los píxeles seleccionados exceda un umbral, y de calcular el 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 adopte un valor predeterminado común; y operar sobre la matriz de acumuladores al, para cada uno de los píxeles seleccionados, añadir un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel seleccionado en la imagen en el valor predeterminado en la dirección predeterminada con relación a la dirección del vector de orientación local en el píxel seleccionado. En este caso, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según una realización adicional, hacer que el procesador seleccione los píxeles de entre la pluralidad de píxeles de tal 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 En el aparato de procesamiento de imágenes o en cualquiera de las realizaciones expuestas anteriormente, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según una realización adicional, hacer que el procesador opere sobre cada matriz de acumuladores al añadir, para cada píxel de la pluralidad de píxeles,, como el valor respectivo, una ponderación respectiva al acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen transformados que está apartada del píxel de la pluralidad de píxeles en el valor predeterminado en la dirección predeterminada con relación a 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.

40 En el aparato de procesamiento de imágenes o en cualquiera de las realizaciones expuestas anteriormente, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según otra realización, hacer 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 DFD y 1,3 DFD, donde DFD es la distancia entre la fóvea y el centro de un disco óptico en la imagen definida por los datos de imagen recibidos.

45 En el aparato de procesamiento de imágenes o en cualquiera de las realizaciones expuestas anteriormente, las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, pueden, según otra realización, hacer que el procesador alise los valores en los acumuladores usando un núcleo que tiene una desviación estándar de 0,02 DFD a 0,5 DFD, y más preferiblemente 0,075 DFD a 0,25 DFD, donde DFD es la distancia entre la fóvea y el centro de un disco óptico en la imagen definida por los datos de imagen recibidos.

Breve descripción de los dibujos

50 Las realizaciones de la invención se explicarán ahora en detalle, sólo 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;

55 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 estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fóvea en la imagen;

Las figuras 3A a 3C muestran resultados de operaciones de filtrado realizadas en el paso S20 en la figura 2;

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 S70 en la figura 4;

La figura 6 es un esquema que ilustra la relación entre los píxeles p_{ij}^s y p_{ij}^o de una imagen retiniana y un acumulador a_{ij} de una matriz de acumuladores descritos en la presente memoria;

5 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 estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fovea en la imagen; y

10 La figura 8 es otra 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 estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar la ubicación de la fovea en la imagen.

Descripción detallada de realizaciones

Realización 1

15 La figura 1 ilustra un aparato de procesamiento de imágenes según una primera realización, que está configurado para procesar datos de imagen que definen una imagen de una estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fovea de la retina en la imagen. Las dos arcadas vasculares temporales (a saber, las arcadas vasculares temporales superior e inferior, comprendiendo cada una de ellas una vena y una arteria) que se encuentran en la retina del ojo definen una estructura vascular que sigue una trayectoria generalmente elíptica a medida que los vasos sanguíneos se ramifican desde el disco óptico, estando rodeada la mácula del ojo por esta trayectoria elíptica, y estando localizado el centro de la mácula (es decir, la fovea) aproximadamente en el centro de la elipse. El aparato de procesamiento de imágenes de la presente realización explota la geometría de esta estructura vascular en imágenes retinianas, usándola para estimar la ubicación de la fovea al determinar la ubicación de un píxel que es indicativo de la ubicación de la fovea.

20 El aparato de procesamiento de imágenes de la presente realización forma parte de un aparato de procesamiento de señal programable, como se ilustra esquemáticamente en la figura 1. El aparato de procesamiento de señal 100 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 generar la ubicación determinada del píxel que es indicativa de la ubicación de la fovea, o como resultado de otras operaciones de procesamiento basadas en ella, por ejemplo: (i) una estimación más refinada de dónde es probable que se encuentra la fovea (que puede corresponderse con la ubicación de un píxel que está separado del píxel mencionado anteriormente por un vector de desplazamiento predeterminado); (ii) una determinación de si la imagen es del ojo derecho o del ojo izquierdo; y/o (iii) una estimación de dónde se encuentra la mácula en la imagen. La determinación de si la imagen es del ojo derecho o del ojo izquierdo se puede determinar comparando la ubicación determinada del píxel que es indicativa de la ubicación de la fovea con, por ejemplo, el centro de la imagen, con una ubicación determinada del disco óptico, o con la ubicación de un oscurecimiento prominente en la imagen, utilizando técnicas conocidas por los expertos en la técnica.

25 El aparato de procesamiento de señal 100 comprende además un procesador 120, una memoria de trabajo 130 y un almacén de instrucciones 140 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 para determinar la ubicación de la fovea en la imagen retiniana. La sección E/S 110, la memoria de trabajo 130 y el almacén de instrucciones 140 están conectados de forma transmisible al procesador 120, como se muestra en la figura 1. El almacén de instrucciones 140 puede comprender una ROM que está precargada con las instrucciones legibles por ordenador. Alternativamente, el almacén de instrucciones 140 puede comprender una RAM o un tipo similar de memoria, y las instrucciones legibles por ordenador pueden ingresarse 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 porta las instrucciones legibles por ordenador. El aparato de procesamiento de señal 100 puede, por ejemplo, formar parte de un ordenador personal (PC) o un servidor de red, y puede comprender otros componentes que son bien conocidos (por ejemplo, pantalla, dispositivo(s) de entrada, etc.). En la presente realización, la combinación 170 de los componentes de hardware mostrados en la figura 1, que comprenden el procesador 120, la memoria de trabajo 130 y el almacén de instrucciones 140, 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.

30 La figura 2 es un diagrama de flujo que ilustra una primera parte de un proceso mediante el cual el aparato de procesamiento de imágenes 170 procesa datos de imagen que definen una imagen de una estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fovea de la retina, que puede ser 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 una estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina a través de la sección E/S 110. Los datos de imagen adquiridos pueden definir una imagen retiniana que puede ser una de una serie de tipos diferentes que conocen 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 de reflectancia (SLO) de la retina, o una fotografía en color del fondo de la retina, y puede proporcionar una vista de campo ultra ancho de la retina.

Luego, el procesador 120 puede proceder a generar datos de imagen filtrados en un paso opcional S20, en el que el procesador 120 puede preprocesar los datos de imagen retiniana recibidos para mejorar la vasculatura en la imagen, utilizando técnicas conocidas por los expertos en la técnica, por ejemplo, como se describe en el capítulo 8 del libro "Automated Image Detection of Retinal Pathology" de H. Jelinek y M.J. Cree (CRC Press, 1 de enero de 2009). Por ejemplo, puede usarse el núcleo Gabor de valor complejo

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

para generar imágenes convolucionadas, tomando el valor de θ cada valor $2\pi a/N$ 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 no resulta perjudicial reducir N a 6 en el preprocesamiento de imágenes RG). Los valores utilizados para los otros parámetros en el núcleo Gabor g pueden ser, por ejemplo:

$$\sigma = 2.75\sqrt{s}, \gamma = 0.37, \lambda = 7s, \psi = 0.$$

El parámetro s establece la escala. Se encontró que el valor de $s = 2$ era muy adecuado para el preprocesamiento de imágenes Optomap^{MR}. Sin embargo, el valor ideal de s depende del aumento de la imagen (o la dimensión real en micras por píxel) y esto es variable entre modalidades de formación de imágenes y 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, las mejoras de los vasos resultantes en cada valor de s pueden combinarse, por ejemplo, por adición de píxel por píxel.

En este ejemplo, cada núcleo Gabor genera una matriz de imágenes de valores complejos mediante la 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:

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

Este es el ángulo localmente dominante (discretizado) para píxeles en un vaso, es decir, la orientación del vaso.

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

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

Otra forma de filtrado lineal, filtrado no lineal y/o normalización puede aplicarse alternativamente en la etapa de preprocesamiento. 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 cambios graduales de intensidad de la imagen, tales como las 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 global, el contraste medio global o el histograma de imagen, o para reducir la variación en una sola imagen de parámetros, tales como el brillo de imagen local, el contraste local o el histograma local.

El procesador 120 puede, como en la presente realización, generar los datos de imagen filtrados en el paso S20 procesando, en primer lugar, los datos de imagen recibidos para generar datos de imagen de menor resolución espacial que definen una imagen de menor resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina. Esto puede hacerse de cualquier manera adecuada utilizando técnicas conocidas por los expertos en la técnica, por ejemplo, muestreando adecuadamente los datos de imagen recibidos y (si es necesario) aplicando cualquier forma deseada de interpolación (por ejemplo, interpolación bilineal), antialiasado espacial, etc. El procesador 120 puede reducir la resolución espacial de los datos de imagen recibidos en un factor de 1,4 a 4, y más preferiblemente a 2 (como en la presente realización). El procesador 120 puede generar entonces los datos de imagen filtrados filtrando los datos de imagen de menor resolución espacial generados para mejorar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen de menor resolución espacial usando, por ejemplo, las técnicas descritas anteriormente.

