(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 800 627**

(51) Int. CI.:

G06T 7/32 (2007.01)
G06T 7/136 (2007.01)
G06T 7/33 (2007.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.02.2014 PCT/GB2014/050480**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **28.08.2014 WO14128456**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.02.2014 E 14706670 (8)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.05.2020 EP 2959455**

(54) Título: **Mejoras en o relacionadas con el procesamiento de imágenes**

(30) Prioridad:

19.02.2013 GB 201302887

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
04.01.2021

(73) Titular/es:

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

(72) Inventor/es:

CLIFTON, DAVID y
PINNOCK, RALPH ALLEN

(74) Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

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

Mejoras en o relacionadas con el procesamiento de imágenes

Campo Técnico

La presente invención se refiere a mejoras en o relacionadas con el procesamiento de imágenes, en particular, pero no exclusivamente, a un procedimiento y aparato para registrar pares o secuencias de imágenes de vasculatura, tales como imágenes retinianas.

Antecedentes

Se sabe que los sistemas de imágenes, tales como los oftalmoscopios láser de escaneo (SLO), capturan datos de imágenes retinianas usando uno o más sensores de imágenes digitales. Los sensores de imagen digital para SLO son comúnmente un sensor individual en el que la señal de intensidad de luz se sincroniza con la señal de posición de escaneo para producir un flujo único de datos que se pueden sincronizar en una imagen 2D. Los sensores de imagen digital pueden incluir alternativamente una matriz de elementos de imagen sensibles a la luz (píxeles). Las imágenes retinianas producidas por SLO u otros aparatos de imágenes retinianas, tales como las cámaras de fondo de ojo, son típicamente matrices de píxeles bidimensionales y se denominan imágenes digitales retinianas.

El conjunto de valores de intensidad derivados de la matriz de píxeles se conoce como datos de imagen. La salida de datos de imagen "en bruto" de la matriz de píxeles puede estar sujeta a varias técnicas de posprocesamiento para reproducir una imagen para que la vea un humano o para que la procese una máquina. Las técnicas de posprocesamiento de imágenes retinianas incluyen diversos procedimientos estadísticos para el análisis de imágenes y el registro de pares o secuencias de imágenes retinianas.

El registro de pares o secuencias de imágenes retinianas generalmente se refiere al ajuste a escala, rotación y traslación de una o más imágenes con respecto a una imagen base para alinear ("registrar") la imagen con la imagen base.

Las imágenes retinianas registradas se superponen típicamente con la imagen retiniana base para facilitar las comparaciones entre las imágenes.

Se conocen algoritmos que permiten el registro afín de pares o secuencias de imágenes retinianas. Dichos algoritmos pueden implicar "seguimiento de la vasculatura", que implica búsquedas iterativas y árboles de decisión para mapear y extraer la vasculatura. En particular, dichos enfoques buscan habitualmente rasgos característicos específicos, tales como las uniones de ramificación de la vasculatura. Si bien dichos algoritmos proporcionan un grado razonable de precisión de registro, son computacionalmente ineficientes, es decir, computacionalmente caros. Además, dichos algoritmos conocidos solo permiten registrar imágenes obtenidas de modos de imágenes comunes. Es decir, dichos algoritmos conocidos no permiten registrar imágenes obtenidas de diferentes modos de imagen, tal como la reflectancia o la autofluorescencia.

Se pueden encontrar ejemplos de dichos algoritmos conocidos en las siguientes publicaciones: documento US 2012/0195481 A; Can y col. “A feature based, Robust, Hierarchical Algorithm for Registering Pairs of Images of the Curved Human Retina”, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 24, N.º 3 (marzo de 2002); Zana y Klein, “A Multimodal Registration Algorithm of Eye Fundus Images Using Vessels Detection and Hough Transform”, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 18, N.º 5 (mayo de 1999); y Hu y col. “Multimodal Retinal Vessel Segmentation From Spectral-Domain Optical Coherence Tomography and Fundus Photography”, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 31, N.º 10 (octubre de 2012).

El documento EP 2 064 988 A (Kowa Company, Ltd.) propone un dispositivo y un procedimiento para crear "mapas" de fondo de ojo retinianos superponiendo dos o más imágenes de fondo de ojo sobre la base de una puntuación de probabilidad coincidente. La coincidencia se realiza sobre la base de datos de imagen de esquina identificados en una imagen de extracción de un vaso sanguíneo. Sin embargo, los inventores creen que la técnica propuesta en el documento EP'988 no encontrará suficientes características de esquina en la vasculatura en una imagen retiniana típica para permitir la correspondencia y el registro confiables de imágenes, especialmente entre diferentes modos de imagen. Las imágenes retinianas están sujetas a una iluminación muy variable, y en las imágenes retinianas de alta resolución producidas por los SLO modernos, las funciones vasculares son funciones de lados relativamente suaves. Por lo tanto, la extracción de esquinas no producirá una gran cantidad de puntos candidatos para la correspondencia, o de lo contrario se verá muy influenciada por el ruido de varios tipos.

El artículo titulado "Detection of Blood Vessels in the Retina Using Gabor Filters" por R.M. Rangayyan y col., publicado el 1 de abril de 2007 en la Conferencia canadiense sobre Ingeniería eléctrica e informática, en las páginas 717 a 720, describe técnicas de procesamiento de imágenes digitales para la detección de vasos sanguíneos en la retina. Los procedimientos incluyen el diseño de un banco de filtros de Gabor direccionalmente sensibles. Se usaron cuarenta imágenes de la retina de la base de datos DRIVE para evaluar los procedimientos. Se logró una alta eficiencia de detección de vasos sanguíneos con el área bajo la curva de características operativas del receptor de hasta 0,95.

El artículo titulado "A Multiscale Approach to Retinal Vessel Segmentation Using Gabor Filters and Scale Multiplication" por Qin Li y col., publicado en 2006 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (del 8 al 11 de octubre de 2006, Taipei, Taiwán) en las páginas 3521 a 3527, describe un enfoque para la segmentación automatizada de los vasos retinianos basado en el análisis de escala múltiple y el umbral adaptativo. A diferencia de los procedimientos para el diagnóstico asistido por ordenador que se basan en ventanas o se basan en seguimiento, este artículo describe un esquema que combina el análisis de escala múltiple y el umbral adaptativo para ayudar a los especialistas en el cuidado de los ojos a detectar poblaciones más grandes en busca de anomalías de los vasos en diversas condiciones, tal como el tamaño del vaso y el contraste local. El procedimiento incluye un esquema analítico de escala múltiple basado en filtros de Gabor y multiplicación de escala, y umbral adaptativo. Los resultados experimentales demuestran la viabilidad y efectividad de los algoritmos propuestos que son buenos para detectar vasos grandes y pequeños al mismo tiempo con robustez para eliminar ruidos y mejorar las respuestas con bajo contraste.

Resumen

La presente invención proporciona un procedimiento de procesamiento de imágenes vasculares digitales según la reivindicación 1, un aparato de procesamiento de imágenes según la reivindicación 13, un oftalmoscopio de escaneo según la reivindicación 14 y un producto de programa informático según la reivindicación 15. Los rasgos característicos opcionales se establecen en las reivindicaciones restantes.

Breve descripción de los dibujos

Ahora se describirá una realización de la invención, a modo de ejemplo únicamente, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

la figura 1 es un diagrama de flujo que detalla un procedimiento de procesamiento de imágenes vasculares digitales;

las figuras 2a y 2b son una primera y segunda imagen vascular digital;

las figuras 3a y 3b son la primera y segunda imagen vascular digital de las figuras 2a y 2b después del muestreo descendente, la ecualización y el filtrado;

las figuras 4a y 4b son la primera y segunda imagen vascular digital de las figuras 3a y 3b después de la circunvolución con un núcleo de Gabor giratorio;

las figuras 5a y 5b son la primera y segunda imagen vascular digital de las figuras 4a y 4b después del procesamiento con un algoritmo de detección de esquinas, desenfoque y muestreo descendente;

la figura 6 es la primera imagen vascular digital de la figura 5a después de la identificación y el marcado de la estructura escalonada de microesquinas;

la figura 7 es un diagrama esquemático que detalla la correlación cruzada de la primera y segunda imagen vascular digital de las figuras 5a y 5b; y

la figura 8 ilustra las imágenes vasculares digitales producidas durante el procedimiento de procesamiento y la primera y segunda imagen vascular digital registradas.

Descripción detallada de las realizaciones

A continuación, se describe un procedimiento de procesamiento de imágenes vasculares digitales que comprende las etapas de:

proporcionar datos de la primera y segunda imagen vascular digital;

procesar los datos de la primera y segunda imagen con un filtro direccional bidimensional que tiene el efecto de producir grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que la magnitud de un gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado;

identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado;

identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado; y

registrar los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen.

Las imágenes vasculares digitales pueden ser imágenes retinianas. Las imágenes vasculares digitales pueden incluir detalles de la vasculatura de la retina. La vasculatura de la retina incluye los vasos sanguíneos, arterias y venas en la retina. La vasculatura de la retina incluye el sistema circulatorio de la retina.

Las imágenes vasculares digitales pueden ser imágenes vasculares de un órgano o parte del cuerpo de un humano o un animal. Las imágenes vasculares digitales pueden incluir detalles de la vasculatura del órgano o la parte del cuerpo. La vasculatura del órgano o la parte del cuerpo incluye los vasos sanguíneos, las arterias y las venas del mismo. La vasculatura del órgano o la parte del cuerpo incluye el sistema circulatorio del mismo.

Los datos de la primera y segunda imagen vascular digital pueden incluir la intensidad del incidente de iluminación en los uno o más píxeles usados para producir los datos de imagen. La primera y segunda imagen se obtienen mediante diferentes modos de imágenes.

El filtro puede ser un filtro adaptado. El filtro puede tener una estructura o forma que coincida con la estructura o forma de los rasgos característicos vasculares en los datos de la imagen vascular.

El filtro puede ser un filtro gaussiano. El filtro puede ser un filtro de Gabor.

Los uno o más filtros pueden ser el mismo filtro o diferentes filtros. El uso de diferentes núcleos de filtro bidimensionales en diferentes orientaciones puede ser útil en casos donde la vasculatura tiene cierta sensibilidad de forma con la dirección.

El núcleo puede ser un núcleo adaptado. El núcleo puede tener una estructura o forma que coincida con la estructura o forma de los datos de la imagen vascular. Los grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes pueden incluir cualquier número o configuración de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que el gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado.

La etapa de identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado puede incluir el uso de un algoritmo de detección de esquinas. El algoritmo de detección de esquinas se puede usar para identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado. El algoritmo de detección de esquinas se puede usar para identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes en dos direcciones ortogonales está simultáneamente por encima de un valor predeterminado. Es decir, el algoritmo de detección de esquinas puede buscar cambios en los gradientes de intensidad que ocurren simultáneamente en dos direcciones ortogonales por encima de un umbral predeterminado. El valor predeterminado puede ser, por ejemplo, entre 10 % y 50 % de un valor de gradiente máximo posible.

