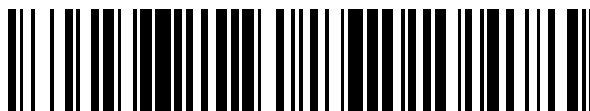


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 374 069**

51 Int. Cl.:
A61B 3/10

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07716878 .9**

96 Fecha de presentación: **19.01.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **1976424**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **08.10.2008**

54 Título: **MÉTODO DE EXAMEN DEL OJO POR TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA.**

30 Prioridad:
19.01.2006 US 760046 P
17.03.2006 US 782888 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
13.02.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
13.02.2012

73 Titular/es:
OPTOVUE, INC.
45531 NORTHPORT LOOP WEST
FREMONT, CA 94538, US

72 Inventor/es:
WEI, Jay;
JANG, Ben K.;
HUANG, David y
ZHAO, Yonghua

74 Agente: **Mir Plaja, Mireia**

ES 2 374 069 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

Método de examen del ojo por tomografía de coherencia óptica

5 **Antecedentes****1. Campo de la Invención**

10 **[002]** La presente invención se refiere a un método para llevar a cabo un examen del ojo utilizando tomografía de coherencia óptica (OCT).

2. Exposición de la Técnica Afín

15 **[003]** Ha venido siendo usada clínicamente de manera rutinaria para evaluar el cambio de la estructura retiniana la obtención de imágenes retinianas mediante una metodología convencional de obtención de imágenes ópticas, tal como la obtención de imágenes del fondo de ojo con cámara y la obtención oftalmoscópica indirecta de imágenes. La obtención rutinaria de imágenes retinianas proporciona una valiosa información que le permite al facultativo diagnosticar una serie de enfermedades de los ojos entre las que se incluye el glaucoma. Cuando hay necesidad de evaluar los cambios de la estructura tisular de la cabeza del nervio óptico para pacientes de glaucoma, se requieren imágenes retinianas estereoscópicas para detectar los cambios volumétricos en la estructura tridimensional de la cabeza del nervio. Sin embargo, hasta la fecha un facultativo experimentado puede tan sólo dar una interpretación cualitativa de los cambios estructurales del ojo a partir de la fotografía retiniana.

25 **[004]** Se han explorado varios métodos de obtención de imágenes para medir cuantitativamente la estructura tridimensional de la cabeza del nervio. El aparato llamado Glaucoma Scope, fabricado por la Ophthalmic Imaging Systems, de Sacramento, CA, usó una técnica de estereografía reticular computerizada. El Glaucoma Scope proyectaba una serie de haces de luz rectilíneos, paralelos y equidistantes sobre la cabeza del nervio a ángulos oblicuos. Midiendo la cantidad de deflexión de las líneas de luz, puede determinarse la topografía de la cabeza del nervio. De la vista topográfica de la cabeza del nervio pueden sacarse muchos parámetros volumétricos clínicamente significantes, tales como el área del disco, el área de la excavación, el área del borde del disco y el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina (RNFL) en el margen del disco.

35 **[005]** La Tomografía retiniana de Heidelberg (HRT), producida por la Heidelberg Engineering, de Alemania, está basada en un Oftalmoscopio de Barrido por Láser (SLO). Moviendo el plano focal del haz de barrido en el SLO, puede medirse la topografía de la cabeza del nervio. Sin embargo no pueden verse con los métodos SLO tejidos tales como la capa coroide, que está debajo de la capa de superficie retiniana superficial. En consecuencia, la topografía de la capa del nervio del nervio óptico se mide indirectamente utilizando un plano de referencia artificial. Incluso con estas técnicas avanzadas es limitada la capacidad para mapear suficientemente la capa del nervio óptico. Además es difícil perfilar con precisión por medio de la imagen de SLO el margen del disco, que está también dentro de la capa de fibras nerviosas de la retina. Es limitada la precisión con la que pueden determinarse los cambios en la cabeza del nervio.

45 **[006]** Un examen del glaucoma, llamado GDx y producido por la Laser Diagnosis Technology, de San Diego, CA, es otro método para mapear la RNFL. La técnica GCx está basada en la polarimetría. El tejido de la RNFL es birrefringente y ocasionará una rotación de la polarización al pasar el haz de luz de exploración a través de la RNFL. El espesor de la RNFL se mide indirectamente midiendo la magnitud de la rotación de la polarización al efectuar el haz de luz el barrido de la retina. El mapa del espesor de la RNFL se obtiene barriendo con el haz láser la región de la cabeza del nervio. Hay también desventajas relacionadas con la diagnosis mediante la técnica GDx. El tejido de la córnea es también birrefringente, lo cual contribuirá a la rotación de la polarización. La magnitud de la rotación de la polarización ocasionada por la córnea depende del espesor de la córnea y del ángulo de incidencia del haz luminoso. La precisión del espesor de la RNFL depende significativamente de los sujetos individuales a medir.