El procesador 120 puede entonces realizar unos procesos adicionales para: (i) procesar los datos de imagen filtrados para generar datos de imagen filtrados de menor resolución espacial que definen una imagen de baja resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina (reduciéndose de nuevo la resolución espacial preferiblemente en un factor de 1,4 a 4, más preferiblemente de 2); y (ii) filtrar los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial generados en el proceso (i) para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial, en donde los datos de imagen filtrados procesados en cualquier repetición del proceso (i) son los datos de imagen filtrados generados en la realización anterior del proceso (ii). De esta manera, los procesos (i) y (ii) se pueden realizar de forma iterativa, dos o más veces (y preferiblemente dos veces), sirviendo la salida del proceso (ii) en una iteración como entrada para su procesamiento (i) en la siguiente iteración. En las figuras 3A, 3B y 3C se muestran, respectivamente, ejemplos de la mejora de imagen inicial y dos repeticiones sucesivas de los procesos (i) y (ii), en los que las imágenes alisadas resultantes se han dimensionado con las mismas dimensiones.

El proceso continúa luego con el paso S30, en el que el procesador 120 transforma los datos de imagen filtrados generados al final de los procesos descritos anteriormente en el paso S20 (o los datos de imagen recibidos en las realizaciones en las que se omite el paso S20) de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados es más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen filtrados (o los datos de imagen recibidos, según sea el caso). Esta transformación puede realizarse disminuyendo la resolución de los datos de imagen filtrados en la dirección horizontal o vertical de la imagen en una cantidad requerida para hacer que la estructura vascular sea más circular en la imagen, utilizando técnicas conocidas por los expertos en la técnica. Hacer que la estructura vascular en la imagen sea más circular permite utilizar las operaciones de procesamiento simplificadas que se describen a continuación, en lugar de cálculos computacionalmente más complejos y caros de lo que sería necesario con el fin de estimar la ubicación de la fóvea en una imagen en la que la estructura vascular es elíptica.

En el paso S40 en la figura 2, el procesador 120 calcula, para cada uno de una pluralidad de píxeles p_{ij} de la imagen transformada (donde i y j representan la columna y la fila de la matriz de píxeles, respectivamente), un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen en, o adyacente a, el píxel (en otras palabras, cualquier vaso sanguíneo que pueda estar presente en la imagen en, o cerca de, (por ejemplo, dentro de un número predeterminado de uno o más píxeles respecto de) el píxel. Tal vector de orientación local se puede averiguar de varias maneras diferentes, usando técnicas conocidas por los expertos en la técnica. La orientación local y la intensidad del borde se pueden evaluar utilizando derivadas de primer orden o de segundo orden de la intensidad de imagen, por ejemplo. Las derivadas de primer orden se pueden calcular por convolución con un Sobel u otro núcleo (como se discutió anteriormente). La orientación local es entonces el arcotangente de la relación del componente y y el 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 del componente y y el componente x del vector propio con el valor propio más grande de la matriz de Hesse:

$$\begin{bmatrix} \frac{d^2 z}{dx^2} & \frac{d^2 z}{dydx} \\ \frac{d^2 z}{dxdy} & \frac{d^2 z}{dy^2} \end{bmatrix}$$

donde z es la intensidad de imagen.

Por ejemplo, el vector de orientación local se puede calcular encontrando el vector propio de la matriz de Hesse en cada píxel que tiene el valor propio más grande. Alternativamente, el vector de orientación local puede, como en la presente realización, adoptar la forma del vector de gradiente de valor de píxel, que tiende a tener una gran magnitud en la región límite de un vaso sanguíneo en la imagen retiniana, donde los valores de píxel cambian relativamente rápido de un píxel al siguiente en la dirección perpendicular a la orientación local del segmento de vaso sanguíneo (es decir, a lo largo u de manera opuesta a la dirección de flujo del vaso sanguíneo; en otras

palabras, la dirección a lo largo de la cual el vaso sanguíneo se extiende en la imagen), y generalmente es pequeño lejos de los vasos sanguíneos. El vector de gradiente de valor de píxel en un píxel en una región de la imagen retiniana 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.

5 Así, en la presente realización, el procesador 120 calcula en el paso S40, para cada uno de la pluralidad de píxeles p_{ij} de los datos de imagen transformados, un vector de gradiente de valor de píxel respectivo $g(i,j)$ (en otras palabras, el gradiente de la 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, apuntando el vector de gradiente de valor de píxel g en cualquier píxel en la dirección de mayor incremento de la función en ese píxel, siendo la magnitud del vector de gradiente de valor de píxel, $|g|$, la pendiente de la función en esa dirección. Como se señaló anteriormente, en una imagen de una retina, la magnitud del vector de gradiente de valor de píxel será generalmente más alta en los bordes de un vaso sanguíneo, donde hay un cambio rápido en los valores de píxel en la dirección perpendicular a la dirección a lo largo de la cual se extiende el vaso sanguíneo.

15 Puede usarse cualquier técnica bien conocida para calcular el vector de gradiente de valor de píxel g , por ejemplo, como se describe en "Digital Image Processing" de R.C. Gonzalez y RE Woods (Pearson, 31 de agosto de 2007) o "Digital Image Processing and Computer Vision" de 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 de gradiente x e y , la magnitud del gradiente y la orientación del gradiente. La pluralidad de píxeles p_{ij} en la que se calcula el vector de gradiente de valor de píxel $g(i,j)$ en el paso S40 puede abarcar todos los píxeles de los datos de imagen transformados, o solo algunos de esos píxeles. El procesador 120 puede emplear, por ejemplo, una máscara que define una o más regiones de la imagen transformada (por ejemplo, una región periférica de la imagen), en qué región(es) no debe realizarse el cálculo del vector de gradiente de valor de píxel g .

25 El proceso puede, como en la presente realización, avanzar a continuación a un paso opcional S50, en el que el procesador 120 selecciona píxeles $p^{s_{ij}}$ de entre la pluralidad de píxeles p_{ij} de tal manera que la magnitud del vector de orientación local (en esta realización, vector de gradiente de valor de píxel calculado $g(i,j)$) en cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ excede un umbral. Este paso opcional descalifica los píxeles en los que el vector de orientación local (es decir, $|g|$) es pequeño (es decir, píxeles que es poco probable que estén ubicados dentro de un vaso sanguíneo o en un borde de un vaso sanguíneo) de las operaciones de procesamiento adicionales que se describen a continuación, lo que ahorra recursos computacionales y, además, permite estimar la ubicación de la fovea con mayor precisión. El procesador 120 puede, por ejemplo, seleccionar los píxeles $p^{s_{ij}}$ de entre la pluralidad de píxeles p_{ij} , de tal manera que la magnitud del vector de gradiente de valor de píxel calculado $g(i,j)$ en cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ exceda un percentil predeterminado de las magnitudes de vector de gradiente de valor de píxel de los píxeles p_{ij} . El percentil predeterminado puede ser el percentil 50, o puede ser, como en la presente realización, más preferiblemente el percentil 80.

35 Continuando con el paso S60 en la figura 4, el procesador 120 calcula un vector de orientación local normalizado para cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ normalizando el vector de orientación local calculado para cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$, de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ adopta un valor predeterminado que es el mismo para todos los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$. Cuando se omite el paso S50, 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 $p^{s_{ij}}$ de modo que la magnitud del vector de orientación local normalizado en cada píxel adopte un valor predeterminado que es el mismo para todos los píxeles.

45 Como el vector de orientación local es, a modo de ejemplo, el vector de gradiente de valor de píxel en la presente realización, el procesador calcula en el paso S60 un vector de gradiente de valor de píxel normalizado $g^n(i,j)$ para cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ normalizando el vector de gradiente de valor de píxel $g(i,j)$ calculado para cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ de modo que la magnitud del vector de gradiente de valor de píxel normalizado, $|g^n(i,j)|$, en cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ adopte un valor predeterminado que es el mismo para todos los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$. Por lo tanto, $|g^n(i,j)|$ es el mismo para todos los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$, mientras que la orientación de g^n dependerá del gradiente de valor de píxel local en cada píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ y, por lo tanto, diferirá generalmente entre los píxeles seleccionados. El procesador 120 calcula preferiblemente el vector de gradiente de valor de píxel normalizado g_n (u otra forma de vector de orientación local, como se indicó anteriormente) para cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$, de modo que la magnitud de dicho vector (es decir, R) en cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ esté entre 0,5 DFD y 1,3 DFD, donde DFD es la distancia entre la fovea y el centro del disco óptico en la imagen recibida de la retina (expresada en términos de una cantidad de píxeles, por ejemplo). El valor de DFD puede determinarse fácilmente (por ejemplo, inspeccionando una imagen de la retina), y utilizarlo posteriormente en el procesamiento automático de la misma imagen u otras imágenes que se han obtenido en condiciones similares, utilizando las técnicas descritas en la presente memoria. En otras palabras, puede determinarse un valor adecuado de la unidad DFD, que se ha de utilizar para procesar automáticamente un lote de imágenes retinianas, examinando manualmente un conjunto de imágenes de entrenamiento que son representativas de las imágenes en el lote para obtener una medida adecuada de DFD, que luego podría usarse en el procesamiento del lote de imágenes.