El algoritmo de detección de esquinas puede ser un algoritmo de detección de esquinas de Harris. El algoritmo de detección de esquinas puede ser un algoritmo de detección de esquinas de Moravec o un algoritmo de detección de esquinas de Shi-Thomas.

La etapa de identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado puede incluir la correlación cruzada de los datos de la primera y segunda imagen circunvolucionados.

La etapa de identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado puede incluir la correlación cruzada de los grupos identificados en los datos de la primera y segunda imagen.

La etapa de identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado puede incluir múltiples correlaciones cruzadas de los datos de la primera y segunda imagen circunvolucionados. Para correlaciones cruzadas múltiples de los datos de la primera y segunda imagen circunvolucionados, cada correlación cruzada sucesiva puede rotarse gradualmente a partir de la última. Las correlaciones cruzadas múltiples pueden rotarse aproximadamente 40 grados o más. Las correlaciones cruzadas múltiples pueden rotarse por etapas aproximadamente 20 grados o más alrededor de un punto de pivote ubicado sustancialmente alrededor del punto del disco óptico de la retina.

La etapa de correlación cruzada de los datos de la primera y segunda imagen circunvolucionados puede incluir la etapa adicional de determinar las diferencias de posición entre los grupos comunes identificados en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen. La posición del grupo puede incluir su posición angular y/o su posición traslacional. Las diferencias de posición entre los grupos comunes identificados en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen pueden denominarse parámetros de traslación.

La etapa de registrar los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen usa los parámetros de traslación determinados para alinear los datos de la primera y segunda imagen. Los datos de la segunda imagen pueden registrarse con los datos de la primera imagen o los datos de la primera imagen pueden registrarse con los datos de la segunda imagen. Los datos de imagen registrados pueden superponerse.

El procedimiento puede incluir la etapa inicial adicional de reducir el tamaño de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital. Esto puede incluir eliminar una o más porciones de los datos de la imagen. La etapa de reducir el tamaño de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital puede incluir las etapas de filtrado, suavizado, muestreo o submuestreo de los datos de imagen. Las etapas de filtrado, suavizado, muestreo o submuestreo de los datos de la imagen pueden repetirse varias veces.

El procedimiento puede incluir la etapa inicial adicional de muestreo descendente de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital. La etapa de muestreo descendente de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital puede incluir uno o más cálculos de ajuste a escala de los datos de la imagen. La etapa de muestreo descendente de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital puede incluir uno o más cálculos de ajuste a escala de la pirámide de datos de la imagen.

El procedimiento puede incluir la etapa inicial adicional de aumentar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital. El procedimiento puede incluir la etapa inicial adicional de optimizar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital. La etapa de optimizar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital puede incluir el uso de una ecualización de histograma. La etapa de optimizar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital puede incluir el uso de una ecualización de histograma adaptativa.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de eliminar el ruido de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital después de la etapa de aumentar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital.

La etapa de eliminar el ruido de los datos de la primera y/o segunda imagen vascular digital puede incluir el uso de un filtro de paso bajo.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de fusionar o unir los grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado. Los grupos pueden "fusionarse" aumentando los datos de intensidad entre los grupos. Se puede usar un filtro medio de paso único, o núcleo, para ajustar el valor de intensidad de los datos de imagen entre grupos a un valor de intensidad promedio de los grupos en esa región. El efecto de esto es difuminar, o promediar, los valores de intensidad dentro de una región determinada, de modo que dos grupos cercanos se conviertan, de hecho, en un grupo.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de reducir el tamaño de los datos de la primera y/o segunda imagen del grupo fusionado. Esto puede incluir eliminar una o más porciones de los datos de la imagen. La etapa de reducir el tamaño de los datos de la primera y/o segunda imagen del grupo fusionado puede incluir las etapas de filtrado, suavizado, muestreo o submuestreo de los datos de imagen. Las etapas de filtrado, suavizado, muestreo o submuestreo de los datos de la imagen pueden repetirse varias veces.

El procedimiento puede incluir la etapa inicial adicional de muestreo descendente de los datos de la primera y/o segunda imagen del grupo fusionado. La etapa de muestreo descendente de los datos de la primera y/o segunda imagen del grupo fusionado puede incluir uno o más cálculos de ajuste a escala de los datos de la imagen. La etapa de muestreo descendente de los datos de la primera y/o segunda imagen del grupo fusionado puede incluir uno o más cálculos de ajuste a escala de la pirámide de datos de la imagen.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de crear la primera y/o segunda imagen vascular digital a partir de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de crear una imagen digital del primer y/o segundo grupo de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que el gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacente es menor que un valor predeterminado.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de crear una imagen digital de los grupos identificados en los datos de la primera y/o segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de crear una imagen digital de los grupos comunes identificados entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima de un valor predeterminado.

El procedimiento puede incluir la etapa adicional de crear una imagen digital de los grupos comunes registrados entre los datos de la primera y segunda imagen.

El procedimiento puede comprender proporcionar una pluralidad de datos de imágenes vasculares digitales y procesar cada uno de los datos de imágenes digitales según el primer aspecto de la invención para registrar todos los grupos comunes entre todos los datos de imágenes.

También se describe un aparato de procesamiento de imágenes que comprende:

un módulo de provisión de imagen vascular digital dispuesto para proporcionar datos de la primera y segunda imagen vascular digital;

y un procesador dispuesto para:

procesar los datos de la primera y segunda imagen con un filtro direccional bidimensional que tiene el efecto de producir grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que la magnitud de un gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado;

identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado;

identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado; y

registrar los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen.

Además, se describe un oftalmoscopio láser de escaneo que tiene un aparato de procesamiento de imágenes que comprende:

un módulo de provisión de imagen vascular digital dispuesto para proporcionar datos de la primera y segunda imagen vascular digital; y

un procesador dispuesto para:

procesar los datos de la primera y segunda imagen con un filtro direccional bidimensional que tiene el efecto de producir grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que la magnitud del gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado;

identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado;

identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado; y

registrar los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen.

También se describe un producto de programa informático codificado con instrucciones que, cuando se ejecuta en un ordenador, hace que el ordenador reciba datos de imágenes y realice un procedimiento de procesamiento de imágenes vasculares digitales que comprende:

proporcionar datos de la primera y segunda imagen vascular digital;

procesar los datos de la primera y segunda imagen con un filtro direccional bidimensional que tiene el efecto de producir grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que la magnitud del gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado;

identificar grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado;

identificar grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un valor predeterminado; y

registrar los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen.

El producto de programa informático puede almacenarse o transmitirse como una o más instrucciones o código en un medio legible por ordenador. Los medios legibles por ordenador incluyen tanto medios de almacenamiento como medios de comunicación, incluido cualquier medio que facilite la transferencia de un programa informático de un lugar a otro. Un medio de almacenamiento puede ser cualquier medio disponible al que pueda acceder un ordenador. A modo de ejemplo, dichos medios legibles por ordenador pueden comprender RAM, ROM, EEPROM, CD-ROM u otro almacenamiento de disco óptico, almacenamiento de disco magnético u otros dispositivos de almacenamiento magnético, o cualquier otro medio que pueda usarse para transportar o almacenar el código de programa deseado en forma de instrucciones o estructuras de datos y a los que puede acceder un ordenador. Además, cualquier conexión se denomina correctamente medio legible por ordenador. Por ejemplo, si el software se transmite desde un sitio web, un servidor u otra fuente remota usando un cable coaxial, un cable de fibra óptica, un par trenzado, una línea de

abonado digital (DSL) o tecnologías inalámbricas tales como infrarrojos, radio y microondas, entonces el cable coaxial, el cable de fibra óptica, el par trenzado, la DSL o las tecnologías inalámbricas tales como infrarrojos, radio y microondas están incluidos en la definición de medio. El disco, como se usa en el presente documento, incluye disco compacto (CD), disco láser, disco óptico, disco versátil digital (DVD), disquete y disco blu-ray™ donde unos discos generalmente reproducen datos magnéticamente, mientras que otros discos reproducen datos ópticamente con láser. Las combinaciones de lo anterior también deben incluirse dentro del alcance de los medios legibles por ordenador. Las instrucciones o código asociados con un medio legible por ordenador del producto de programa informático pueden ser ejecutados por un ordenador, por ejemplo, por uno o más procesadores, tales como uno o más procesadores de señal digital (DSP), microprocesadores de propósito general, ASIC, FPGA u otra circuitería lógica integrada o discreta equivalente.

La figura 1 es un diagrama de flujo que detalla las etapas del procedimiento de un algoritmo de registro para el registro afín de pares o secuencias de imágenes retinianas. La figura 1 ilustra las etapas del procedimiento para procesar los datos de la imagen retiniana digital. La primera imagen puede denominarse "imagen base", y cada imagen posterior se denomina imagen de "entrada".

Con referencia a las figuras 1, 2a y 2b, la primera etapa 100 del procedimiento es proporcionar datos de la primera y segunda imagen retiniana. Los datos de la primera y segunda imagen digital retiniana están representados por la primera y segunda imagen digital retiniana 10a, 10b. Los datos de la primera y segunda imagen vascular digital incluyen la intensidad del incidente de iluminación en los uno o más píxeles usados para producir los datos de la imagen. La primera y segunda imagen digital retiniana 10a, 10b ilustradas aquí se obtienen mediante un oftalmoscopio láser de escaneo de campo amplio (SLO), como se conoce en la técnica. Como se ilustra en las figuras 2a y 2b, la primera y segunda imagen retiniana 10a, 10b muestran el disco óptico 1 y la vasculatura 2 de la retina 3.

La segunda etapa 200 del procedimiento consiste en reducir el tamaño de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital. Esto se logra mediante un muestreo descendente de los datos. En la realización de la invención descrita aquí, los datos de la primera y segunda imagen vascular digital se muestrean de forma descendente a través de un cálculo del ajuste a escala piramidal. Sin embargo, debe apreciarse que podrían usarse otros procedimientos de cálculo de filtrado, suavizado, muestreo o submuestreo conocidos.

La reducción del tamaño de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital aumenta la velocidad de los cálculos posteriores y ajusta a escala los rasgos característicos de la vasculatura de modo que se produzca un grado óptimo de resonancia durante las operaciones de circunvolución posteriores (descritas a continuación). El muestreo descendente ajusta a escala la vasculatura de modo que la curvatura típica, y por lo tanto las microesquinas, estén dentro del área de interés, es decir, de modo que se logre la mejor "resonancia" del filtro de detección de esquinas o núcleo.

La tercera etapa 300 del procedimiento consiste en optimizar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital. Esto se logra mediante el uso de un cálculo de ecualización de histograma. En la realización de la invención descrita aquí, se usa una ecualización de histograma adaptativa para optimizar el contraste entre la vasculatura y el fondo de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital. La ecualización de histograma adaptativa atenúa las variaciones en la iluminación general de los datos de la imagen al tiempo que aumenta el contraste local. Esto tiene el efecto de acentuar la vasculatura en relación con el fondo de la imagen. Este efecto es más notable en regiones donde los efectos de polarización tenderían a saturar la información de la vasculatura.