55 **[007]** La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) es una nueva modalidad de obtención de imágenes que ha sido usada para la obtención no invasiva de imágenes retinianas del ojo humano. Una imagen retiniana en sección tomada mientras el haz efectúa un barrido de la retina le permite al facultativo evaluar cuantitativamente el espesor de la capa de fibras de la retina y el espesor retiniano. Efectuando una composición con las imágenes de barrido en líneas radiales, puede obtenerse una geometría tridimensional de la cabeza del nervio. Un sistema de OCT producido por la Carl Zeiss Meditec, de Dublin, CA, por ejemplo, explora seis líneas radiales que pasan por la cabeza del nervio. Se obtienen de estas imágenes en líneas radiales parámetros volumétricos tales como el área del disco, el área de la excavación y el área del borde del disco. Convencionalmente, el espesor de la RNFL se mide en un barrido circular con un diámetro de 60 3,45 mm centrado en el centro del disco. La OCT es ventajosa en comparación con los métodos anteriores porque la OCT proporciona una medición directa del espesor del tejido y no depende significativamente de otras condiciones del tejido ocular. Sin embargo, la densidad de muestreo es baja en comparación con los otros métodos de obtención de imágenes y hay artefactos de las mediciones que resultan de las bajas velocidades de barrido. Asimismo, el espesor de la RNFL determinado por medio de un barrido circular en torno al disco a menudo no es fiable debido al descentraje del

barrido ocasionado por una imprecisa alineación visual y por el movimiento del ojo. El mapeo completo de los parámetros volumétricos de la cabeza del nervio retiniano y de la RNFL en torno a la región de la cabeza del nervio es habitualmente inobtenible debido al movimiento del ojo durante el barrido.

5 **[008]** Un mapeo completo de la cabeza del nervio mediante obtención de imágenes por OCT ha sido posible solamente si el ojo está fijado sin movimiento alguno y si no hay oscurecimiento del haz de barrido OCT para que así todo el tejido importante de la cabeza del nervio sea visible en la imagen de OCT. Sin embargo, ninguno de estos supuestos es factible en un sujeto humano.

10 **[009]** Se han hecho varios intentos de efectuar con el haz de barrido un seguimiento de la retina a fin de eliminar los efectos del movimiento del ojo. Dan Ferguson (Physical Science Inc., Andover, MA) utilizó la realimentación activa para efectuar con el haz de barrido un seguimiento sobre la retina sobre la base de un principio de reflectometría. Este método proporciona una capacidad de rastreo en tiempo real y tiene el potencial para efectuar un barrido completo dentro de la cabeza del nervio. Sin embargo, el hardware de láser de escaneo confocal extra que tiene que añadirse al escáner de OCT para llevar a cabo este método de seguimiento es complicado y costoso. Además, durante un parpadeo del ojo del paciente la señal de seguimiento se pierde y puede no ser recuperable a partir de la previa secuencia de barrido.

20 **[010]** Otro método de compensación del movimiento del ojo ha sido propuesto por Dara Koozekanani (The Ohio State University, Columbus, OH). Este método hace uso de una combinación de la señal reflejada del haz de barrido y una imagen de vídeo para registrar la posición retiniana. Sin embargo, no está claro el uso de este método para mapear los parámetros de la cabeza del nervio clínicamente significantes. El uso de exploraciones de OCT en líneas de cuadrícula para adquirir conjuntos de datos tridimensionales para el mapeo del espesor de la capa retiniana ha sido descrito por Mujat et al. en Optics Express. Sin embargo, no se ha dado descripción alguna de cómo mapear el contorno del límite de la cabeza del nervio, lo cual es esencial como referencia para obtener todos los parámetros morfológicos de la cabeza del nervio.

25 **[011]** Hay necesidad de una medición directa de todos los parámetros volumétricos de la cabeza del nervio, con un completo mapeo de la RNFL en torno a la cabeza del nervio. Además, hay necesidad de adquirir y visualizar toda la información clínicamente significativa que corresponde a la morfología de la cabeza del nervio y es altamente deseada por los facultativos para diagnosticar enfermedades tales como el glaucoma.

Breve Exposición de la Invención

35 **[012]** Según realizaciones de la presente invención, las imágenes de OCT tomadas dentro de un patrón de exploración son corregidas utilizando una o varias imágenes. Como tal, un método de examen del ojo según algunas realizaciones de la presente invención incluye los pasos de adquirir imágenes de OCT correspondientes a un patrón de exploración, en donde el patrón de exploración en sustancia cubre una región de la cabeza del nervio; determinar puntos del límite del disco a partir de las imágenes de OCT; casar los puntos del límite del disco con el límite del disco determinado a partir de una o varias imágenes de plantilla; corregir los puntos del límite del disco; y determinar al menos una caracterización de la morfología de la cabeza del nervio.

40 **[013]** En algunas realizaciones, el patrón de exploración incluye una pluralidad de círculos concéntricos y una pluralidad de líneas radiales. En algunas realizaciones, el paso de corregir los puntos del límite del disco incluye el paso de llevar a cabo una corrección para los vasos sanguíneos. En algunas realizaciones, el paso de corregir los puntos del límite del disco incluye el paso de determinar un centro del disco. En algunas realizaciones, el paso de determinar al menos una caracterización de la morfología de la cabeza del nervio incluye el paso de determinar el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina en un círculo centrado en el centro del disco. En algunas realizaciones, las imágenes de plantilla que son una o varias son imágenes de vídeo tomadas simultáneamente con las imágenes de OCT. En algunas realizaciones, el paso de corregir los puntos del límite del disco incluye el paso de llevar a cabo una corrección para el movimiento del ojo. En algunas realizaciones, las imágenes de plantilla que son una o varias son una imagen de OCT de plantilla tomada con un patrón de exploración reticular. En algunas realizaciones, se determina un límite de la cabeza del nervio en la imagen de OCT de plantilla.