En el proceso S70, 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 a_{ij} puede añadir cada valor recibido a una suma de cualesquiera valores recibidos previamente calculado de ese modo (en otras palabras, el acumulador a_{ij} puede actualizar su valor 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 S70. Sin embargo, en otras realizaciones, se puede inicializar alternativamente cada acumulador a_{ij} para almacenar un valor inicial que es un número positivo suficientemente grande, y añadir valores enteros negativos recibidos posteriormente al valor almacenado (o deducir los valores positivos recibidos desde el valor almacenado), disminuyendo así efectivamente el valor almacenado con cada valor que recibe. En este caso, el valor acumulado al final de las operaciones en el paso S70 también es indicativo de una acumulación de los valores recibidos.

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

En el paso S70, el procesador 120 opera sobre la matriz de acumuladores añadiendo, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, un valor respectivo a un acumulador a_{ij} asociado con un píxel p_{ij} de los datos de imagen transformados que está desplazado (es decir, separados por un vector de desplazamiento) del píxel de la pluralidad de píxeles en 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, mediante el alisado de los valores en los acumuladores a_{ij} . El proceso S70 se describirá ahora con más detalle con referencia a las figuras 5 y 6.

Con referencia, en primer lugar, a la figura 5, en el paso S71, 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, añaden los valores negativos recibidos a) un valor inicial (de arranque), cada acumulador a_{ij} está configurado para almacenar el valor inicial en el paso S71.

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

Luego, en el paso S73, el procesador 120 procesa uno primero de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ (como $l = 1$ en esta etapa) añadiendo 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 asociado con un píxel p_{ij} de los datos de imagen recibido que está desplazado (es decir, separados) del píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ en los datos de imagen por el valor predeterminado R en una dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el píxel seleccionado. Como el vector de orientación local es el vector de gradiente de valor de píxel $g(i,j)$ en esta realización, la dirección predeterminada es paralela a la dirección del vector de gradiente de valor de píxel $g(i,j)$ en el píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$. 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 S73 estará generalmente en una dirección perpendicular a la dirección en la que se extiende el vaso sanguíneo ilustrado por el píxel seleccionado en el píxel seleccionado, como se ilustra en la figura 6.

Más particularmente, la figura 6 ilustra la relación entre píxeles $p^{s_{ij}}$ y p_{ij} de los datos de imagen retiniana y un acumulador a_{ij} de la matriz de acumuladores A . En la figura 6, los datos de imagen transformados se ilustran en la parte superior de la figura, y definen una imagen de una retina que tiene un disco óptico OD y arcadas vasculares temporales TVA-1 y TVA-2, que convergen en el disco óptico OD a través de trayectorias respectivas que son sustancialmente arcos de un círculo centrado en la fóvea (no mostrada en la figura 6) en la imagen transformada de la retina mostrada en la figura 6. La parte inferior de la figura 6 ilustra una parte de la matriz de acumuladores A que comprende el mencionado acumulador a_{ij} . Como se ilustra en la figura 6, el píxel $p^{s_{ij}}$ se toma como un píxel que se encuentra en una línea paralela a la dirección de $g(i,j)$ en $p^{s_{ij}}$, 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 tal 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 imagen transformados tiene el desplazamiento calculado R (redondeado al píxel más cercano) con relación a el primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ sobre la base del vector de gradiente de valor de píxel normalizado $g^n(i,j)$ calculado para el primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ en el paso S60. A menos que el procesador 120 emplee una máscara para excluir ubicaciones candidatas para un píxel p_{ij} , puede, como en la presente realización, determinar además cuál de los píxeles en el la imagen retiniana tiene un desplazamiento de $-R$ (redondeado al píxel más cercano) con relación a el primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$, también

sobre la base del vector de gradiente de valor de píxel normalizado $g^n(i,j)$ calculado para el primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ en el paso S60.

5 Mediante el proceso en el paso S73, el procesador 120 registra efectivamente un "voto" con cada uno de los dos acumuladores de la matriz de acumuladores A correspondientes a los píxeles respectivos (en R y -R con relación a $p^{s_{ij}}$) que se consideran candidatos para la ubicación de la fovea.

10 El proceso avanza entonces al paso S74, en el que el procesador 120 determina si el índice I ha alcanzado el límite L, siendo L el número de píxeles $p^{s_{ij}}$, que se han seleccionado en el paso S50. Si el contador I aún no ha alcanzado el límite L, entonces el contador I se incrementa en 1 en el paso S75, y el proceso vuelve al paso S73, donde se procesa el siguiente píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ como se describió anteriormente. De esta manera, cada píxel en los datos de imagen, cuya magnitud de gradiente de valor de píxel supera el umbral, contribuye con un voto en un acumulador correspondiente a un píxel que está desplazado con respecto al píxel mencionado anteriormente por una distancia R, en una dirección que es paralela al gradiente local y, por lo tanto, en una dirección perpendicular a la dirección local de la estructura vascular.

15 Una vez que se han procesado todos los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ ($I = L$ en el paso S74), el proceso avanza al paso S76, en el que el procesador 120 alisa 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 de la imagen transformada que se encuentran cerca del centro del círculo antes mencionado (a lo largo de cuyos arcos se extienden las arcadas vasculares temporales), y esto se reflejará en el mapa de respuesta. La matriz de valores acumulados puede
20 alisarse aplicando cualquier operación de alisado de imagen (o filtrado de paso bajo) a la matriz. Se describen ejemplos de métodos de alisado de imagen adecuados en "Procesamiento de imagen digital" de R.C. Gonzalez y R.E. Woods (Pearson, 31 de agosto de 2007) y "Procesamiento de imagen digital y visión por ordenador" de R.J. Schalkoff (John Wiley & Sons, 2 de septiembre, 1992). La operación de alisado puede ser una operación lineal como la convolución mediante un núcleo que podría tener, por ejemplo, una forma gaussiana o una matriz de valores
25 similares (para hacer un filtro de media móvil). Asimismo, se puede realizar un alisado o filtrado de paso bajo en el dominio de la frecuencia. La operación de alisado también podría ser una operación no lineal tal como un filtro mediano o un filtro morfológico. El procesador 120 puede, como en la presente realización, alisar los valores en los acumuladores usando un núcleo gaussiano que preferiblemente tiene una desviación estándar de 0,02 DFD a 0,5 DFD, y más preferiblemente 0,075 DFD a 0,25 DFD, y aún más preferiblemente 0,15 DFD. En cualquier caso, el
30 mapa de respuesta es indicativo de la distribución de probabilidad de la ubicación de la fovea en la imagen de la retina.

Haciendo referencia nuevamente a la figura 4, después de la finalización del S70, el proceso avanza al paso S80, donde el procesador 120 estima la ubicación de la fovea en la imagen de la retina utilizando la ubicación de un píxel
35 de los datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador de la matriz que ha acumulado un valor acumulado que es un máximo local o global de entre los valores acumulados en la matriz de acumuladores (siendo el máximo global el valor acumulado más alto de todos los acumuladores). La ubicación de la fovea se puede estimar como la ubicación del píxel mencionado anteriormente de la imagen transformada, o un píxel en la ubicación correspondiente en la imagen recibida (es decir, antes de la transformación), o como la ubicación de un píxel que está separado de cualquiera de estos píxeles por un vector de desplazamiento predeterminado
40 (determinado, por ejemplo, a partir de la experiencia o el entrenamiento). De manera más general, el procesador 120 puede estimar la ubicación de la fovea usando la ubicación de un píxel en los datos de imagen recibidos que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que está dentro de un intervalo predeterminado de valores por debajo de un máximo local o global de entre los valores acumulados en la matriz de acumuladores (el intervalo, cuando no es cero, abarca, por ejemplo, el 5% o el 10% del valor máximo). Las ubicaciones de dos o más
45 máximos locales determinados a partir del mapa de respuesta pueden usarse con el fin de estimar la ubicación de la fovea. Por ejemplo, se pueden elegir múltiples máximos tomando todos los máximos que están por encima de un cierto umbral. Se pueden encontrar múltiples máximos, y una elección entre cuál de estos está asociado con un píxel correspondiente a la ubicación de la fovea puede diferirse a una etapa posterior del procesamiento de datos. Se puede utilizar una región predeterminada de interés en el mapa de respuesta para limitar la elección de los
50 máximos. Por ejemplo, la región de interés podría ser la región de la cual se sabe que es muy probable que aparezca la fovea.

En algunas realizaciones (por ejemplo, donde los valores acumulados son negativos o donde los acumuladores disminuyen en un recuento establecido inicialmente con cada "voto" recibido), el procesador 120 puede estimar la
55 ubicación de la fovea en la imagen retiniana como (o basándose en) la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador de la matriz que ha acumulado un valor acumulado que es un mínimo local o global de entre los valores acumulados en la matriz de acumuladores. Por lo tanto, el procesador 120 puede determinar más generalmente la ubicación de la fovea en la imagen de la retina utilizando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados 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.