La cuarta etapa 400 del procedimiento consiste en eliminar el ruido de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital que aparece mediante el uso de la ecualización de histograma adaptativa. La eliminación de este ruido reduce las posibilidades de registrar falsos "golpes de esquina" durante las operaciones de circunvolución posteriores (descritas a continuación). La etapa de eliminar el ruido de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital se logra mediante un filtro de ruido de paso bajo (LP).

Las figuras 3a y 3b son la primera y segunda imágenes vasculares digitales 10a, 10b de las figuras 2a y 2b después del muestreo descendente (etapa 200), ecualización (etapa 300) y reducción de ruido (etapa 400). Como se puede ver en las figuras 3a y 3b, el contraste entre la vasculatura 2 y el fondo 4 de la retina se ha mejorado en comparación con la primera y segunda imagen digital retiniana 2a, 2b. La mejora de la vasculatura 2 en relación con el fondo 4 de la retina mejora los resultados de las operaciones de circunvolución posteriores (descritas a continuación).

La quinta etapa 500 del procedimiento consiste en procesar los datos de la primera y segunda imagen con un filtro direccional que tiene el efecto de producir grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que el gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado. En la realización de la invención descrita aquí, la etapa 500 de procesar los datos de la primera y segunda imagen con un filtro direccional se lleva a cabo mediante la circunvolución de los datos de la primera y segunda imagen con un núcleo (o filtro) de Gabor giratorio. Se considera que los puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes significan puntos de datos de imágenes que son inmediatamente adyacentes entre sí en una matriz de datos de píxeles, es decir, puntos de datos de imágenes que son adyacentes entre sí en cualquier fila o columna dada de la matriz. Debe apreciarse que los grupos pueden comprender cualquier número o configuración

de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes. Es decir, los grupos podrían ser una disposición de puntos de datos de imágenes de 1x1, 1x2, 2x1, 2x2, 3x2, 2x3 o similares.

El núcleo de Gabor es una forma de núcleo de filtro gaussiano bidimensional con un perfil que, en el presente caso, coincide con la estructura o forma de la intensidad de los datos de imagen a través de la vasculatura, es decir, la sección transversal de la vasculatura. La forma gaussiana del núcleo de Gabor le permite "ajustarse" o "resonar con" el perfil de la vasculatura, acentuando así la vasculatura, mientras que no se ajusta tan bien a otras regiones (de fondo), atenuando así estas regiones.

El núcleo de Gabor está circunvolucionado con cada uno de los datos de la primera y segunda imagen varias veces. Para cada circunvolución sucesiva, el núcleo de Gabor está orientado de manera diferente en relación con los datos de la imagen. En la realización descrita aquí, el núcleo de Gabor está efectivamente circunvolucionado ocho veces con cada uno de los datos de la primera y segunda imagen, girando el núcleo de Gabor 45 grados con respecto a los datos de imagen para cada circunvolución sucesiva. Por lo tanto, el núcleo de Gabor se gira 360 grados en relación con los datos de la imagen en 8 circunvoluciones. Se ha descubierto que el núcleo de Gabor es particularmente efectivo para resonar con las características de las secciones transversales de la vasculatura. En una realización donde el núcleo es simétrico, el efecto de 8 circunvoluciones sobre 360 grados se puede lograr en la práctica con solo cuatro circunvoluciones espaciadas sobre 180 grados.

Los datos de la primera y segunda imagen digital retiniana después de la circunvolución con el núcleo giratorio de Gabor se representan en las figuras 4a y 4b. Las figuras 4a y 4b representan una salida promedio de las 8 circunvoluciones. Como se ilustra, el efecto de la circunvolución de los datos de la primera y segunda imagen digital retiniana con el núcleo giratorio de Gabor descrito anteriormente es producir grupos 12 de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que la magnitud del gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un valor predeterminado. La circunvolución en otras palabras produce grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes que tienen valores de intensidad similares.

Con referencia a las figuras 4a a 6, los datos de la primera y segunda imagen digital retiniana después de la circunvolución con el núcleo giratorio de Gabor incluyen una línea de grupos 12 que tienen rasgos característicos de esquina (o "microesquina") que se puede ver que rastrean la vasculatura 2 de la retina 3. Es la rotación del núcleo de Gabor en relación con los datos de la imagen lo que crea los rasgos característicos de esquina (o microesquina) de los grupos 12. En particular, es la rotación del núcleo de Gabor a través de, al menos, 90 grados lo que crea los rasgos característicos de esquina (o microesquina) de los grupos 12.

De este modo, la vasculatura 2 de la retina 3 se ha mejorado a nivel local en la forma de una estructura “escalonada” de gradiente de alta intensidad de los rasgos característicos de esquina (o microesquina) de los grupos 12 entre los grupos 12 y el fondo 4 de la retina 3. Los rasgos característicos de esquina de los grupos 12 pueden ser cualquier esquina de la matriz de datos de imagen, como se describe anteriormente. El término "microesquina" puede referirse a un grupo 12 que comprende puntos de datos de imagen de 1x2 o 2x1.

La sexta etapa 600 del procedimiento consiste en identificar (o extraer) los grupos 12 en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes 12 está por encima de un valor predeterminado. La sexta etapa 600 identifica, de este modo, los grupos 12 que se encuentran aproximadamente en el límite entre la vasculatura 2 de la retina 3 y el fondo 4. Como se ilustra en las figuras 4a a 6, los grupos 12 tienen una intensidad mayor que el fondo 4. La etapa 600 del procedimiento identifica de este modo los grupos 12 que rastrean la vasculatura 2 de la retina 3.

En la realización de la invención descrita aquí, la etapa 600 de identificar los grupos 12 en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes 12 está por encima de un valor predeterminado se lleva a cabo usando un algoritmo de detección de esquinas. En la realización descrita aquí, se usa un algoritmo de detección de esquinas de Harris para identificar los grupos 12 en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes 12 está por encima de un valor predeterminado. Sin embargo, debe apreciarse que podría usarse cualquier otro algoritmo de detección de esquinas adecuado.

El algoritmo de detección de esquinas busca puntos de borde ortogonales en la primera y segunda imagen retiniana digital circunvolucionada. En particular, buscará puntos donde el gradiente exceda el umbral en dos direcciones simultáneamente. El algoritmo es configurable a ciertos umbrales de sensibilidad y calidad, según sea necesario. La figura 6 ilustra los puntos (+) identificados por el algoritmo de detección de esquinas.

Los algoritmos de detección de esquinas típicamente no se usan con imágenes retinianas, ya que la existencia de puntos de esquina no se encuentra comúnmente. Sin embargo, el preprocesamiento de los datos de la imagen con un filtro direccional, tal como el núcleo giratorio de Gabor, da como resultado datos de la imagen en los que la vasculatura 2 se ha mejorado a nivel local en forma de una "estructura escalonada" de gradiente de alta intensidad, o rasgos característicos de líneas de esquina (o microesquina) en toda la vasculatura 2. Es este preprocesamiento con el núcleo de Gabor giratorio el que facilita el uso de un algoritmo de detección de esquinas para identificar los grupos

12 que delinean la vasculatura 2 de la retina 3. La ventaja de este procedimiento, en comparación con el mapeo y la extracción de la vasculatura mediante el uso de algoritmos de rastreo conocidos, es una disminución significativa en la carga computacional.

Debido a que los datos de la imagen han sido ecualizados por histograma, los umbrales de gradiente de intensidad que son de interés serán aproximadamente los mismos en todos los datos de la imagen. El valor del umbral predeterminado dependerá del tamaño del área de interés usada en la ecualización. Establecer el valor real no necesita hacerse por ningún procedimiento analítico, sino que simplemente puede hacerse por medios empíricos de prueba y error. En algunas realizaciones, el umbral puede ser, por ejemplo, entre 10 % y 50 % del gradiente máximo posible. Por ejemplo, en una realización donde el gradiente máximo es 255, se puede establecer un gradiente umbral de 50, que representa aproximadamente el 20 % del máximo posible.

La séptima etapa 700 del procedimiento consiste en fusionar los grupos 12 en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes 12 está por encima de un valor predeterminado. La séptima etapa 700 difumina o fusiona los grupos 12 para resaltar aún más la vasculatura 2. Cuando los datos de la imagen se representan en una imagen, el efecto de la séptima etapa 700 es "unir los puntos" de los grupos 12 a lo largo de la vasculatura 2. La etapa 700 del procedimiento es útil ya que la posición de los grupos 12 en cada dato de imagen podría ser ligeramente diferente, por lo tanto, la fusión de los grupos 12 aumenta la posibilidad de que más grupos 12 se superpongan en posiciones características. Los puntos de las esquinas de la vasculatura que han sido "limitados" de la imagen todavía están en forma de escala de grises, es decir, cada punto de datos podría tener un valor de intensidad diferente, aunque todos están por encima del valor umbral. Por lo tanto, el procedimiento puede incluir la etapa adicional de convertir los datos de imagen "limitados" en una imagen binaria en la que todos los grupos de "esquinas" tienen un valor de 1 y todos los demás puntos de datos de imagen tienen un valor de 0.

La octava etapa 800 del procedimiento consiste en enmascarar los grupos 12 en la periferia de la imagen que pueden estar unidos a rasgos característicos no relevantes, tal como las pestañas.

La novena etapa 900 del procedimiento consiste en reducir el tamaño de los datos de la primera y segunda imagen del grupo fusionado. Esto se logra mediante un muestreo descendente de los datos. En la realización de la invención descrita aquí, los datos de la primera y segunda imagen vascular digital se muestrean de forma descendente a través de un cálculo del ajuste a escala piramidal. Sin embargo, debe apreciarse que podrían usarse otros procedimientos de cálculo de filtrado, suavizado, muestreo o submuestreo conocidos.

Los datos de la primera y segunda imagen retiniana después de la fusión (etapa 700), el enmascaramiento (800) y el muestreo descendente (900) se representan en las figuras 5a y 5b.

La décima etapa 1000 del procedimiento consiste en identificar grupos comunes 12 entre los datos de la primera y segunda imagen donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes 12 está por encima de un valor predeterminado. La décima etapa 1000 identifica de este modo los grupos comunes 12 entre cada uno de los datos de la primera y segunda imagen retiniana. En la realización descrita aquí, la etapa 1000 implica la correlación cruzada de los datos de imagen de las figuras 5a y 5b.

La correlación cruzada de los datos de imagen de las figuras 5a y 5b se ilustra en las figuras 7 y 1. En la realización descrita aquí, los datos de la segunda imagen de la figura 5b están correlacionados de forma cruzada con los primeros datos de imagen de la figura 5a varias veces. Con cada correlación cruzada posterior, los datos de la segunda imagen se rotan de forma gradual en relación con la última. Las correlaciones cruzadas múltiples pueden rotarse aproximadamente 40 grados. Las correlaciones cruzadas múltiples pueden rotarse aproximadamente 20 grados alrededor de un punto de pivote ubicado sustancialmente alrededor del punto del disco óptico de la retina. Las múltiples correlaciones cruzadas pueden, por supuesto, rotarse a través de aproximadamente cualquier grado adecuado alrededor del punto de pivote ubicado sustancialmente alrededor del punto del disco óptico de la retina.