50 **[014]** Estas y otras realizaciones de la invención se exponen más ampliamente a continuación haciendo referencia a las figuras siguientes. Debe entenderse que tanto la anterior descripción general como la siguiente descripción detallada son tan sólo ejemplificativas y explicativas y no limitativas de la invención que se reivindica. Además, las específicas explicaciones o teorías relativas a la deposición o actuación de ciertas capas durante procesos de deposición o en la actuación de dispositivos que incorporan esas capas se presentan tan sólo a efectos explicativos y no deben considerarse como limitativas con respecto al alcance de la presente exposición o de las reivindicaciones.

Breve Descripción de los Dibujos

- 5 [015] Las figuras 1A y 1B muestran imágenes de la cabeza del nervio tomadas por medio de la técnica de la Tomografía Retiniana de Heidelberg (HRT).
- [016] Las Figuras 2A y 2B muestran registros gráficos del espesor de la RNFL de glaucoma en fase inicial y en fase terminal, respectivamente, producidos mediante la técnica GDx,
- 10 [017] La Figura 3 muestra una imagen de la cabeza del nervio tomada por medio de una técnica de OCT.
- [018] La Figura 4 muestra un patrón de imágenes de barrido utilizado en realizaciones de la presente invención para mapear el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina en torno al disco y la morfología de la cabeza del nervio.
- 15 [019] La Figura 5 muestra un ejemplo de gráfico producido con una realización de la presente invención para visualizar la morfología de la cabeza del nervio en relación con un diagnóstico de glaucoma.
- [020] La Figura 6 muestra un ejemplo de distorsión de imagen en una exploración de OCT ocasionada por la absorción de luz del tejido de vasos sanguíneos que rodea al disco de fibras nerviosas.
- 20 [021] La Figura 7 muestra un ejemplo de distorsión del margen del disco ocasionada por el movimiento del ojo durante la adquisición de la imagen.
- [022] La Figura 8 muestra un diagrama de bloques que ilustra los pasos del método de procesamiento automático de imágenes según realizaciones de la presente invención.
- 25 [023] La Figura 9 muestra un patrón de exploración y una visualización gráfica según realizaciones de la presente invención para mapear el límite de la cabeza del nervio.
- [024] La Figura 10 ilustra una rutina de compensación del brillo que puede ser utilizada en algunas realizaciones de la presente invención.
- 30 [025] La Figura 11 ilustra una realización de un equipo de obtención de imágenes por OCT que puede ser utilizado para llevar a cabo un examen del ojo según algunas realizaciones de la presente invención.
- 35 [026] En las figuras, los elementos que tienen la misma designación tienen funciones iguales o similares.

Descripción Detallada

- 40 [027] Realizaciones de la presente invención pueden ser utilizadas para evaluar la estructura tisular del ojo para diagnosticar enfermedades de los ojos. Algunas realizaciones utilizan una imagen de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), una imagen del fondo y un algoritmo asociado a ambas modalidades de imagen para mapear con precisión la estructura tisular del ojo. Algunas realizaciones de la invención proporcionan una imagen de la estructura tisular del ojo que está prácticamente exenta de artefactos ocasionados por el movimiento del ojo o de distorsión de la imagen ocasionada por la absorción de luz de los vasos sanguíneos retinianos. Los actuales métodos de examen del ojo que se dan a conocer pueden ser utilizados en los diagnósticos de patologías oculares en la cabeza del nervio óptico, como por ejemplo el glaucoma.
- 45 [028] Como se ha expuesto anteriormente, la diagnosis de las patologías oculares retinianas depende de una precisa y completa obtención de imágenes de la zona de la cabeza del nervio. Se muestran en las Figuras 1A, 1B, 2A, 2B y 3 imágenes de la zona de la cabeza del nervio. Las Figuras 1A y 1B fueron adquiridas con la técnica de la HRT, las Figuras 2A y 2B fueron adquiridas con la técnica GDx, y la Figura 3 fue adquirida con una técnica de OCT. Cada una de estas imágenes ilustra aspectos diferenciales de la caracterización de la cabeza del nervio.
- 50 [029] Las Figuras 1A y 1B muestran una imagen 110 del disco de la cabeza del nervio óptico caracterizada por el contorno 111 del disco y la excavación 112. Las formas del disco y de la excavación que se muestran en las Figuras 1A y 1B están sacadas de un dispositivo de obtención de imágenes confocales con láser de exploración por medio de la HRT (Tomografía Retiniana de Heidelberg, de la Heidelberg Engineering, de Alemania). Como se ha expuesto anteriormente, la técnica de HRT efectúa con el plano focal de un Oftalmoscopio de Barrido por Láser (SLO) un barrido de la cabeza del nervio.
- 55 [030] El contorno 102 del disco que se muestran en la Figura 1B está dibujado por un operador en la imagen retiniana confocal 101. La forma de la excavación 112 está sacada de un plano de referencia y del contorno del disco en ese plano. La zona del borde 113 que se muestra en la imagen 110 de la Figura 1A es la zona situada entre el contorno 111
- 60

del disco (dibujado como el contorno 102 en la imagen retiniana 101) y la excavación 112. La relación del área del borde 113 y del área encerrada por el contorno 111 del disco, o sea del área del disco, es un parámetro clínicamente significativo para la diagnosis del glaucoma. Sin embargo, el plano de referencia es un parámetro importante para definir el área del disco y con ello determinar el cálculo de la relación del borde al disco, y queda arbitrariamente definido como estando 50 μm más abajo de la superficie retiniana peripapilar. La variación de la altura de la superficie retiniana, que se ve a menudo en enfermedades oculares, ocasiona cambios del plano de referencia y por consiguiente hará que cambien los parámetros del disco y de la excavación calculados. Los cálculos de los parámetros del disco y de la excavación pueden por consiguiente ser no fiables utilizando esta técnica.