60

Realización 2

En la presente realización, el procesador 120 opera no sobre uno, sino sobre N matrices de acumuladores, donde $N \geq 2$. Cada una de estas matrices de acumuladores está asociada con una de N direcciones cuantizadas diferentes a lo largo de las cuales puede orientarse el vector de gradiente de valor de píxel g, y está etiquetado con un índice correspondiente n, donde $n = 1, \dots, N$. Las direcciones posibles a lo largo de las cuales g puede orientarse se consideran que están dentro del intervalo de ángulos $[0, \pi]$, y este intervalo se cuantifica 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 a un 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 $\text{round}[N \bmod (\theta, \pi) / \pi - 0,5]$, donde $\theta = \arctan(g_y/g_x)$, g_y es el componente-y de g y g_x es el componente-x de g, puede usarse para cuantizar la dirección de g. La matriz de acumuladores asociada con la primera dirección cuantizada se asigna $n = 1$, la matriz de acumuladores asociada con la segunda dirección cuantizada se asigna $n = 2$, la matriz de acumuladores asociada con la tercera dirección cuantizada se asigna $n = 3$ y la matriz de acumuladores asociada con la cuarta dirección cuantizada se le asigna $n = 4$. En la presente realización, un acumulador en la i-ésima columna y la j-ésima fila de la enésima matriz de acumuladores (asociado con la enésima dirección cuantizada) se denota a_{ij} . Cada acumulador a_{ij} en cada matriz de acumuladores está asociado con un píxel respectivo en los datos de imagen retiniana, de modo que hay N acumuladores (uno en cada uno de las N matrices de acumuladores) asociados con cada píxel en los datos de imagen transformados.

La figura 7 es un diagrama de flujo que ilustra el proceso mediante el cual el aparato de procesamiento de imágenes 170 de la presente realización procesa datos de imagen que definen una imagen de una retina para determinar la ubicación de la fovea, que comprende los pasos S10 a S50 y la forma de ejemplo del paso S60 de la primera realización descrita anteriormente (que está etiquetada como S60' en la figura 7), cuya descripción no se repetirá en la presente memoria, así como una secuencia de operaciones realizadas sobre las N matrices de acumuladores, que ahora se describirán. Debe observarse que la estructura y el funcionamiento de la presente realización es el mismo que en 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 S91, cada acumulador de las N matrices de acumuladores se inicializa de la misma manera que en el paso S71 de la figura 5, de modo que el valor acumulado almacenado en cada acumulador a_{ij} es cero.

En el paso S92, un índice l, que se usa para referenciar cada uno de los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ se establece, a su vez, en un valor inicial de 1.

A continuación, en el paso S93, el procesador 120 procesa el primero de los seleccionados píxeles $p^{s_{ij}}$ (como $l = 1$ en esta etapa) cuantizando la dirección de $g(i,j)$ o $g^n(i,j)$ en el primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ 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 seleccionado $p^{s_{ij}}$, dependiendo de la dirección de g en ese píxel, y esto permite identificar y acceder a la matriz de acumuladores correspondiente (que tiene el mismo valor de n).

En el paso S94, el procesador 120 añade 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 seleccionado $p^{s_{ij}}$, en el que el acumulador al que se añade el valor está asociado con un píxel $p^{o_{ij}}$ de los datos de imagen transformados que está (como en la primera realización) desplazado respecto del primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ por el valor predeterminado R en una dirección paralela a la dirección de $g(i,j)$ en el primer píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$. 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, recibiendo el "voto" el acumulador asociado con la misma dirección cuantizada que la dirección cuantizada de $g(i,j)$, y que está asociado con un píxel $p^{s_{ij}}$ de los datos de imagen recibidos que está desplazado con respecto al píxel seleccionado por la distancia R en una dirección paralela a la dirección de $g(i,j)$ en el píxel seleccionado.

A continuación, el proceso avanza al paso S95, en el que el procesador 120 determina si el índice l ha alcanzado el límite L, siendo L el número de píxeles $p^{o_{ij}}$ que se ha seleccionado en el paso S50. Si el contador l aún no ha alcanzado el límite L, entonces el contador l se incrementa en 1 en el paso S96, y el proceso vuelve al paso S93, donde el siguiente píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$ se procesa como se describió anteriormente. De esta manera, cada píxel seleccionado en los datos de imagen transformados en los que $|g|$ excede el umbral contribuye con un voto en un acumulador a_{ijn} que está asociado con la misma dirección cuantizada n que la dirección cuantizada de g en el píxel seleccionado, y que se corresponde con un píxel que está desplazado con respecto al píxel seleccionado por una distancia R, en una dirección que es paralela al gradiente local en el píxel seleccionado y, por lo tanto, en una dirección normal a la dirección local del vaso sanguíneo en el píxel seleccionado $p^{s_{ij}}$.

Una vez que se han procesado todos los píxeles seleccionados $p^{s_{ij}}$ ($l = L$ en el paso S95), el proceso avanza al paso S97, en el que el procesador 120 alisa los valores acumulados en la pluralidad de matrices de acumuladores. La operación de alisado se puede realizar sobre valores acumulados dentro de una o más de las matrices, usando las

técnicas descritas con relación a la primera realización. Por lo tanto, se puede realizar un desenfoque gaussiano de una o más matrices de acumuladores. Adicional o alternativamente, la operación de alisado puede realizarse sobre 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.

5 En el paso S100, el procesador 120 calcula, para cada conjunto de N acumuladores a_{ijn} que se proporcionan en diferentes matrices de acumuladores respectivos y asociados con el mismo píxel p_{ij}^n de los datos de imagen transformados, un producto de los respectivos valores acumulados que se han acumulado en los N acumuladores a_{ijn} . El producto es efectivamente una operación "AND lógico" en las diferentes orientaciones de gradiente, de modo que los píxeles en la imagen asociados con valores altos de este producto tienden a estar en lugares alrededor de
10 los cuales hay vasos sanguíneos dispuestos en círculo en la imagen transformada de la retina. Es decir, dondequiera que este producto no es cero, debe haber habido una contribución de cada una de las N direcciones asociadas con las N matrices de acumuladores.

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 entonces porque no hay necesidad de cuantizar la
15 orientación del gradiente y no hay necesidad de la combinación "AND lógico" de las matrices de acumuladores. Sin embargo, esta simplificación tiene el coste de una disminución en la "relación señal/ruido" en un factor de 2 en comparación con el caso donde $N = 8$, por ejemplo. Por otro lado, al usar valores de N que son demasiado altos, se aumenta el coste computacional y puede no permitirse que la ubicación del disco óptico u otra característica anatómica se determine de manera fiable, ya que el producto calculado en el paso S100 puede ser cero para todas
20 las ubicaciones de 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.

El proceso avanza del paso S100 al paso S110, en el que el procesador 120 estima la ubicación de la fovea en la imagen de la retina utilizando la ubicación de un píxel de la imagen transformada que está asociado con un conjunto
25 de N acumuladores, para los cuales el producto calculado de valores acumulados es un máximo local o global de entre los productos calculados de los valores acumulados. La ubicación de la fovea puede estimarse como la ubicación del píxel antes mencionado de la imagen transformada, o un píxel en la ubicación correspondiente en la imagen recibida (es decir, antes de la transformación), o como la ubicación de un píxel que está desplazado con relación a cualquiera de estos píxeles en una cantidad predeterminada (determinada, por ejemplo, por experiencia o
30 entrenamiento). De manera más general, el procesador 120 puede estimar la ubicación de la fovea utilizando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados que está asociado con un conjunto de N acumuladores, para cuyo conjunto el producto calculado de valores acumulados está dentro de un intervalo predeterminado de valores por debajo de un máximo (local o global) de entre los productos calculados de valores acumulados. Las ubicaciones de dos o más máximos locales determinados a partir del mapa de respuesta pueden usarse con el fin de estimar la ubicación de la fovea. Por ejemplo, se pueden elegir múltiples máximos tomando todos los máximos
35 que están por encima de un cierto umbral. Se pueden encontrar múltiples máximos, y se puede diferir una elección entre cuál de ellos está asociado con un píxel correspondiente a la ubicación de la fovea. Se puede utilizar 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 en la cual se sabe que es muy probable que aparezca la fovea.

Modificaciones y variaciones

40 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 8, modificarse para incluir un paso adicional después del paso S60' y antes del paso S72, es decir, un paso adicional S120, en el que el procesador 120 calcula un segundo vector de gradiente de valor de píxel
45 normalizado g_{ij}^{n2} para cada uno de los píxeles seleccionados $p_{ij}^{s_{ij}}$ normalizando el vector de gradiente de valor de píxel g calculado para cada uno de los píxeles seleccionados $p_{ij}^{s_{ij}}$ de modo que $|g_{ij}^{n2}(i,j)|$ en cada uno de los píxeles seleccionados $p_{ij}^{s_{ij}}$ adopta un segundo valor predeterminado común R_2 . La primera realización, como también se ilustra en la figura 8, puede modificarse adicionalmente para incluir un paso adicional S130 que se realiza para cada valor del índice l, en el que el procesador 120 añade, para el enésimo píxel seleccionado, un valor respectivo al
50 acumulador que está asociado con un píxel en los datos de imagen transformados que está desplazado del enésimo píxel seleccionado en el segundo valor predeterminado R_2 en la dirección paralela a la dirección del vector de gradiente de valor de píxel g en el enésimo píxel seleccionado. En otros aspectos, esta variante es la misma que la primera realización. La adición en el paso S130 se puede hacer alternativamente a una segunda capa de acumulador que está asociada con el segundo valor predeterminado R_2 , con los elementos correspondientes en las dos matrices de acumuladores combinadas después del paso S74, mediante alguna operación OR física o lógica, tal
55 como una adición elemento por elemento.