Los datos se emiten como una correlación cruzada normalizada. El pico en la correlación cruzada (es decir, la mejor coincidencia entre los datos de imagen) se registra para cada ángulo de correlación y la confianza se deduce de una medición del aislamiento del pico dentro de la superficie de correlación 5 para cada ángulo de correlación. Más específicamente, un coeficiente de confianza se calcula como una ponderación de la altura del pico multiplicada por la pendiente total de las "paredes" del pico dividida por la media del resto (es decir, excluyendo la región del pico) de la superficie de correlación 5. Un valor alto en esta métrica es indicativo de un pico agudo, alto y aislado, que es una característica de estrecha correlación y, por lo tanto, una gran confianza en la precisión del registro. El umbral en el que la confianza se cambia a baja, que puede observarse como una ausencia en cualquier pico de correlación aislado, se establece ponderando la medida de confianza de modo que valores inferiores a la unidad indiquen baja confianza.

La décima etapa 1000 del procedimiento también incluye determinar las diferencias de posición entre los grupos comunes identificados 12 en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen. La posición del grupo 12 incluye su posición angular y traslacional (ángulo de rotación y traslaciones x e y). Las diferencias de posición entre los grupos comunes identificados 12 en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen se denominan parámetros de traslación.

La undécima etapa 1100 del procedimiento consiste en registrar los grupos comunes 12 entre los datos de la primera y segunda imagen. Aquí, los parámetros de traslación determinados a partir de la etapa 1000 se usan para alinear los datos de la segunda imagen con los datos de la primera imagen o alinear la primera y segunda imagen retiniana digital 10a, 10b, de la manera conocida.

La figura 8 ilustra las imágenes vasculares digitales producidas durante el procedimiento de procesamiento y la primera y segunda imagen vascular digital 10a, 10b registradas. La parte superior izquierda y superior derecha de la figura 8 ilustran la primera y segundo imagen vascular digital 10a, 10b de las figuras 2a y 2b después del muestreo descendente (etapa 200), ecualización (etapa 300) y reducción de ruido (etapa 400) (figuras 3a y 3b). La parte central izquierda y central derecha de la figura 8 ilustran los datos de la primera y segunda imagen retiniana digital después de la circunvolución con el núcleo giratorio de Gabor (figuras 4a y 4b). La parte inferior izquierda e inferior derecha de la figura 8 ilustran la primera y segunda imagen vascular digital 10a, 10b en sus posiciones registradas. La parte superior central de la figura 8 es la superficie de correlación 5 de la figura 7. La parte central de la figura 8 ilustra el pico en correlación cruzada para cada ángulo de correlación. La parte central inferior de la figura 8 ilustra el pico en correlación cruzada para cada ángulo de correlación. La parte inferior central de la figura 8 ilustra la primera y segunda imagen vascular digital registrada y superpuesta 10a, 10b.

El procedimiento de la invención reduce drásticamente los requisitos computacionales del procesador, aumenta la precisión y permite el registro de imágenes obtenidas en varios modos de imagen. La eficiencia computacional proporcionada por el procedimiento de la invención es el resultado de la comprensión de que la circunvolución de los datos de imagen con un núcleo de Gabor giratorio produce datos de imagen en los que la vasculatura se ha modificado para proporcionar una estructura "escalonada" de gradiente de alta intensidad de grupos de datos de imagen que rastrean la vasculatura. La creación de estos rasgos característicos de esquina (o microesquina) en los datos de imagen facilita el uso de un algoritmo de detección de esquina conocido para extraer la posición de los grupos para su comparación y registro. La circunvolución de los datos de imagen con un núcleo de Gabor giratorio y el uso de un algoritmo de detección de esquinas reduce de esta manera los requisitos computacionales del procedimiento. Además, el uso de un algoritmo de detección de esquinas aumenta la precisión del proceso de registro, ya que las esquinas (y la vasculatura) se pueden determinar con precisión en comparación con las técnicas conocidas de registro de imágenes retinianas.

Además, dado que el procedimiento usa conjuntos de rasgos característicos (distancias entre puntos de vasculatura) que son comunes en diferentes modos de imagen retiniana (por ejemplo, reflectancia, autofluorescencia, etc.), es posible el registro intermodal (es decir, imágenes de autofluorescencia a reflectancia).

Se pueden hacer modificaciones y mejoras a lo anterior sin apartarse del alcance de la presente invención, que se define mediante las reivindicaciones. Por ejemplo, aunque el procedimiento se ha descrito e ilustrado con el uso de imágenes retinianas, debe apreciarse que se pueden usar otras imágenes vasculares digitales, tal como imágenes vasculares de un órgano o parte del cuerpo de un humano o un animal. La vasculatura del órgano o la parte del cuerpo puede incluir los vasos sanguíneos, las arterias y las venas del mismo. La vasculatura del órgano o la parte del cuerpo también puede incluir el sistema circulatorio del mismo.

Además, aunque el procedimiento se ha descrito con el uso de un núcleo de Gabor, debe apreciarse que se puede usar cualquier núcleo, filtro, matriz de filtro, ventana, plantilla o máscara con la forma adecuada. Por ejemplo, se puede usar un filtro o núcleo gaussiano. Además, aunque se ha descrito un núcleo de Gabor giratorio que gira 360 grados (con ocho circunvoluciones), se debe apreciar que el núcleo no necesita "rotar", solo necesita ser circunvolucionado con los datos de la imagen en dos dimensiones ortogonales (es decir, una primera circunvolución y a continuación una segunda circunvolución en un ángulo de 90 grados a partir de la primera). Sin embargo, rotar el núcleo 360 grados potencia la mejora de la vasculatura, como se describe anteriormente, y resulta preferente. Además, aunque el procedimiento se ha descrito anteriormente como el uso de un solo núcleo circunvolucionado con los datos de la imagen varias veces, se debe apreciar que cualquier número de núcleos diferentes podría estar circunvolucionado con los datos de la imagen en cualquier número de ángulos relativos a los mismos.

Además, aunque el procedimiento se ha descrito e ilustrado anteriormente como el registro de dos imágenes retinianas, se debe apreciar que el procedimiento puede comprender la etapa de proporcionar una pluralidad de datos de imágenes vasculares digitales (y una pluralidad de imágenes vasculares digitales) y procesar cada imagen digital según el procedimiento descrito anteriormente para registrar todos los datos de imagen e imágenes.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de procesamiento de imágenes vasculares digitales que comprende las etapas de:

proporcionar (100) datos de la primera imagen vascular digital que representan una primera imagen vascular digital obtenida por un primer modo de imagen, y datos de la segunda imagen vascular digital que representan una segunda imagen vascular digital obtenida por un segundo modo de imagen que es diferente del primer modo de imagen;

procesar (500) los datos de la primera y segunda imagen vascular digital con un filtro direccional bidimensional que tiene el efecto de producir grupos de puntos de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes en las que la magnitud de un gradiente de intensidad entre cada punto de datos de imágenes ortogonalmente adyacentes es menor que un primer valor predeterminado;

identificar (600) grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un segundo valor predeterminado;

identificar (1000) grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen vascular digital donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes es mayor que un tercer valor predeterminado; y

registrar (1100) los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen vascular digital.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que la etapa de procesar (500) los datos de la primera y segunda imagen vascular digital con dicho filtro direccional bidimensional incluye múltiples circunvoluciones de cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital con uno o más núcleos de filtro, estando orientado(s) el (los) núcleo(s) de filtro de manera diferente para cada circunvolución.

3. Un procedimiento como se reivindica en la reivindicación 2, en el que el filtro direccional bidimensional se rota gradualmente en relación con los datos de imagen para cada circunvolución sucesiva.

4. Un procedimiento según la reivindicación 2 o la reivindicación 3, en el que el filtro direccional bidimensional se gira efectivamente 360 grados con respecto a cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital en varias circunvoluciones.

5. Un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el filtro direccional bidimensional es un filtro de Gabor.

6. Un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la etapa de identificar (600) grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima del segundo valor predeterminado incluye el uso de un algoritmo de detección de esquinas, y

en el que, opcionalmente, el algoritmo de detección de esquinas funciona identificando grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes en dos direcciones ortogonales está simultáneamente por encima de dicho segundo valor predeterminado.

7. Un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la etapa de identificar (1000) grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen vascular digital donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima del tercer valor predeterminado incluye:

correlación cruzada de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital circunvolucionados; o

correlación cruzada de los grupos identificados en los datos de la primera y segunda imagen; o

múltiples correlaciones cruzadas de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital circunvolucionados con diferentes orientaciones, en el que, opcionalmente, las múltiples correlaciones cruzadas se rotan en etapas de aproximadamente 20 grados o más alrededor de un punto de pivote ubicado sustancialmente alrededor del punto del disco óptico de la retina.

8. Un procedimiento según la reivindicación 7, en el que la etapa de correlacionar de forma cruzada los datos de la primera y segunda imagen vascular digital circunvolucionados incluye la etapa adicional de determinar las diferencias de posición entre los grupos comunes identificados en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital, en el que, opcionalmente, la posición del grupo incluye su posición angular y/o su posición de traslación, denominándose a las diferencias de posición entre los grupos comunes identificados en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital parámetros de traslación, en el que la etapa de registrar (1100) los grupos comunes entre los datos de la primera y segunda imagen vascular digital usa los parámetros de traslación determinados para alinear los datos de la primera y segunda imagen vascular digital.

9. Un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el procedimiento incluye la etapa de fusionar (700) grupos en cada uno de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital donde la magnitud del gradiente de intensidad entre uno o más grupos adyacentes está por encima del cuarto valor predeterminado.

10. Un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que se usa un filtro medio para ajustar el valor de intensidad de los datos de imagen entre grupos a un valor de intensidad promedio de los grupos en esa región.

11. Un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el procedimiento incluye la etapa de crear la primera y/o segunda imagen vascular digital a partir de los datos de la primera y segunda imagen vascular digital.

12. Un método según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el procedimiento incluye la

etapa de crear una imagen digital de los grupos comunes registrados entre los datos de la primera y segunda imagen.

13. Un aparato de procesamiento de imágenes que comprende:

un módulo de provisión de imagen vascular digital dispuesto para proporcionar datos de la primera y segunda imagen vascular digital; y

un procesador configurado para llevar a cabo el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.

14. Un oftalmoscopio láser de escaneo que comprende un aparato de procesamiento de imágenes de la reivindicación 13.

15. Un producto de programa informático codificado con instrucciones que, cuando se ejecutan en un ordenador, hacen que el ordenador reciba datos de imágenes y realice un procedimiento de procesamiento de imágenes vasculares digitales según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.