[031] Otro parámetro importante que es utilizado en la diagnosis de las patologías del nervio óptico es el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina (RNFL). El espesor de la RNFL viene típicamente determinado por la altura retiniana por encima del plano de referencia. Una visualización (que no se muestra con las Figuras 1A y 1B) de la altura retiniana a lo largo del margen del disco es habitualmente registrada gráficamente como la variación del gráfico del espesor de la RNFL. Por consiguiente, los registros gráficos del espesor de la RNFL determinados mediante la técnica de la HRT no son precisos.

[032] Las Figuras 2A y 2B muestran mapas del espesor de la RNFL 200 y 201 de la progresión de un paciente de glaucoma en fase inicial obtenidos de un dispositivo de polarimetría GDx fabricado por la Laser Diagnosis Technologies, de San Diego, CA (que ahora ha sido adquirida por la Carl Zeiss Meditec, de Dublin, CA). La técnica GDx mide la cantidad de rotación de la polarización en el haz luminoso al efectuarse con el haz un barrido de la cabeza del nervio. El tejido de la RNFL es birrefringente, y por consiguiente la cantidad de rotación de la polarización es una medida del espesor de la RNFL.

[033] El mapa del espesor de la RNFL 200 que se muestra en la Figura 2A muestra un glaucoma en fase inicial, mientras que el mapa del espesor de la RNFL 201 que se muestra en la Figura 2B muestra un glaucoma en una fase posterior. La característica birrefringente de la RNFL hizo que la polarización del haz incidente cambiase su dirección de polarización en dependencia del espesor de la RNFL a cuyo a través pasa. Midiendo el ángulo de rotación de la polarización del haz reflejado, puede calcularse el espesor de la correspondiente RNFL. Es aún muy visible el manajo superior e inferior 202 de la RNFL en la RNFL del paciente de glaucoma en fase inicial 200. Pero en la etapa terminal el haz superior e inferior 203 de la RNFL ha devenido muy delgado en el mapa 201 de la RNFL. Debajo de la imagen 200 y de la imagen 201 está registrada una variación del espesor 205 de la RNFL a lo largo del perímetro de un círculo 204 de 3,45 mm de diámetro elegido convencionalmente centrado en la excavación del nervio. Se muestra una región de espesor normal 206 de la RNFL a fin de estimar el riesgo estadístico sobre la base del espesor de la RNFL medido en el paciente. Sin embargo no son obtenibles por este método de obtención de imágenes los valores paramétricos estereométricos, como p. ej. las formas del disco y de la excavación. Por consiguiente son inobtenibles los habituales parámetros diagnósticos que se obtienen determinando las formas del disco y de la excavación.

[034] La Figura 3 muestra una visualización gráfica 300 de un análisis de la morfología de la cabeza del nervio obtenido usando un OCT (OCT = tomógrafo de coherencia óptica) Stratus^{MF} (MF = marca de fábrica) fabricado por la Carl Zeiss Meditec, de Dublin, CA. El OCT Stratus^{MF} hace seis barridos de OCT en sección 307 a través de la cabeza del nervio. Se muestra en la visualización 300 una imagen de un barrido, que es el barrido 301. Están identificados ambos lados del margen 302 del disco. El margen 302 del disco (también conocido como el borde del epitelio pigmentario retiniano (RPE)), como se muestra en el barrido 301, queda identificado por un cambio de densidad que indica el borde del disco. También es visible en la sección 301 la fibra nerviosa que entra en la excavación. El margen 303 de la excavación se define convencionalmente intersectando una línea de referencia que está 150 μm más arriba de y es paralela a la línea que une los lados del margen 302 del disco con el límite más interior de la cabeza del nervio, como se ilustra en el barrido 301.

[035] El contorno 305 del disco se obtiene entonces uniendo los doce puntos del margen del disco de cada uno de los seis barridos en sección 307. Análogamente, el contorno 306 de la excavación se obtiene uniendo los doce puntos del margen de la excavación de cada uno de los seis barridos en sección 307.

[036] En el ejemplo presente, uno de los puntos del margen del disco, o sea el punto 304, obviamente no está conectado al contorno del disco. Esto es típicamente ocasionado por un efecto de ensombrecimiento por causa de un vaso sanguíneo, sobre el que se tratará más ampliamente más adelante. Otra desventaja de esta técnica es la de que debido al pequeño número de marcas de referencia los barridos son muy difíciles de alinear con el centro 308 del disco. Esto queda demostrado en la imagen 300 porque el centro 308 del disco no es coincidente con el centro de los barridos 307.

[037] Como queda demostrado por el análisis de los datos obtenidos de cada una de estas técnicas, ninguna de ellas proporciona un análisis completo, fiable o preciso de la cabeza del nervio. Ninguna de ellas logra determinar con fiabilidad uno o varios parámetros.