Más generalmente, se pueden calcular más de dos vectores de gradiente de valor de píxel normalizados antes del paso S72, preferiblemente teniendo cada uno con una magnitud dentro de los intervalos preferidos de $|g^n(i,j)|$ expuestos anteriormente. En estos casos, los valores pueden ser acumulados en una sola matriz de acumuladores, o en un número correspondiente de matrices de acumuladores antes de combinarlos de la manera expuesta

anteriormente. El uso de más de un vector de gradiente de valor de píxel normalizado calculado en el proceso puede permitir que la ubicación de la fovea se determine de manera más fiable.

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

- 5 Como una modificación adicional, que puede hacerse a cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente, o combinarse con cualquiera de las modificaciones descritas anteriormente a estas realizaciones, la selección de píxeles en el paso S50 puede omitirse de modo que el procesador 120 calcule, para cada uno de una pluralidad de píxeles p_{ij} de los datos de imagen transformados (y ópticamente preprocesados), un respectivo vector de gradiente de valor de píxel $g(i,j)$ 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 de gradiente de valor de píxel calculado para cada uno de los píxeles p_{ij} de modo que $|g^n(i,j)|$ en cada uno de los píxeles adopte un valor predeterminado común R. El procesador 120 operaría sobre la matriz de acumuladores añadiendo, 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 transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles p_{ij} según el valor predeterminado R en una dirección paralela a la dirección de $g(i,j)$ en el píxel de la pluralidad de píxeles, y alisando los valores en los acumuladores. En esta variante, el procesador puede añadir, como el valor respectivo, una ponderación respectiva al acumulador asociado con el píxel p^o_{ij} , siendo indicativa la ponderación de la magnitud de $g(i,j)$ en el píxel de la pluralidad de píxeles. A continuación, el procesador estimaría la ubicación de la fovea en la imagen de la retina utilizando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores, como se describe en más detalle anteriormente. En esta variante, hay una contribución de cada uno de la pluralidad de píxeles al acumulador, aunque el tamaño de esta contribución de cada píxel dependerá de la magnitud de $g(i,j)$ en ese píxel.

- Además, puede variar el orden de algunos de los pasos del método en las realizaciones y modificaciones de los mismos descritos anteriormente. Por ejemplo, pueden revertirse el orden del paso S60' y S120, y de manera similar S73 y S130, en la figura 8, o estos pasos pueden realizarse en paralelo. Además, la inicialización de la matriz de acumuladores A se puede realizar en cualquier punto del proceso antes del paso S73 en el proceso ilustrado en la figura 5, en cualquier punto del proceso antes del paso S93 en el proceso ilustrado en la figura 7, y en cualquier momento antes del paso S73 (paso S130, donde se invierte el orden de S73 y S130) en el proceso ilustrado en la figura 8 (estábdo fuera la inicialización, por supuesto, del ciclo del índice I).

REIVINDICACIONES

1. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador que almacena instrucciones de programa informático que, cuando son ejecutadas por un procesador, hacen que el procesador procese datos de imagen que definen una imagen de una estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fóvea de la retina en la imagen al:
- 5 recibir los datos de imagen;
- transformar los datos de imagen recibidos de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen recibidos;
- 10 calcular, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen transformados, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen en o junto al píxel;
- calcular 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 adopte un valor predeterminado común;
- 15 operar sobre una matriz de acumuladores, en donde cada acumulador en la matriz está asociado con un píxel respectivo de la imagen transformada, al:
- añadir, para cada uno de la pluralidad de píxeles, un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en el valor predeterminado en una dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de orientación local en el
- 20 píxel de la pluralidad de píxeles; y
- alisar los valores en los acumuladores; y
- estimar la ubicación de la fóvea en la imagen de la retina usando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores.
- 25 2. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 1, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador realice, antes de transformar los datos de imagen recibidos, unos procesos adicionales para:
- (i) procesar los datos de imagen recibidos con el fin de generar datos de imagen de menor resolución espacial que definen una imagen de menor resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina;
- 30 (ii) generar datos de imagen filtrados mediante la filtración de los datos de imagen de menor resolución espacial para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen de menor resolución espacial,
- en el que el procesador transforma los datos de imagen filtrados de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen filtrados.
- 35 3. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 2, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador realice, al menos una vez, antes de transformar los datos de imagen recibidos, unos procesos adicionales para:
- (iii) procesar los datos de imagen filtrados para generar datos de imagen filtrados de menor resolución espacial que definen una imagen de baja resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina;
- 40 (iv) filtrar los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial,
- en el que los datos de imagen filtrados procesados en cualquier repetición del proceso (iii) son los datos de imagen filtrados generados en la realización anterior del proceso (iv), y
- 45 en el que los datos de imagen filtrados transformados por el procesador son los datos de imagen filtrados generados en la realización final del proceso (iv).
4. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 3, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador reduzca el tamaño de los datos de

imagen recibidos en un factor de 1,4 a 4 en la realización del proceso (i), y que reduzca el tamaño de los datos de imagen filtrados en un factor de 1,4 a 4 en cada realización del proceso (iii).

5. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador opere sobre una pluralidad, N, de matrices de acumuladores, donde N es un número entero igual al menos a 2, y en el que:

cada una de las matrices de acumuladores está asociada con una respectiva de las N direcciones cuantizadas para el vector de orientación local;

10 cada uno de los acumuladores en cada una de las N matrices está asociado con un píxel respectivo en los datos de imagen transformados;

el procesador opera sobre la pluralidad de matrices de acumuladores, para cada uno de la pluralidad de píxeles, al cuantizar la dirección del vector de orientación local calculado en el píxel en una de las N direcciones cuantizadas; y

15 añadir 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 transformados que está desplazado respecto del píxel de la pluralidad de píxeles en 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

alisar los valores en los acumuladores de la pluralidad de matrices;

20 el procesador calcula además, para cada conjunto de N acumuladores que se proporcionan en diferentes matrices de acumuladores respectivos y que están asociados con el mismo píxel de los datos de imagen transformados, un producto de los respectivos valores acumulados que se han acumulado en los N acumuladores; y

25 el procesador estima la ubicación de la fovea en la imagen de la retina utilizando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados asociados con un conjunto de N acumuladores, para cuyo conjunto el producto calculado de los valores acumulados está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los productos calculados de valores acumulados.

6. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 5, en el que $2 \leq N \leq 32$, y más preferiblemente $4 \leq N \leq 16$.

7. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen además que el procesador calcule un segundo 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 la pluralidad de píxeles de modo que la magnitud del segundo vector de orientación local normalizado en cada uno de los píxeles adopte un segundo valor predeterminado común, y para operar aún más sobre la matriz de acumuladores al añadir, para cada píxel de la pluralidad de píxeles, un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen transformados que está desplazado respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en el segundo valor predeterminado en la dirección predeterminada con respecto a la dirección del vector de gradiente de valor de píxel en el píxel de la pluralidad de píxeles.

8. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador procese los datos de imagen que definen la imagen de la estructura vascular con el fin de estimar una ubicación de la fovea de la retina en la imagen realizando un proceso adicional de:

seleccionar píxeles de entre la pluralidad de píxeles de tal manera que la magnitud del vector de orientación local calculado en cada uno de los píxeles seleccionados exceda un umbral, y al:

45 calcular el 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 adopte un valor predeterminado común; y

operar sobre la matriz de acumuladores al:

50 añadir, para cada uno de los píxeles seleccionados, un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel seleccionado en la imagen en el valor predeterminado en la dirección predeterminada con relación a la dirección del vector de orientación local en el píxel seleccionado.