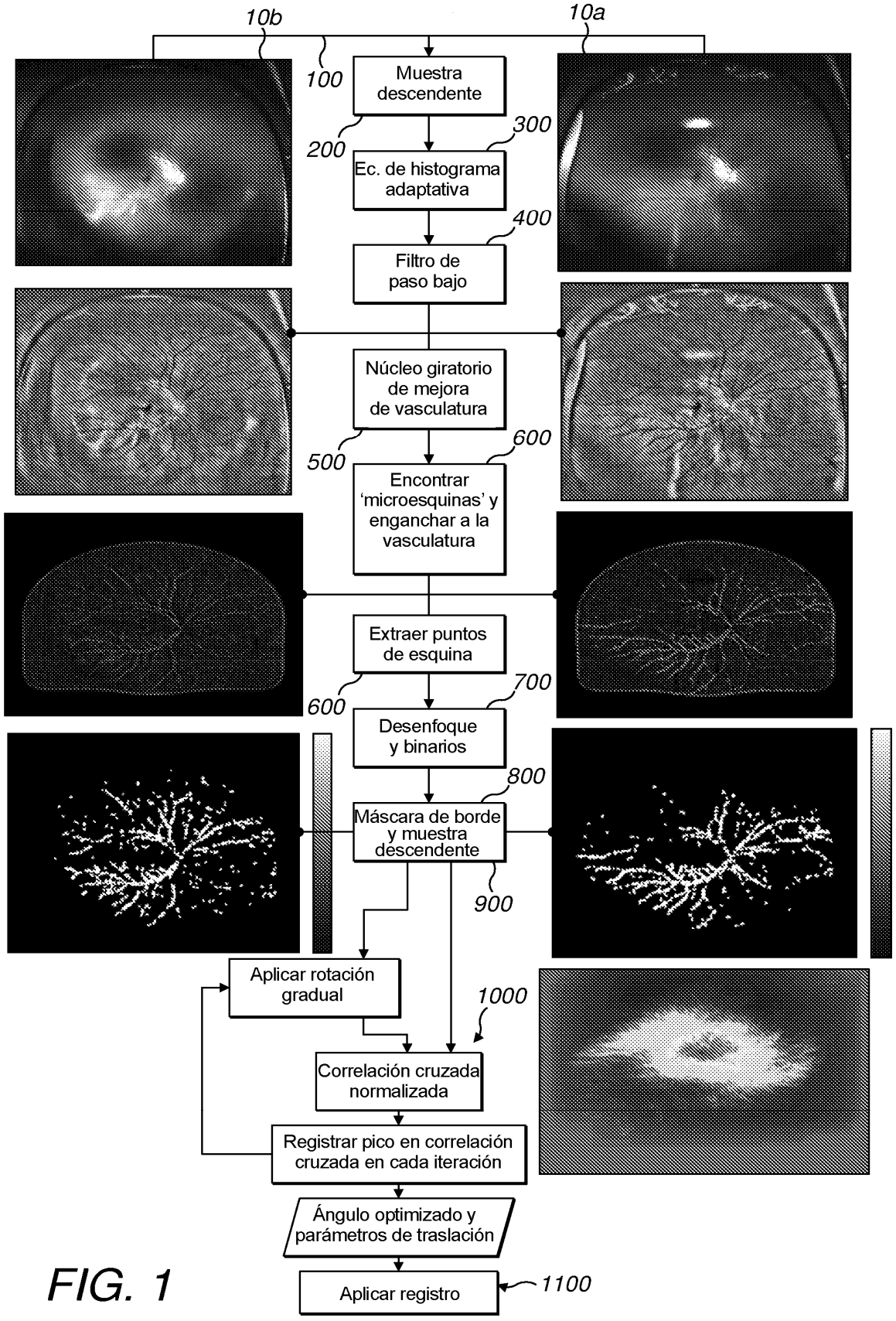
10b
10a
100
Muestra descendente
200
300
Ec. de histograma adaptativa
400
Filtro de paso bajo
Núcleo giratorio de mejora de vasculatura
500
600
Encontrar 'microesquinas' y enganchar a la vasculatura
Extraer puntos de esquina
600
700
Desenfoque y binarios
800
Máscara de borde y muestra descendente
900
Aplicar rotación gradual
1000
Correlación cruzada normalizada
Registrar pico en correlación cruzada en cada iteración
Ángulo optimizado y parámetros de traslación
Aplicar registro
1100