[038] Los métodos de barrido retiniano según algunas realizaciones de la presente invención pueden determinar los parámetros que caracterizan la cabeza del nervio superando al mismo tiempo los problemas del movimiento del ojo y de la ubicación de los vasos sanguíneos. La Figura 11 ilustra un ejemplo de un equipo 1100 de obtención de imágenes por OCT que puede ser utilizado en exámenes oculares según algunas realizaciones de la presente invención. El equipo 1100 de obtención de imágenes por OCT incluye a la fuente luminosa 1100 que suministra luz al acoplador 1003, que dirige la luz a través del brazo muestreador al explorador XY 1104 y a través del brazo de referencia al retardo óptico 1105. El explorador XY 1104 efectúa con la luz un barrido del ojo 1109 y recoge la luz reflejada desde el ojo 1109. La luz reflejada desde el ojo 1109 es capturada en el explorador XY 1004 y combinada con la luz reflejada desde el retardo óptico 1105 en el acoplador 1103 para así generar una señal de interferencia. La señal de interferencia es acoplada al detector 1102. El equipo 1100 de obtención de imágenes por OCT puede ser un equipo de obtención de imágenes por OCT en el dominio del tiempo, en cuyo caso los barridos en profundidad (o barridos A) son obtenidos explorando el retardo óptico 1105, o bien un equipo de obtención de imágenes en el dominio de Fourier, en cuyo caso el detector 1102 es un espectrómetro que captura la señal de interferencia en función de la longitud de onda. En todo caso, los barridos A de OCT son capturados por el ordenador 1108. Las colecciones de barridos A tomados a lo largo de un patrón XY se utilizan para generar imágenes de OCT.

[039] Además del equipo 1100 de obtención de imágenes por OCT, un aparato para exámenes oculares según la presente la invención incluye una cámara 1106, que puede ser una cámara de fondo de ojo. La luz de la cámara 1106 es acoplada al brazo muestreador del equipo 1100 de obtención de imágenes por OCT por un acoplador 1107. El acoplador 1107 impide que la luz de la cámara 1106 entre en el acoplador 1103, dirigiendo la luz reflejada desde el ojo 1109 que es originaria de la cámara 1106 de regreso a la cámara 1106. El ordenador 1108 recibe y analiza tanto las imágenes de la cámara 1106 como las imágenes del equipo 1100 de obtención de imágenes por OCT. Utilizando la combinación de imágenes, pueden obtenerse precisas y completas imágenes de OCT de la cabeza del nervio.

[040] La Figura 4 muestra un patrón de barrido de OCT 400 que puede ser utilizado en realizaciones de la presente invención para mejor obtener imágenes de la morfología de la cabeza del nervio y de la capa de fibras nerviosas de la retina (RNFL). El patrón de barrido 400 incluye una pluralidad de barridos circulares concéntricos 401 y de barridos en líneas radiales 402 centrados en el centro de los barridos circulares concéntricos 401. Los barridos circulares concéntricos 401 cubren la mayoría de las gamas de tamaños de la cabeza del nervio (disco) del ojo humano, si no todas ellas. El espesor de la RNFL justo fuera del margen 403 del disco, en el radio convencional de 3,45 μm , tiene la información clínica más deseada con respecto a la progresiva pérdida de espesor de la RNFL de un paciente de glaucoma.

[041] Debido al movimiento del ojo del paciente, sin embargo, es muy difícil alinear el barrido 400 en el centro del disco del paciente. Sin embargo, el patrón de barrido 400 no tiene precisamente que posicionarse para el disco del paciente. El patrón de barrido 400 se dispone de forma tal que la longitud de las líneas radiales 402 se solape con la zona cubierta por al menos uno de los barridos circulares 401. En cuanto el patrón de barrido 400 sea lo suficientemente grande como para cubrir la región de interés, la imagen adquirida puede ser entonces procesada, como se expondrá más ampliamente más adelante, para determinar la situación del centro del disco con la pluralidad de barridos en las líneas radiales y seleccionar los datos de la pluralidad de barridos circulares para determinar el espesor de la RNFL a la apropiada distancia del disco y centrado con el mismo.

[042] La Figura 5 muestra una imagen de OCT 500 tomada con el barrido 400 de la Figura 4 según algunas realizaciones de la presente invención. Se indica en cada segmento 501 en torno al mapa 502 de la RNFL un espesor medio de la RNFL en un segmento en un círculo con un diámetro justo fuera del margen del disco, como por ejemplo los 3,45 mm convencionales. La zona del borde 503 está rodeada por el contorno 504 del margen del disco y por el límite 505 de la excavación. En este registro gráfico individual se visualiza simultáneamente para un fácil diagnóstico clínico toda la información clínica crítica acerca de la fibra nerviosa en la región del disco.

[043] Anteriormente se requerían al menos dos sistemas independientes para llevar a cabo por separado el mapa de la fibra nerviosa y del contorno del disco/de la excavación para adquirir la información que se muestra en la Figura 5. Dichos dos sistemas eran por ejemplo un sistema Stratus^{MF} de OCT (fabricado por la Carl Zeiss Meditec, de Dublin, CA) y un sistema GDx (fabricado por la Laser Diagnosis Technology, de San Diego, CA), o bien un sistema de HRT (fabricado por la Heidelberg Engineering de Alemania) y un sistema GDx.

[044] Sin embargo, debido a la absorción del haz incidente por parte de los vasos sanguíneos, la señal de OCT será muy débil detrás de un vaso sanguíneo. Así, esto ocasiona un ensombrecimiento en el tejido coroide. Puesto que el borde de la capa coroide, al que también se denomina el borde del epitelio pigmentario retiniano (RPE), se usa para perfilar el margen del disco, la forma del disco basada en una imagen de OCT tal como la que se muestra en la Figura 5 no es fiable. Se demuestra en la Figura 6 la absorción de la luz por los vasos sanguíneos (a la que también se denomina efecto de ensombrecimiento por los vasos sanguíneos).

[045] La Figura 6 muestra un barrido de OCT 600 en sección a través de una cabeza de nervio. El margen 602 del disco es ensombrecido por un vaso sanguíneo que está situado directamente encima del mismo y es invisible en la propia

imagen de OCT. Tan sólo por el barrido de OCT 600, el límite de la corioide 601 puede ser identificado por error como el margen del disco. Si este punto erróneo es utilizado para determinar el contorno del disco, el contorno del disco será distorsionado.