- 5 9. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según la reivindicación 8, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador seleccione los píxeles de la pluralidad de píxeles de tal 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 transformados.
10. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador opere sobre cada matriz de acumuladores al:
- 10 añadir, para cada píxel de la pluralidad de píxeles de los datos de imagen transformados, como el valor respectivo, una ponderación respectiva al acumulador asociado con un píxel en los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en el valor predeterminado en la dirección predeterminada con relación a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles, siendo indicativa la ponderación de la magnitud del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles.
- 15 11. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que 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 DFD y 1,3 DFD, donde DFD es la distancia entre la fovea y el centro de un disco óptico en la imagen definida por los datos de imagen recibidos.
- 20 12. Un medio de almacenamiento no transitorio legible por ordenador según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador alise los valores de los acumuladores usando un núcleo que tiene una desviación estándar de 0,02 DFD a 0,5 DFD y, más preferiblemente, de 0,075 DFD a 0,25 DFD, donde DFD es la distancia entre la fovea y el centro de un disco óptico en la imagen definida por los datos de imagen recibidos.
- 25 13. Un aparato de procesamiento de imágenes que comprende un procesador y una memoria, siendo ejecutables las instrucciones de almacenamiento en memoria por el procesador con lo cual el procesador es operativo para procesar datos de imagen que definen una imagen de una estructura vascular de arcadas vasculares temporales de una retina con el fin de estimar una ubicación de la fovea de la retina en la imagen al:
- recibir los datos de imagen;
- 30 transformar los datos de imagen recibidos de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen recibidos;
- calcular, para cada uno de una pluralidad de píxeles de los datos de imagen transformados, un vector de orientación local respectivo indicativo de la orientación de cualquier vaso sanguíneo presente en la imagen en o junto al píxel;
- 35 calcular 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 adopte un valor predeterminado común;
- operar sobre una matriz de acumuladores, en donde cada acumulador en la matriz está asociado con un píxel respectivo de los datos de imagen transformados al:
- 40 añadir, para cada uno de la pluralidad de píxeles, un valor respectivo a un acumulador asociado con un píxel de los datos de imagen transformados que está desplazado con respecto al píxel de la pluralidad de píxeles en el valor predeterminado en una dirección predeterminada con relación a la dirección del vector de orientación local en el píxel de la pluralidad de píxeles; y
- alisar los valores en los acumuladores; y
- 45 estimar la ubicación de la fovea en la imagen de la retina usando la ubicación de un píxel de los datos de imagen transformados que está asociado con un acumulador que ha acumulado un valor acumulado que está dentro de un intervalo predeterminado de un extremo de los valores acumulados en los acumuladores
- 50 14. Un aparato de procesamiento de imágenes según la reivindicación 13, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador realice, antes de transformar los datos de imagen recibidos, unos procesos adicionales para:
- (i) procesar los datos de imagen recibidos para generar unos datos de imagen de menor resolución espacial que definen una imagen de menor resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina;

(ii) generar datos de imagen filtrados filtrando los datos de imagen de menor resolución espacial para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen de menor resolución espacial,

5 en el que el procesador transforma los datos de imagen filtrados de tal manera que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen transformados sea más circular que la estructura vascular en la imagen definida por los datos de imagen recibidos.

15. Un aparato de procesamiento de imágenes según la reivindicación 14, en el que las instrucciones, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador realice, al menos una vez, antes de transformar los datos de imagen recibidos, unos procesos adicionales para:

10 (iii) procesar los datos de imagen filtrados para generar datos de imagen filtrados de menor resolución espacial que definen una imagen de baja resolución espacial de la estructura vascular de las arcadas vasculares temporales de la retina;

(iv) filtrar los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial para resaltar estructuras lineales en la imagen definida por los datos de imagen filtrados de menor resolución espacial,

15 en el que los datos de imagen filtrados procesados en cualquier repetición del proceso (iii) son los datos de imagen filtrados generados en la realización anterior del proceso (iv), y

en el que los datos de imagen filtrados transformados por el procesador son los datos de imagen filtrados generados en la realización final del proceso (iv).