FIG. 1

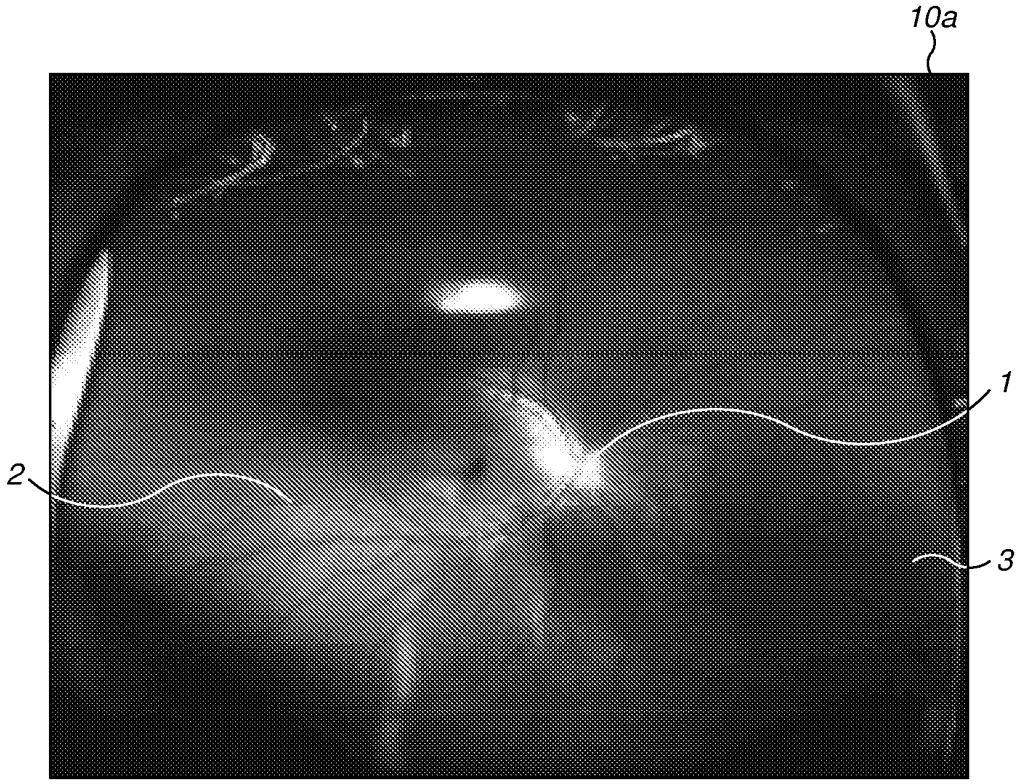

FIG. 2a

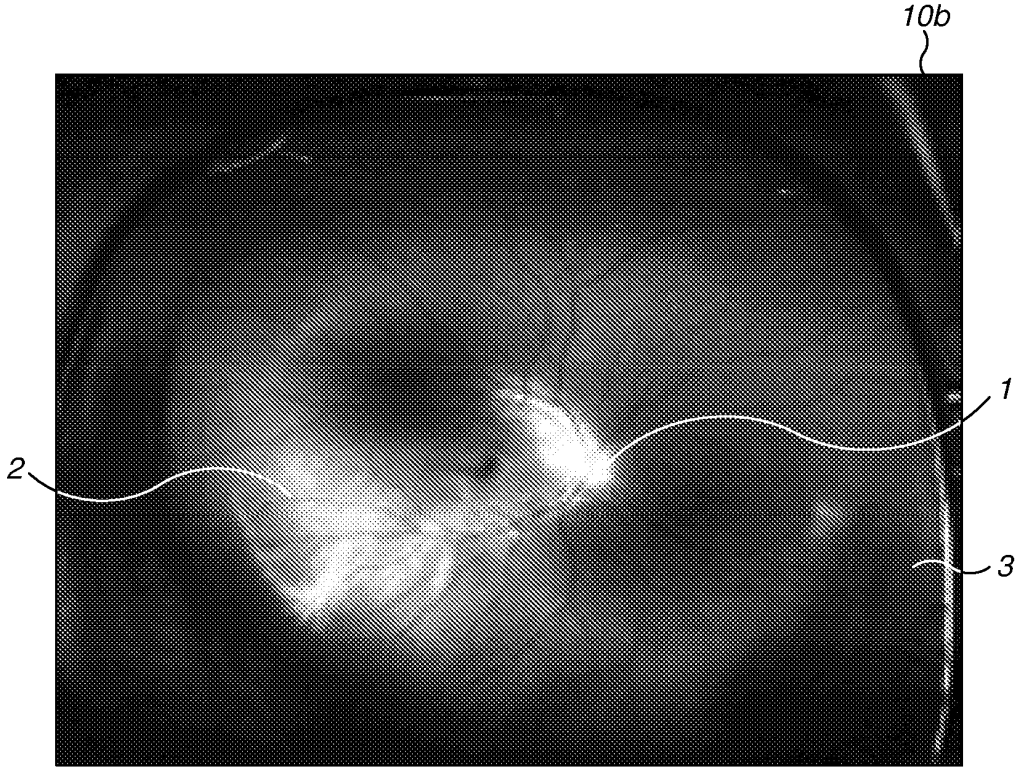

FIG. 2b

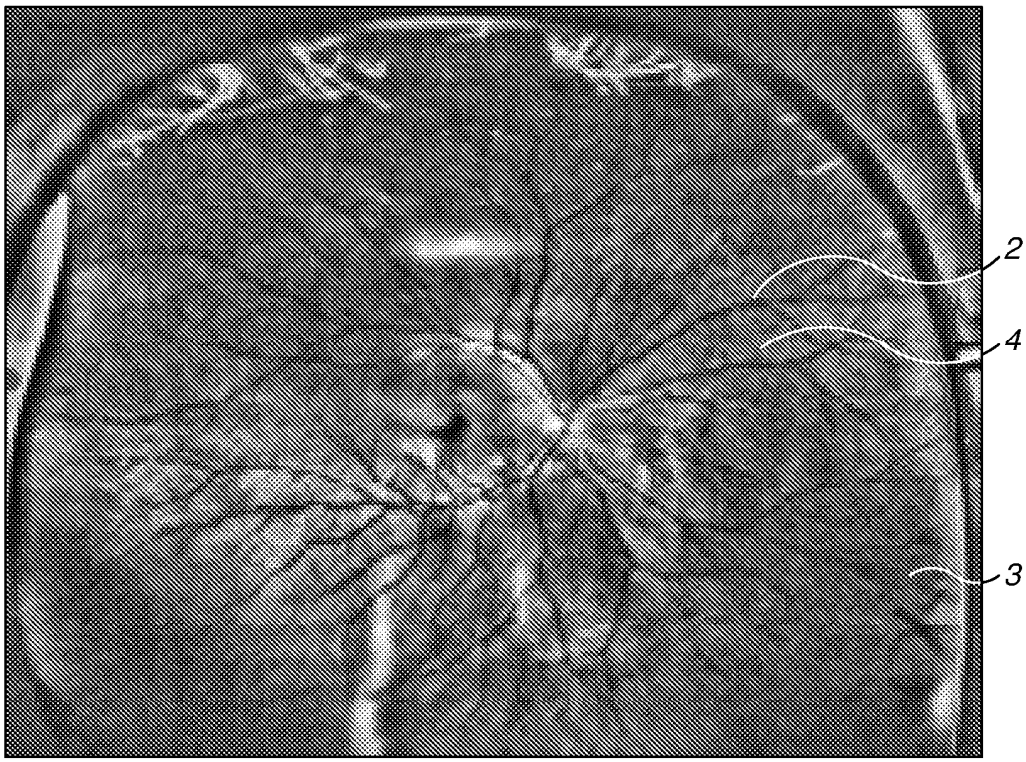

FIG. 3a

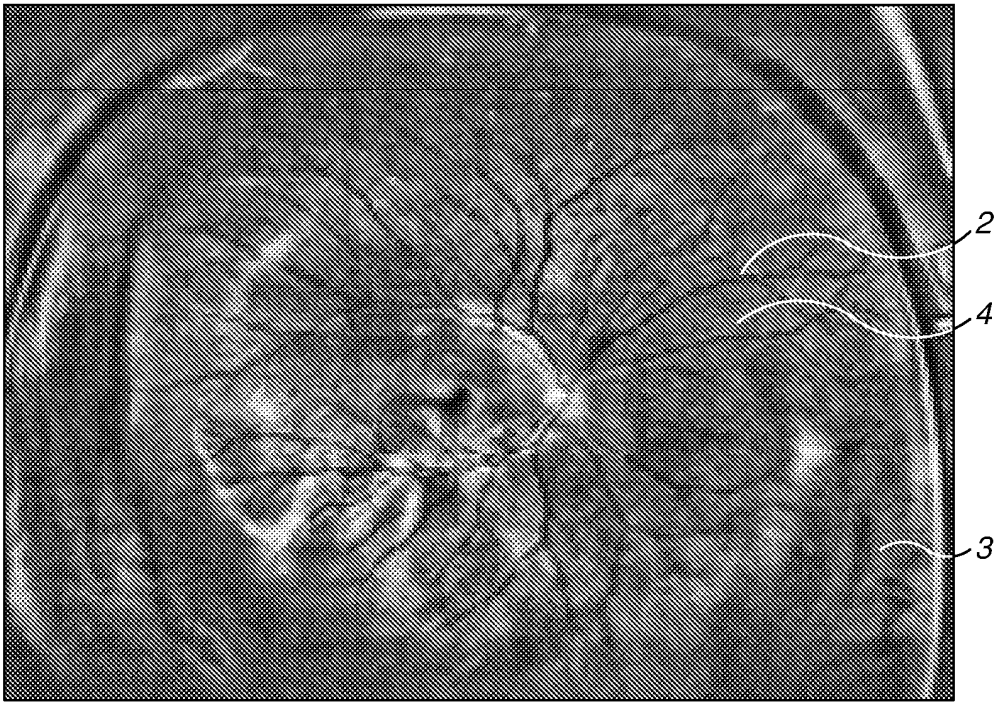

FIG. 3b

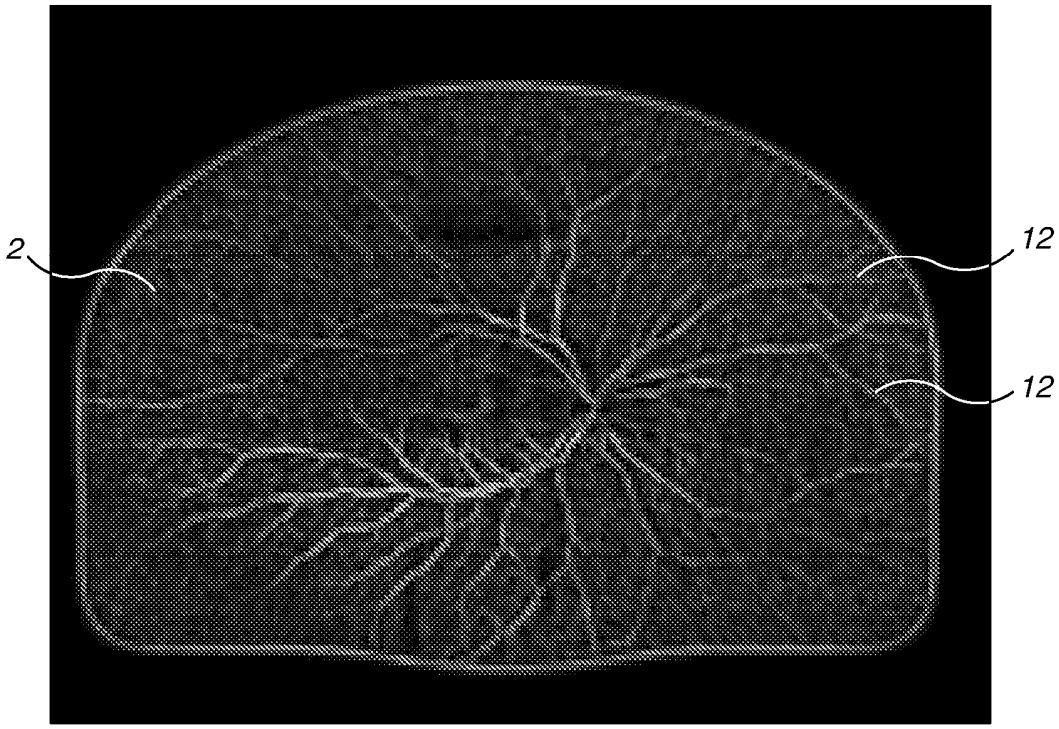

FIG. 4a

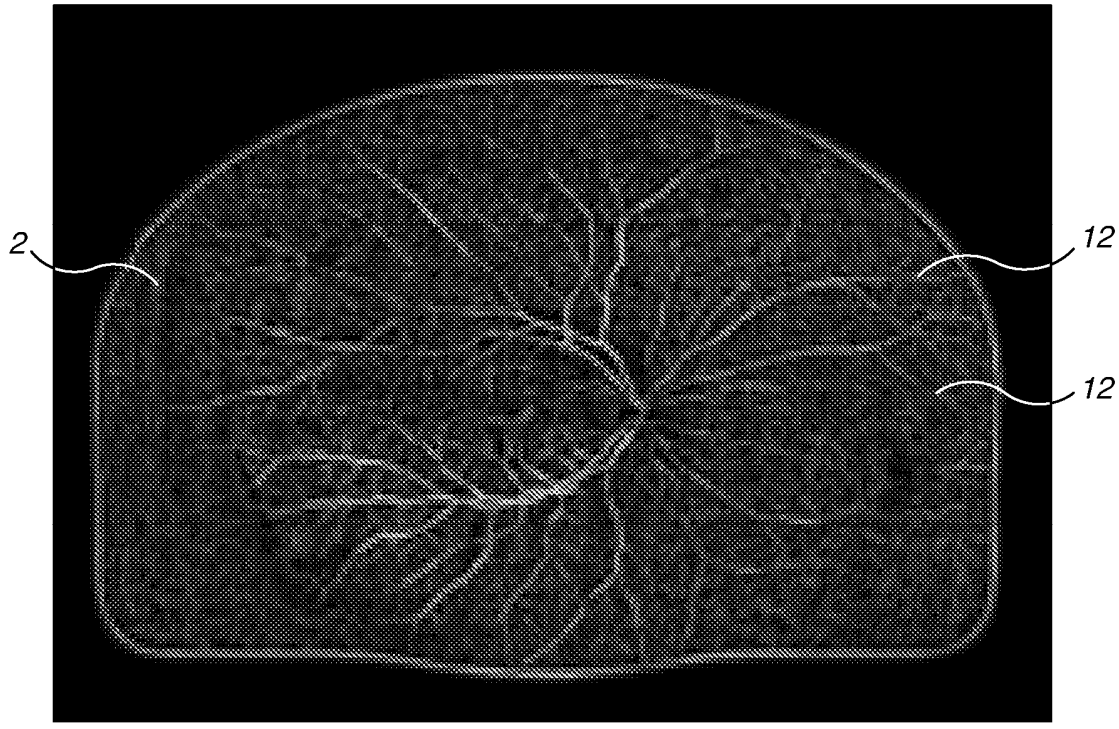

FIG. 4b

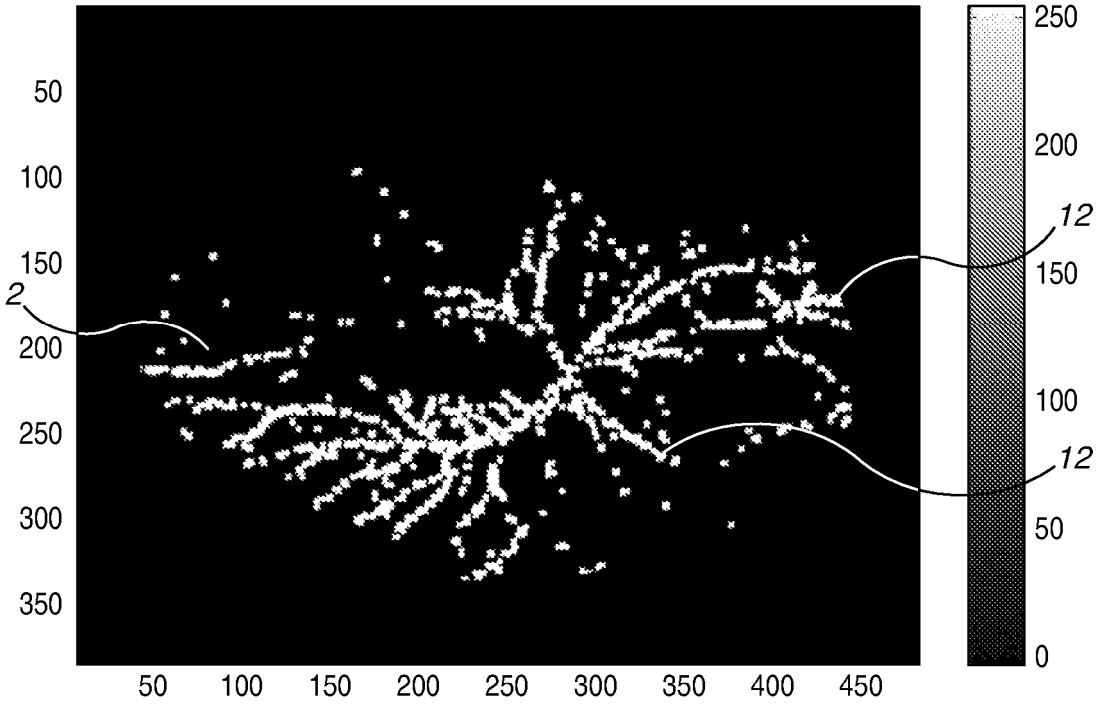
50
100
150
200
250
300
350
50 100 150 200 250 300 350 400 450
250
200
150
100
50
0
2
12
12