5 **[046]** El movimiento del ojo es otro factor que ocasiona una mala presentación de la morfología del disco. Se ilustran en la Figura 7 los efectos del movimiento del ojo. Como se ilustra en la Figura 7, un contorno 706 del disco está construido a partir de los márgenes del disco sacados de al menos cuatro barridos de OCT en líneas radiales identificados como los barridos 701, 702, 703 y 704 en la Figura 7. Debido al movimiento del ojo, los barridos 702 y 703 son desplazados y su uso redundante en un contorno distorsionado 705 del disco.

10 **[047]** Para superar estos problemas, un examen ocular según la presente invención, como se ilustra en el generador de imágenes que se muestra en la Figura 10, usa una cadena de imágenes de vídeo del disco, registradas durante el periodo de adquisición de la serie de barridos de OCT, para realinear el patrón de barrido de la morfología del disco. Se muestra en la Figura 5 una imagen de barrido realineada de este tipo. Se usa para iluminar la retina durante el barrido de OCT una iluminación con longitud de onda del infrarrojo cercano. La luz reflejada desde el disco es muy viva y los vasos sanguíneos son relativamente invisibles en esta gama de longitudes de onda. Por consiguiente, el contorno del disco queda bien definido en la imagen de vídeo y no presenta oscurecimiento de los vasos sanguíneos. La forma del disco de la imagen de vídeo se usa entonces para corregir el borde del tejido corioide (el borde del RTE) por ensombrecimiento por los vasos sanguíneos. El movimiento retiniano, detectado a partir de la cadena de imágenes de vídeo, puede usarse para registrar las imágenes de OCT mientras se barre un patrón tal como el patrón 400 relativamente entre sí a fin de formar una precisa imagen compuesta de OCT.

15 **[048]** La Figura 8 muestra un diagrama de bloques que ilustra los pasos del método de procesamiento de imágenes según algunas realizaciones de la presente invención. La realización del método de procesamiento de imágenes según la presente invención incluye los pasos siguientes: (1) Paso 801 de adquisición de imágenes de OCT; (2) paso 802 de adquisición de imágenes de vídeo; (3) paso 803 de detección de los bordes del epitelio pigmentario retiniano (RPE); (4) paso 804 de representación de los bordes del RPE; (5) paso 805 de escalado de las imágenes de vídeo; (6) paso 806 de detección del límite del disco; (7) paso 807 de igualación del límite del disco y de los bordes del RPE; (8) paso 808 de determinación del centro del disco; (9) paso 809 de corrección para los vasos sanguíneos; (10) paso 810 de compensación del movimiento; (11) paso 811 de representación de los bordes del RPE corregidos; y (12) paso 812 de caracterización de la morfología de la cabeza del nervio.

20 **[049]** El primer paso que se realiza en el método de procesamiento de imágenes de la presente invención es la adquisición de imágenes de OCT en el paso 801 de adquisición de imágenes de OCT. En algunas realizaciones, las imágenes de OCT se adquieren utilizando el patrón de barrido 400 que se muestra en la Figura 4, si bien pueden utilizarse otros patrones de barrido que sean análogamente ricos en datos. Las de la pluralidad de imágenes obtenidas en barridos en líneas radiales son usadas para detectar las situaciones de los bordes del RPE, y posteriormente para caracterizar la morfología de la cabeza del nervio. Las de la pluralidad de imágenes obtenidas mediante barridos circulares concéntricos se usan para detectar el espesor de la RNFL fuera del margen del disco tras haber sido determinados las posiciones del límite del disco y su centro. Simultáneamente a la adquisición de las imágenes de OCT, en el paso 802 se obtienen imágenes con una cámara de vídeo (tal como la cámara 1006 en la Figura 10). Las imágenes de vídeo, que pueden ser imágenes de vídeo del fondo de ojo, serán usadas para guiar la detección de los bordes del RPE en las imágenes de OCT.

35 **[050]** El paso 803 es la detección de los bordes del RPE en las imágenes de OCT adquiridas en el paso 801. Sobre la base de la detección en el borde de los cambios de intensidad a lo largo de la dirección vertical de las imágenes de OCT, los bordes superiores del RPE son primeramente extraídos y luego alisados para formar dos curvas superiores del RPE, separadas por el valle del disco para cada imagen de OCT. Los puntos de partida de las dos curvas superiores del RPE están situados en la primera línea y en la última línea de las imágenes de OCT, respectivamente. Los puntos finales de las dos curvas superiores del RPE son detectados como los bordes del RPE. Los bordes del RPE así detectados no son precisos en general debido a la distorsión por los vasos sanguíneos y/o al movimiento del ojo.

40 **[051]** Cada imagen de OCT es adquirida en un plano $x-\theta$, y por consiguiente los bordes del RPE son detectados y representados en el mismo plano $x-\theta$. Para mejor coincidir con el contorno del disco en la imagen de vídeo posteriormente, los bordes del RPE son transformados en una representación en el plano $x-y$ en el paso 804 para así llegar a una representación similar a la que se muestra en la Figura 3. El número de puntos de contorno utilizado en la representación $x-y$ es el doble del número de imágenes obtenidas en barridos en las líneas radiales adquiridas en el paso 801.