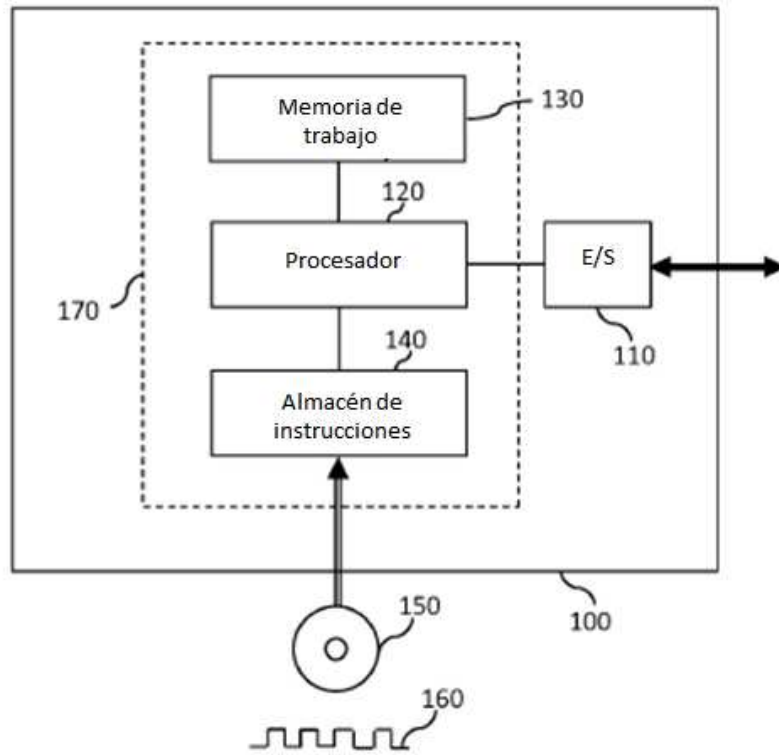


Fig. 1

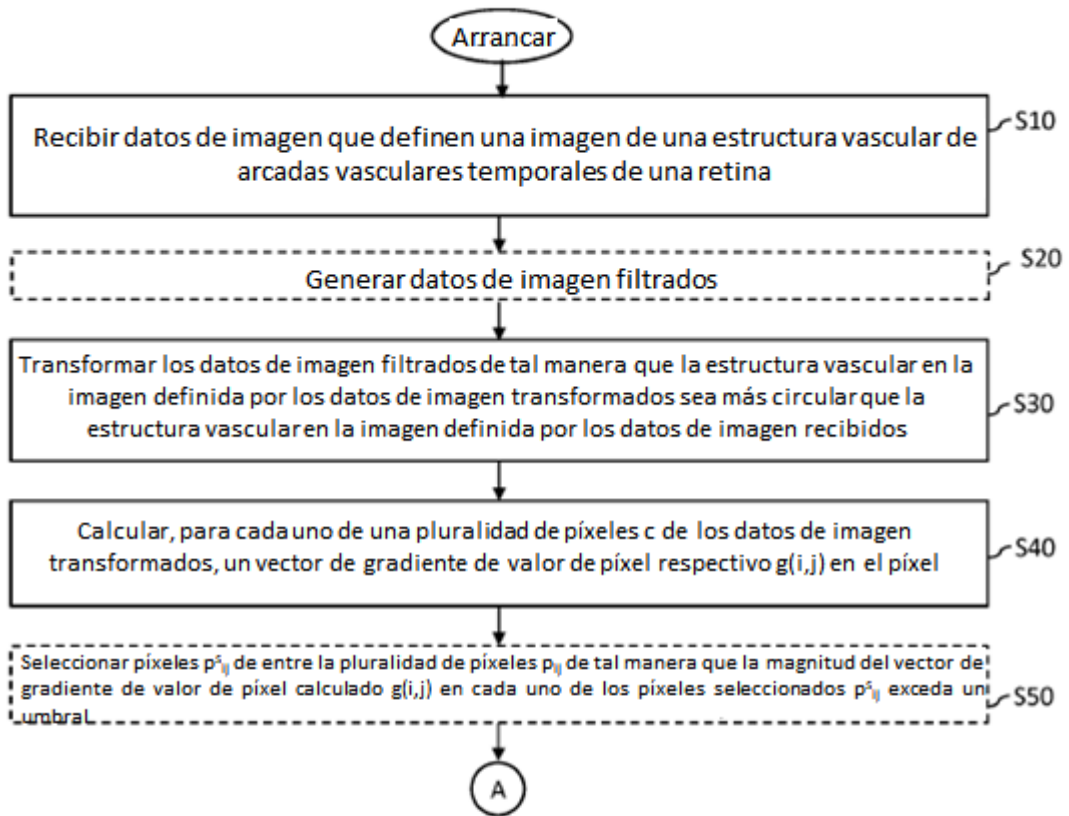


Fig. 2

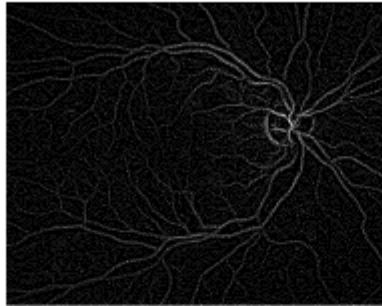


Fig. 3A

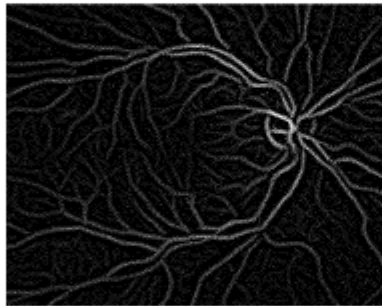


Fig. 3B

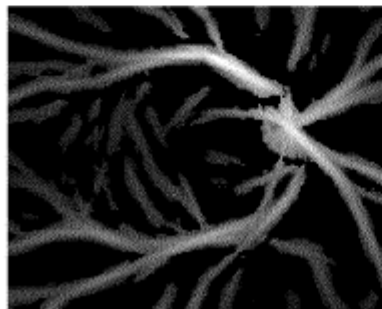


Fig. 3C