FIG. 5a

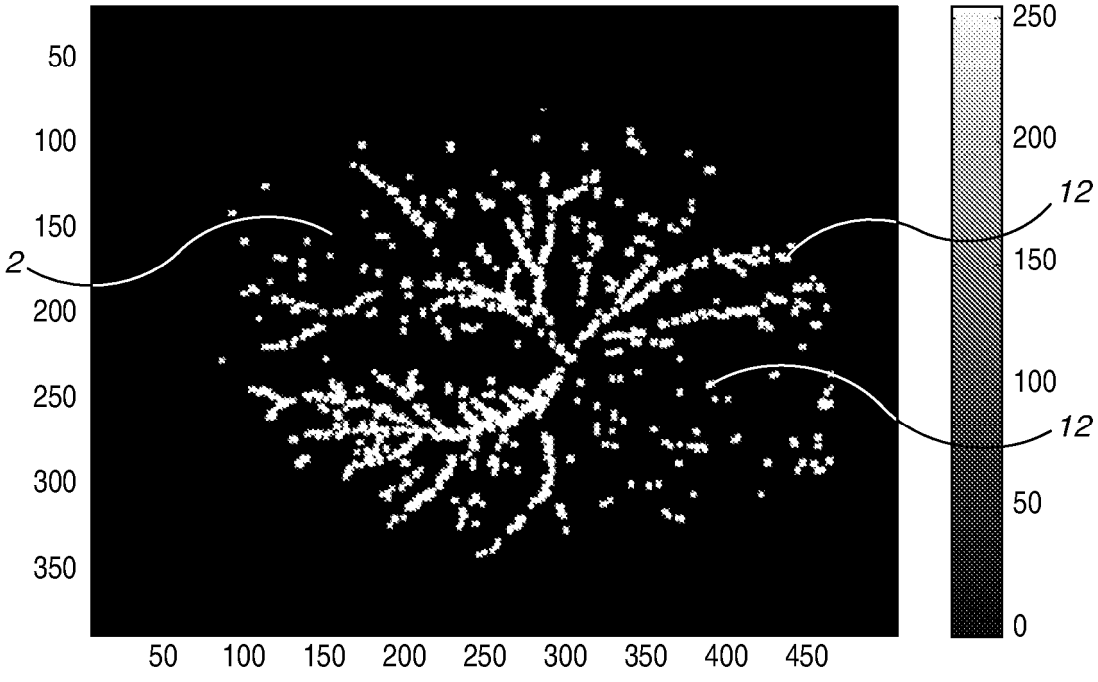
50
100
150
200
250
300
350
50 100 150 200 250 300 350 400 450
250
200
150
100
50
0
2
12
12

FIG. 5b

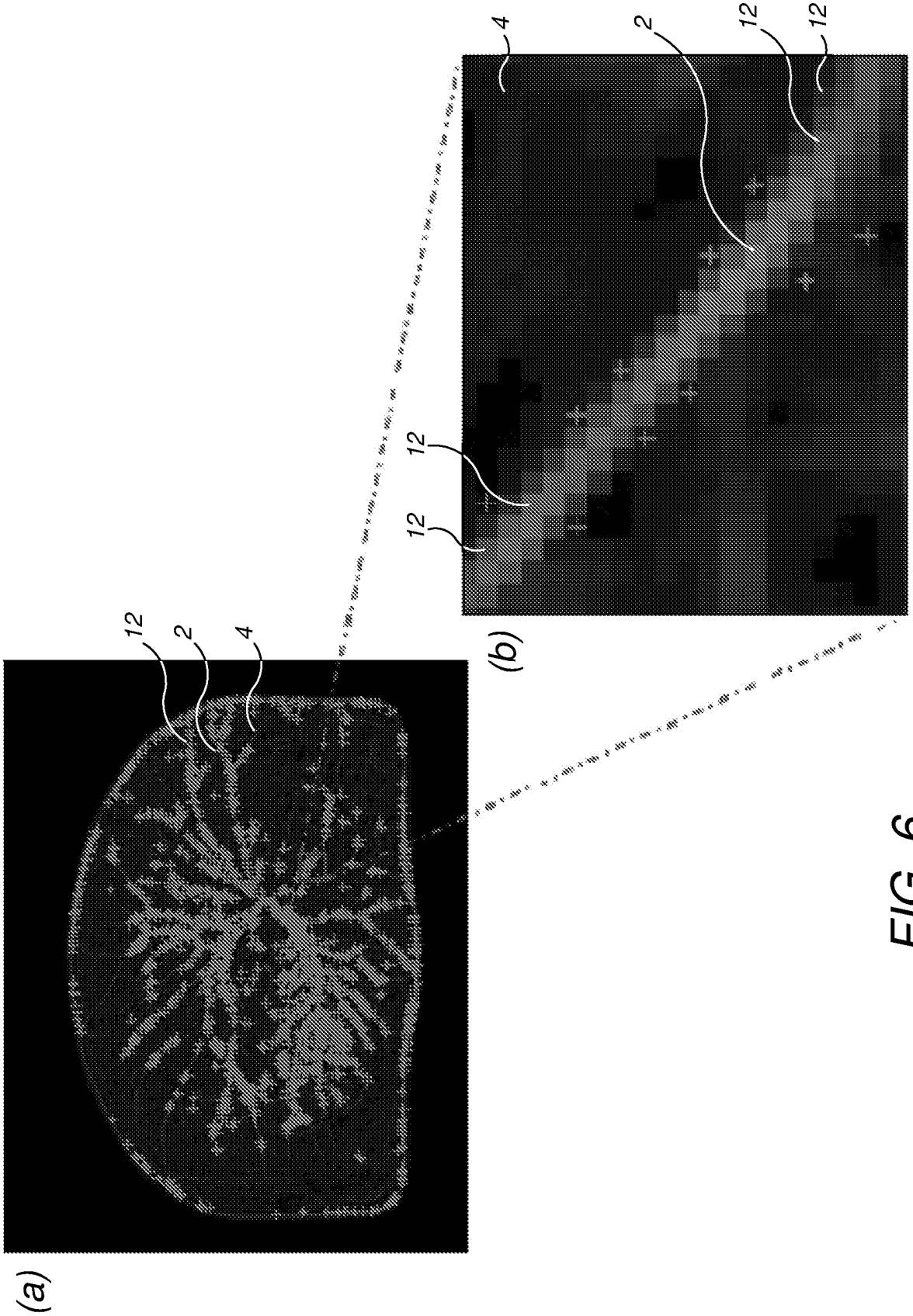

FIG. 6

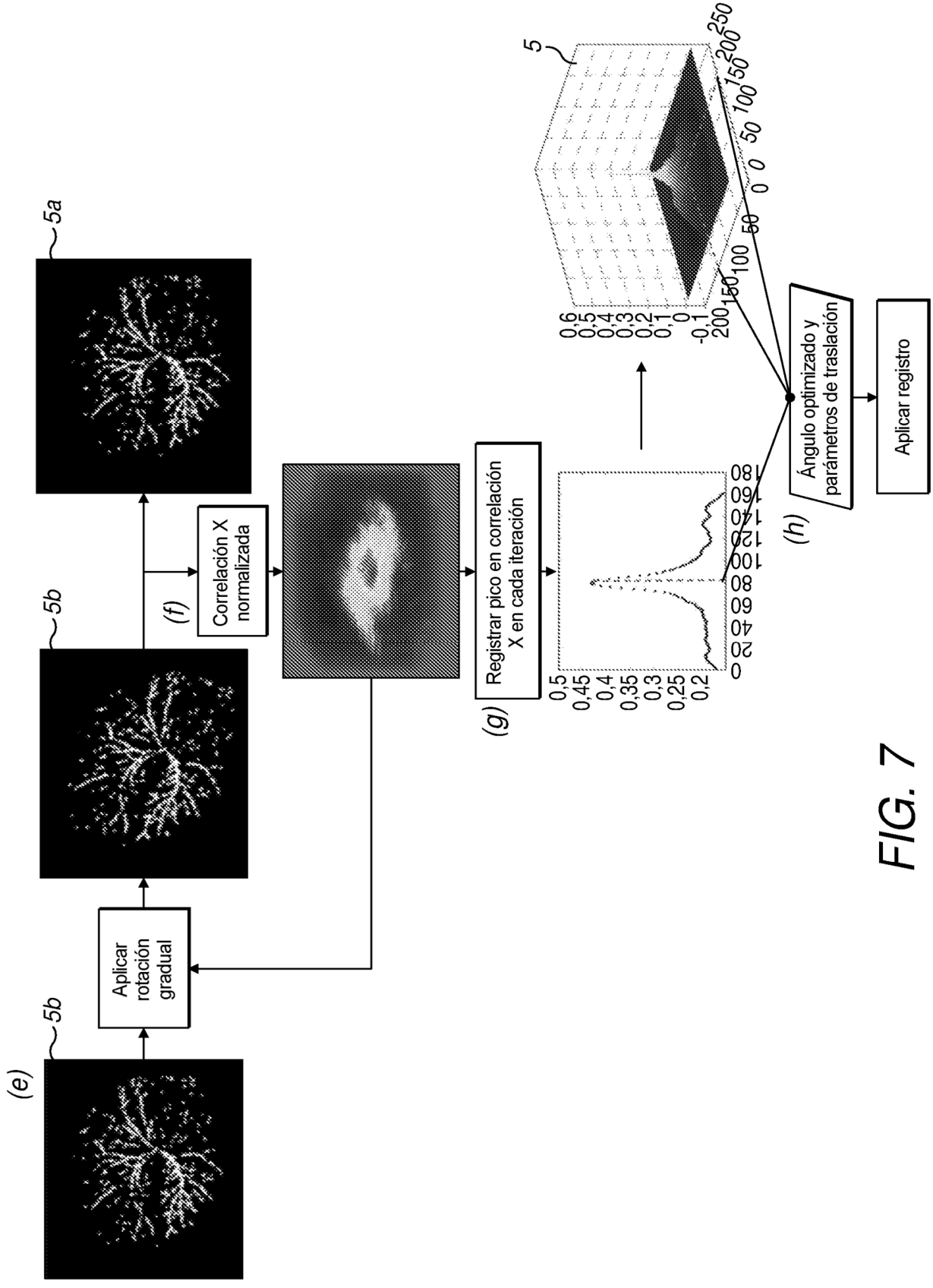
(e)
5b
Aplicar rotación gradual
5b
5a
(f)
Correlación X normalizada
(g)
Registrar pico en correlación X en cada iteración
5
(h)
Ángulo optimizado y parámetros de traslación
Aplicar registro