45 **[052]** En el paso 805 las imágenes de vídeo adquiridas en el paso 802 son escaladas de forma tal que su resolución en píxeles $x-y$ sea idéntica a la de la representación de los bordes del RPE $x-y$ del paso 804. El paso 805 iguala las resoluciones en píxeles de las imágenes de OCT y las imágenes de vídeo, que son en general distintas.

[053] En el paso 806 se lleva a cabo la detección del límite del disco a partir de la imagen de vídeo. Puede usarse un algoritmo de umbral adaptativo para segmentar la zona del disco desde su fondo y para extraer la curva del límite.

5 **[054]** En el paso 807, los bordes del RPE determinados en el paso 804 son igualados a la curva del límite del disco determinada en el paso 806. En otras palabras, cada barrido lateral de OCT que resulta en la identificación de los bordes del RPE en el paso 804 es emparejado con puntos en la curva del límite del disco determinada en el paso 806.

10 **[055]** El centro del disco puede ser computado mediante el centro de gravedad o el centro geométrico de la curva del límite del disco. Sin embargo, el centro de puntería, donde se centra el patrón de barrido 400, puede no ser coincidente con el centro del disco. Suponiendo una posición del centro de puntería (x_a , y_a) en la imagen de vídeo y un determinado ángulo de barrido θ , pueden determinarse dos medidas de distancia desde los correspondientes puntos de límite hasta el centro de puntería. Estas medidas coincidirían bien con las medidas de distancia computadas a través de las imágenes de OCT, si no hubiese distorsión por los vasos sanguíneos y/o movimiento del ojo. La distorsión por los vasos sanguíneos hace que la medida de distancia devenga mayor puesto que los bordes del RPE serían detectados incorrectamente en posiciones más lejanas del centro de la imagen, como se ilustra en la Figura 6. Sin embargo, se espera que la distorsión sea local en el sentido de que el aumento de la distancia puede ocurrir para tan sólo un borde del RPE en lugar de para ambos bordes del RPE en una imagen de OCT. Además, el aumento de la distancia no es uniforme en general en las imágenes consecutivas. En contraste con ello, las posiciones incorrectamente detectadas de los bordes del RPE ocasionadas por el movimiento del ojo se comportarían de manera muy distinta. En primer lugar, se espera que la distorsión sea global en el sentido de que la modificación de la distancia se producirá siempre para ambos bordes del RPE en una imagen de OCT. Ello es así porque el movimiento del ojo hará que ambos bordes del RPE se muevan en la misma dirección, lo cual significa que si un borde del RPE tiene un aumento de la distancia, el otro deberá entonces tener una disminución de la distancia, puesto que uno se aleja del centro de la imagen y el otro se acerca al centro de la imagen. En segundo lugar, el aumento y la disminución de la distancia es uniforme en las imágenes consecutivas. Un programa de igualación preferido basado en estas observaciones se usa para computar los desplazamientos posicionales de los bordes del RPE ocasionados por la distorsión por los vasos sanguíneos y/o por el movimiento del ojo.

15
20
25

30 **[056]** El centro del disco viene determinado por el centro geométrico de la curva del límite del disco en la imagen de vídeo en el paso 808, habitualmente tras haber sido llevados a cabo los pasos correctores 809 y 810. La determinación del centro del disco es importante para visualizar la información clínica preferida, como se ha descrito anteriormente con respecto a la Figura 5. Los desplazamientos posicionales locales de los bordes del RPE ocasionados por la distorsión por los vasos sanguíneos fueron determinados en el proceso de igualación anteriormente mencionado, y los bordes del RPE pueden ser reposicionados para corregir los desplazamientos locales en el paso 809. Los desplazamientos posicionales globales de los bordes del RPE ocasionados por el movimiento del ojo fueron también determinados mediante el proceso de igualación anteriormente mencionado, y los bordes del RPE pueden ser reposicionados para compensar los desplazamientos globales en el paso 810. Estos pasos resuelven efectivamente tres problemas fundamentales cuya resolución estaba anteriormente ausente en los sistemas de obtención de imágenes de la cabeza del nervio: Concretamente, la incapacidad de acomodar simultáneamente la determinación del centro del disco, la distorsión por los vasos sanguíneos y el movimiento del ojo.

35
40

45 **[057]** En el paso 811 se determinan los bordes del RPE corregidos en el plano x-y según los desplazamientos posicionales anteriormente computados. Sobre la base de las posiciones correctas de los bordes del RPE, pueden llevarse a cabo con mayor precisión en el paso 812 el mapa de la cabeza del nervio y su caracterización morfológica, como se ha descrito anteriormente con respecto a las Figuras 4 y 5.

50 **[058]** A pesar de que muchos de los pasos que se muestran en la Figura 8 son llevados a cabo automáticamente por un ordenador, algunos de los pasos pueden ser llevados a cabo o asistidos por un operador. Por ejemplo, el paso 806 de detección del límite del disco puede hacer uso de una intervención del operador. Adicionalmente, la detección de los bordes del RPE puede hacer uso de una intervención del operador. En algunas realizaciones, todos estos pasos son llevados a cabo por un ordenador.

55 **[059]** La realización que se muestra en la Figura 8 ilustra la utilización de imágenes de vídeo a fin de corregir los bordes del RPE determinados a partir de las imágenes de OCT individuales obtenidas en el paso 801. Sin embargo, también pueden utilizarse otras imágenes en realizaciones de la presente invención. Por ejemplo, puede tomarse una imagen de OCT aparte con un patrón de barrido muy denso, como por ejemplo un patrón de barrido reticular, antes de la adquisición de las imágenes de OCT en el paso 801 con el patrón de barrido de la Figura 4. La densa imagen de OCT puede ser utilizada para crear una imagen de OCT de plantilla en la cual quedan identificados los contornos del disco. Esta imagen de OCT de plantilla puede sustituir a las imágenes de vídeo tomadas en el paso 802 y los bordes del RPE son igualados al límite identificado en la imagen de OCT de plantilla en el paso 807. Una ventaja de esta técnica es la de que la imagen de OCT de plantilla puede ser usada de nuevo en posteriores visitas de ese paciente.