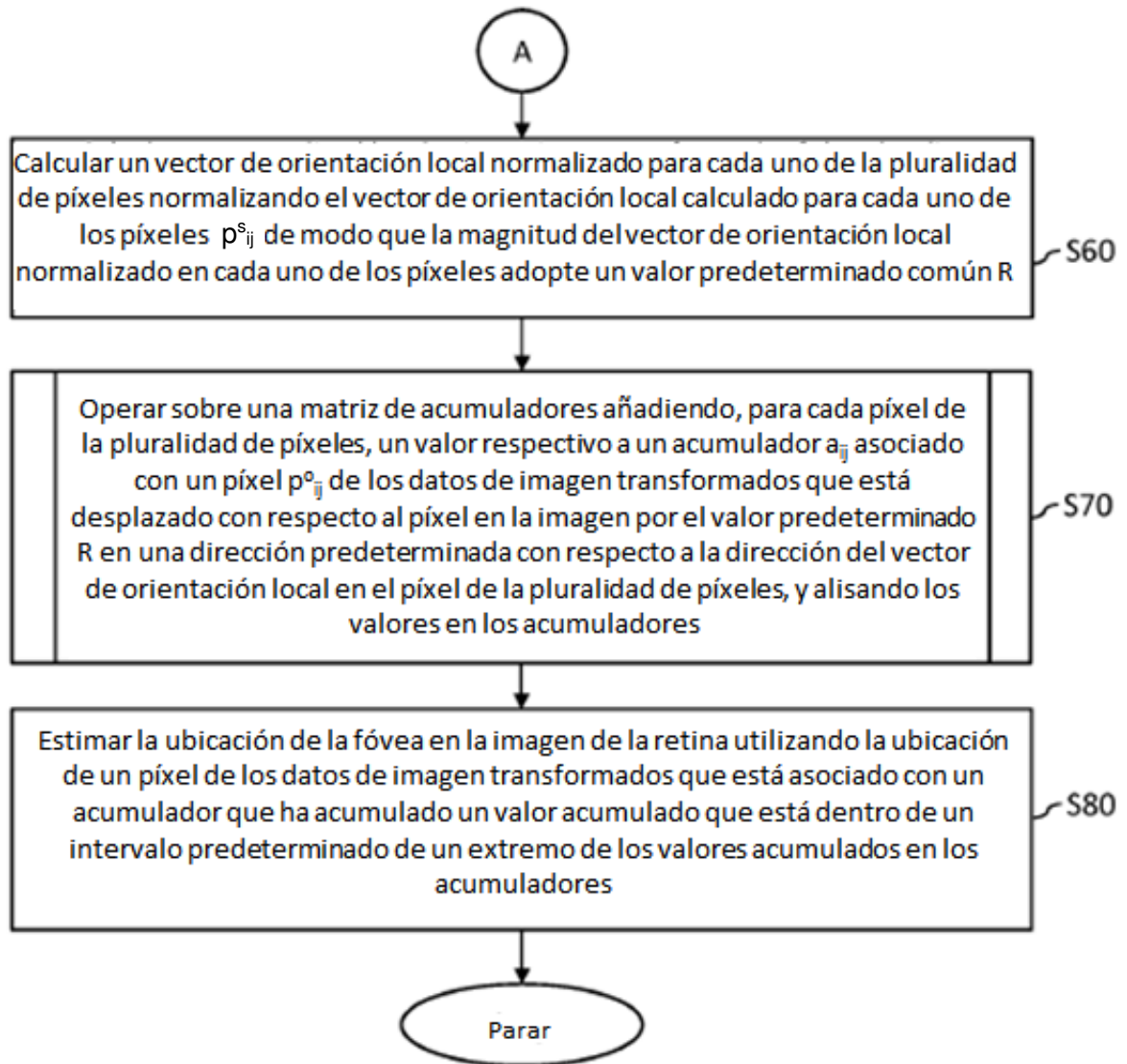


Fig. 4

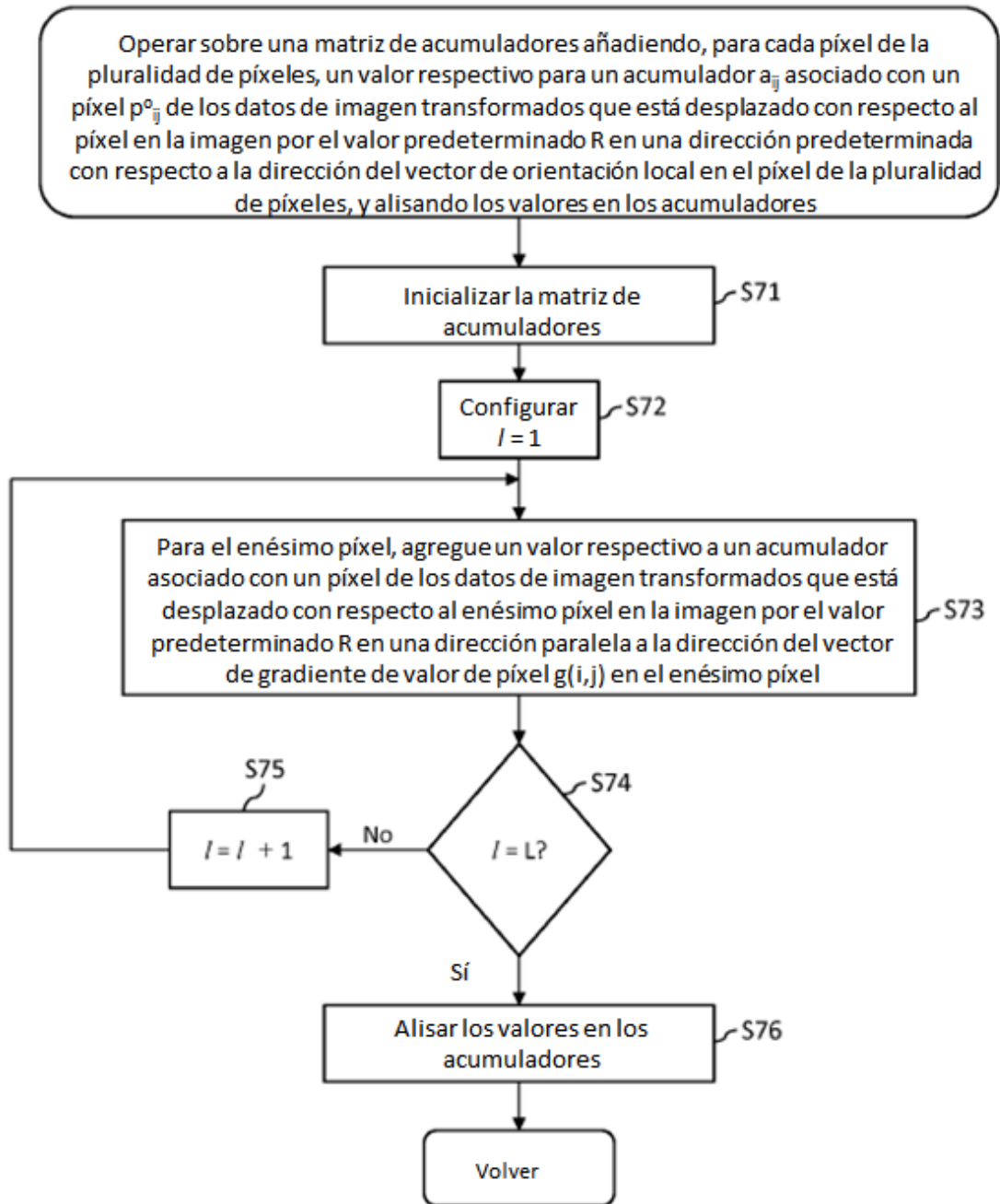


Fig. 5

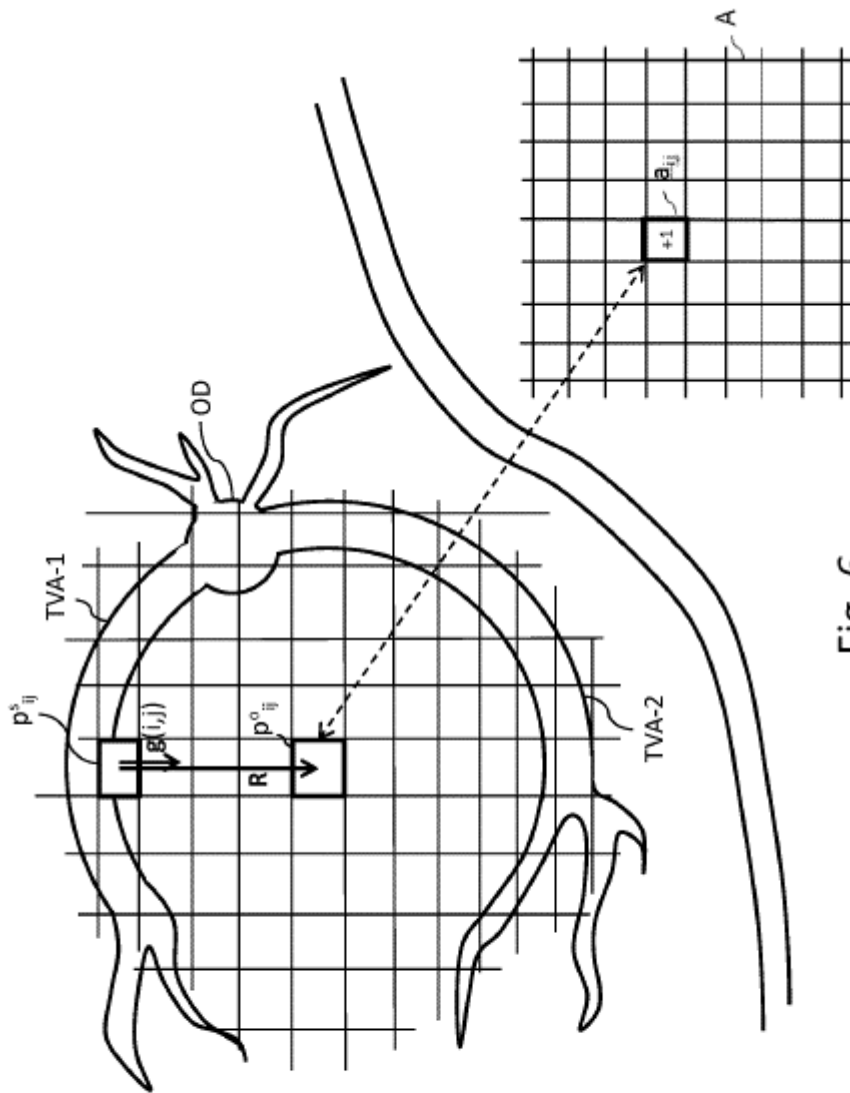


Fig. 6

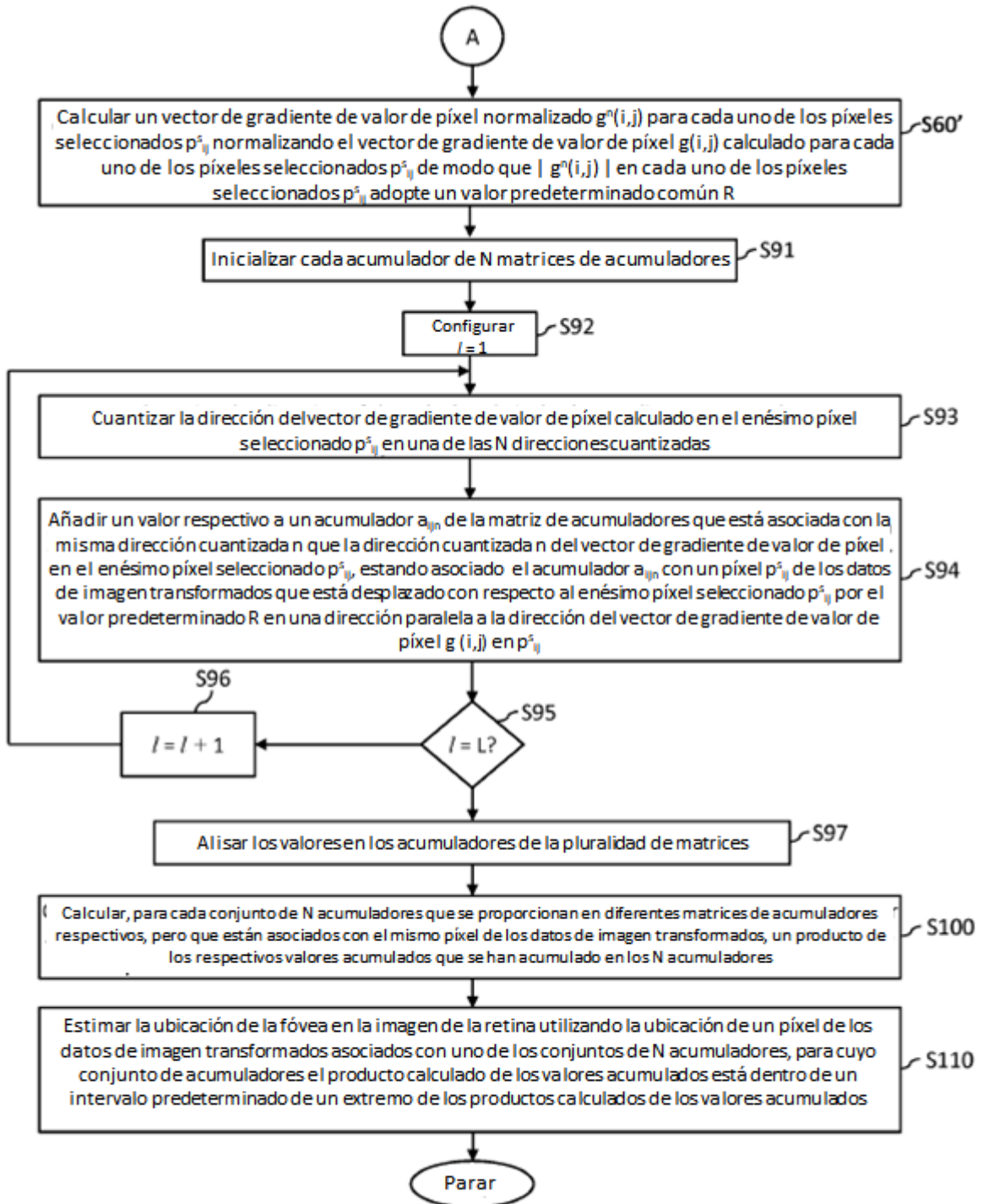


Fig. 7

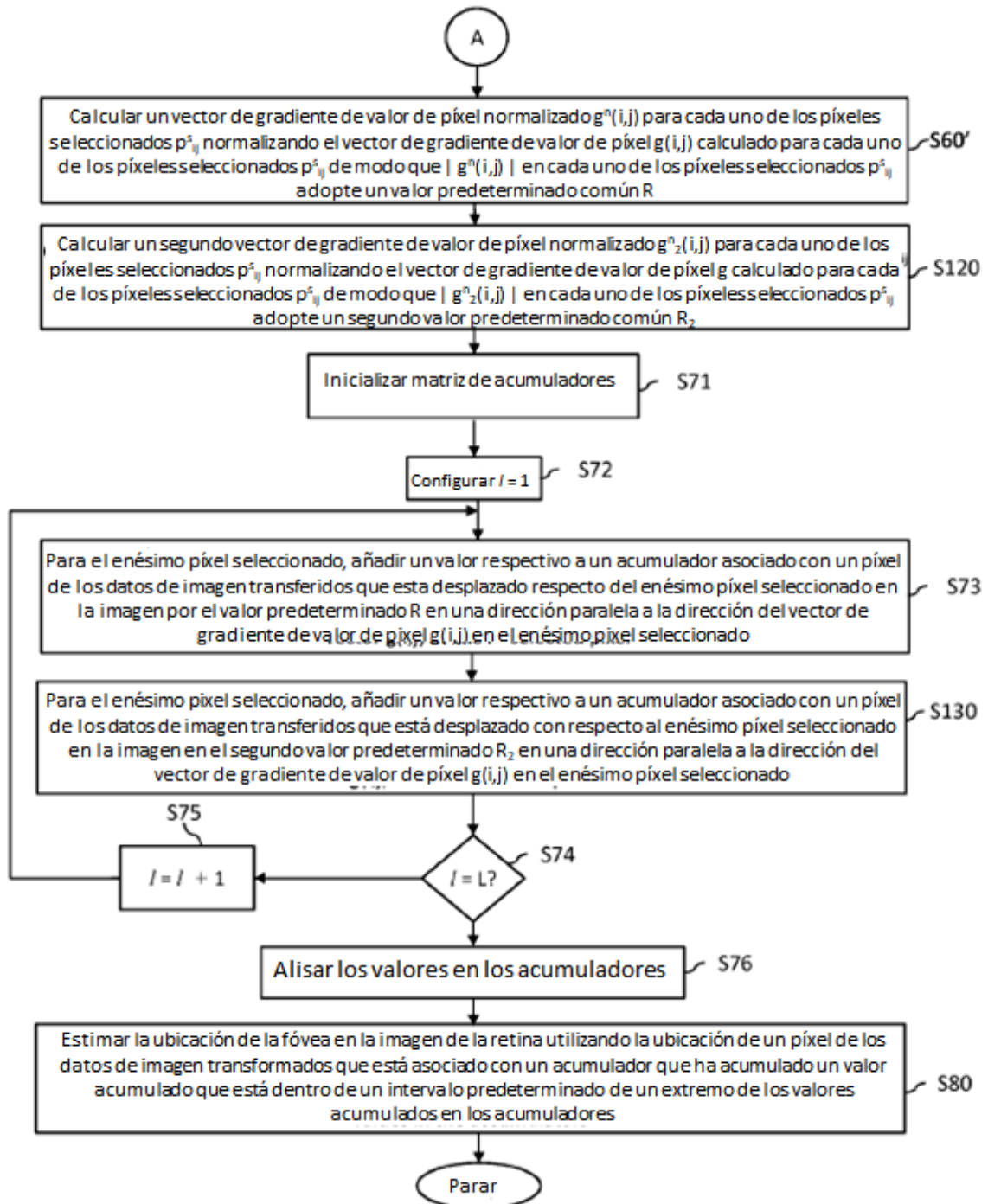


Fig. 8