FIG. 7

FIG. 8A	FIG. 8B	FIG. 8C

FIG. 8

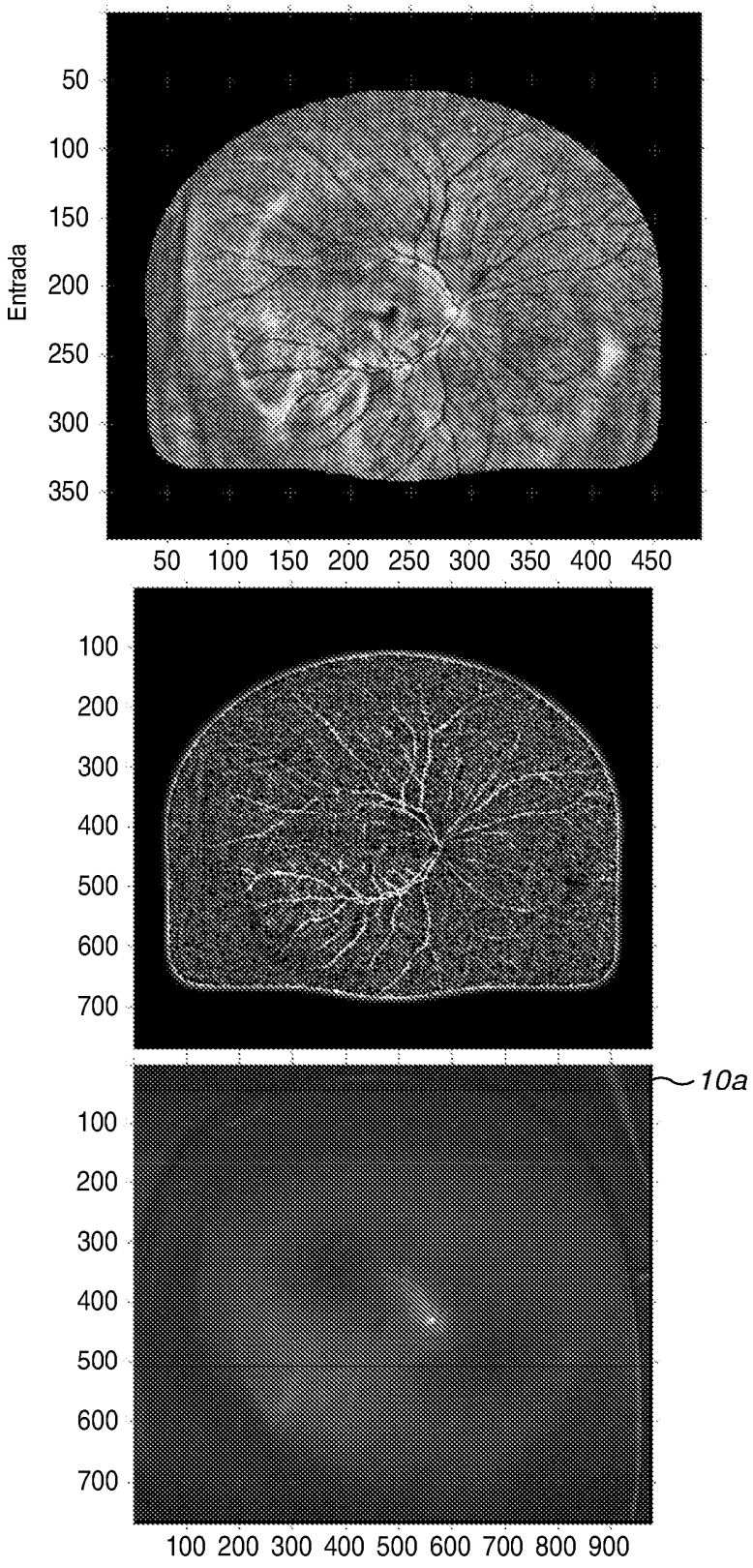

FIG. 8A

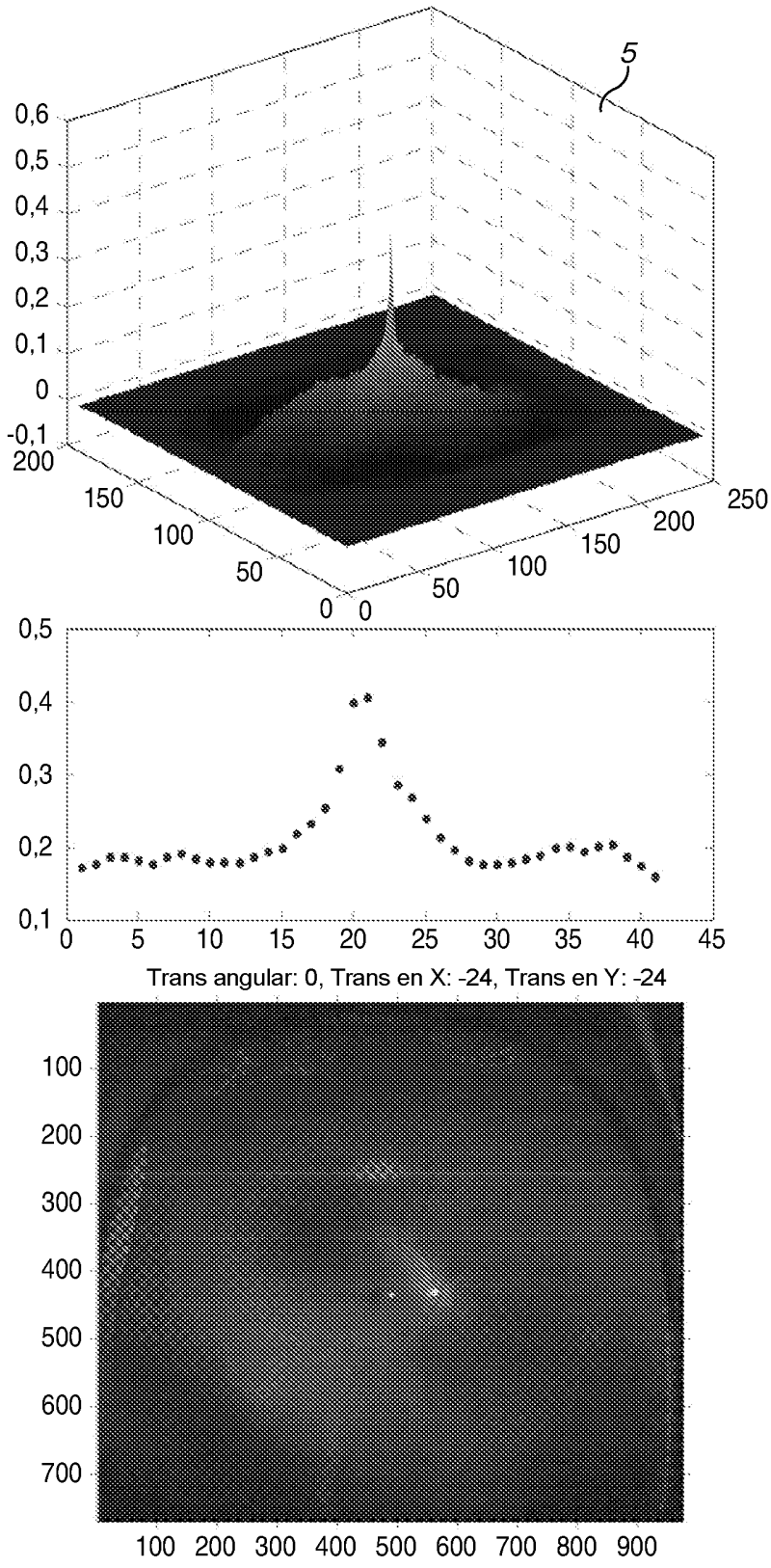
5
0,6
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0
-0,1
200
150
100
50
0
0
50
100
150
200
250
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0
5
10
15
20
25
30
35
40
45
Trans angular: 0, Trans en X: -24, Trans en Y: -24
100
200
300
400
500
600
700
100
200
300
400
500
600
700
800
900

FIG. 8B

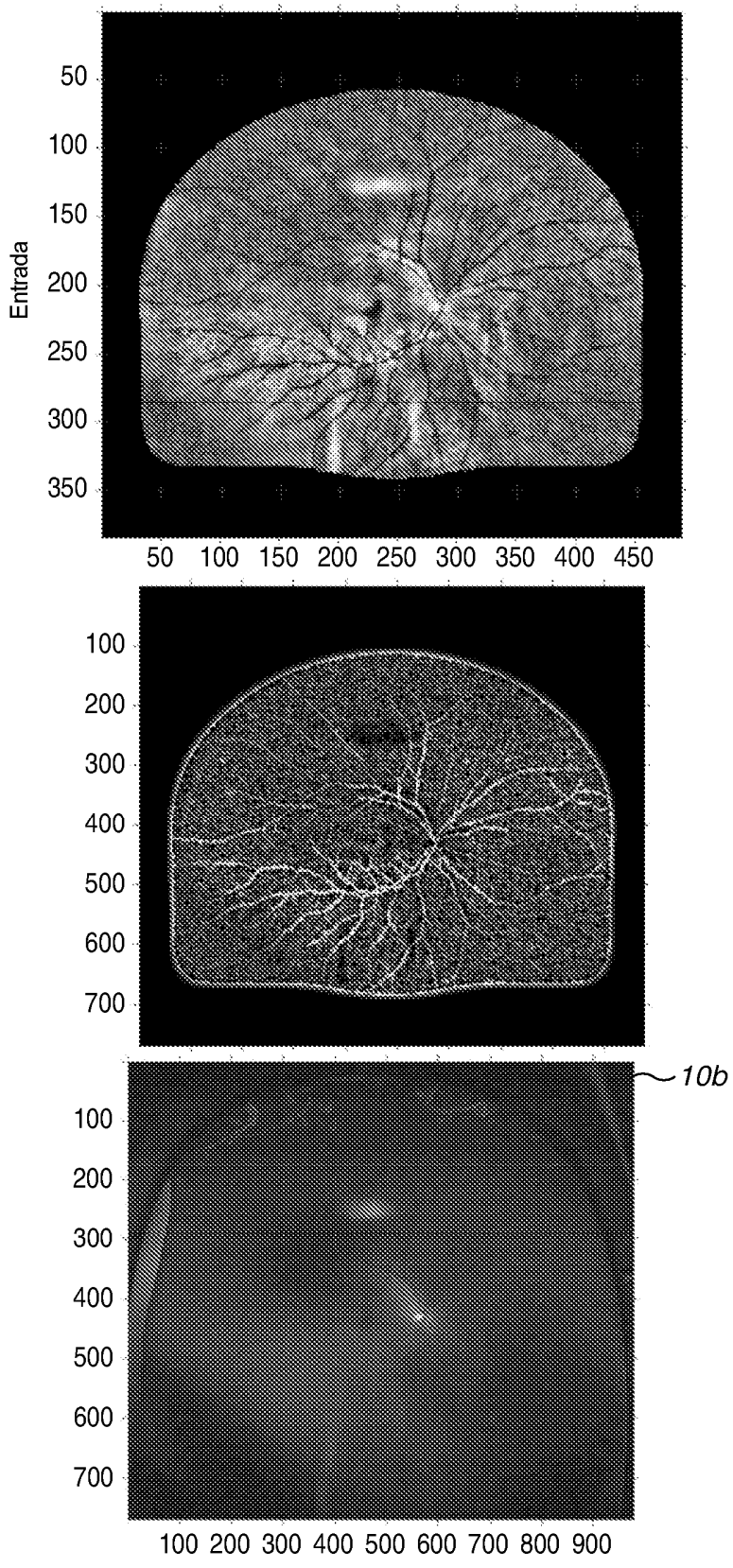
Entrada
50
100
150
200
250
300
350
50 100 150 200 250 300 350 400 450
100
200
300
400
500
600
700
10b
100
200
300
400
500
600
700
100 200 300 400 500 600 700 800 900

FIG. 8C