60

[060] La Figura 9 muestra un barrido de OCT de plantilla donde el límite de la cabeza del nervio ha sido determinado. En la imagen que se muestra en la Figura 9 se usa un patrón de barrido en líneas reticulares para generar un conjunto

de datos tridimensionales de la región de la cabeza del nervio. Por ejemplo, un área de 4 mm por 4 mm puede ser barrida con 100 cuadros de imágenes de OCT y cada imagen en sección de OCT puede ser compuesta con 512 barridos axiales. El número de cuadros barridos en la dirección Y puede ser incrementado para acrecentar la resolución de las imágenes con la contrapartida de un más largo tiempo de barrido y mayores artefactos por el movimiento del ojo.

5

[061] Los datos de barrido de OCT se recomponen entonces de manera tridimensional (x_i, y_i, z_i) . Una imagen inscrita de la cabeza 901 del nervio, como se muestra en la Figura 9, es la suma de las señales en la dirección Z para cada píxel en (x_i, y_i) , o

$$Z_{\text{suma}} = \sum z_i (i=k, j),$$

10

donde k y j pueden ajustarse para lograr una imagen de inscripción para revelar el límite de la cabeza del nervio. El ajuste puede hacerlo un operador con los cursores 910 y 911 ajustables manualmente, o bien el ajuste puede determinarse con algoritmo para que se logre en el límite el mejor contraste.

15

[062] Para acrecentar el contraste del límite de la cabeza del nervio, la superficie anterior de la retina puede segmentarse con algoritmos de procesamiento de imágenes por varios métodos. Un método según algunas realizaciones de la presente invención es el de examinar la imagen de inscripción en el plano que es paralelo a las capas del RPE. La suma de señal de la capa k a la capa j puede ajustarse de forma tal que el contorno del límite de la cabeza del nervio encontrado en la imagen inscrita tenga una estrecha correlación con los bordes del RPE que se encuentran en la imagen en sección en el plano X-Z.

20

[063] Debido al hecho de que la cabeza del nervio está normalmente inclinada en la dirección temporal, la intensidad de la señal de OCT es normalmente débil en el lado nasal de la retina. Para acrecentar el contraste y la uniformidad de la imagen de inscripción, es ventajoso igualar el brillo de las imágenes en desequilibrio en primer lugar antes de hallar el límite de la cabeza del nervio. Son conocidos varios métodos para equilibrar el brillo. Un método de este tipo que puede utilizarse en realizaciones de la presente invención y está ilustrado en la Figura 10 es el siguiente: Computar F1 y F2 para la dirección x a partir de

$$F1 = \text{la media de } f(x,y) \text{ para } x < 2/D$$

$$F2 = \text{la media de } f(x,y) \text{ para } x > 2/D$$

25

donde f es el brillo en función de x y de y y D es la extensión de la visualización. La diferencia de brillo puede ser entonces calculada como

30

$$\Delta f = F1 - F2.$$

Entonces puede determinarse un factor de corrección como

$$K = \Delta f / (D/2).$$

35

La intensidad de la señal de toda la imagen de OCT en el plano X-Y en la dirección x puede ser entonces computada como

$$f'(x, y) = f(x, y) - xK.$$

40

[064] El límite de la cabeza del nervio puede ser segmentado automáticamente por el susodicho algoritmo, o bien puede ser dibujado por el operador con la vista de asistencia 903. El límite de la cabeza del nervio se muestra en forma de bordes del RPE en la vista en sección en 903. Los bordes en algún barrido serán ensombrecidos por el vaso sanguíneo retiniano situado sobre los mismos. La región negra en la imagen de inscripción 901 indica claramente donde están situados los bordes del RPE. Un operador puede ver cada imagen en sección deslizando las líneas 906 y 908 con el cursor 905 y 907.

45

[065] Tras haber confirmado las situaciones de los límites para cada imagen en sección, las dos situaciones de los bordes del RPE serán registradas y visualizadas en la imagen de inscripción 901. El operador puede entonces repetir este proceso para cada imagen en sección hasta haber sido adquiridos suficientes puntos de datos para identificar completamente el límite de la cabeza del nervio en la imagen de inscripción 901. Debido al hecho de que hay suficientes imágenes en sección, el operador puede saltarse aquéllas en las que no esté claro dónde están situados los bordes del RPE, y seguirá siendo capaz de hallar los bordes del RPE en las regiones contiguas. Entonces puede determinarse con suficiente precisión el límite de la cabeza del nervio. El operador puede también llevar a cabo el mismo proceso con imágenes en sección en el plano Y-Z 902. La imagen tridimensional 904 es la correspondiente imagen de la imagen en sección en 901, 902 y 903.

55

[066] El límite de la cabeza del nervio normalmente no cambia para los pacientes de glaucoma, con lo cual los contornos del límite pueden guardarse como línea base. Este método es similar al que utiliza líneas base de vídeo, que se ha descrito en la Figura 8, si bien el dibujo se hace a partir de imágenes de OCT tan sólo con intervención del operador.

60

[067] Para la siguiente visita del paciente, puede usarse una imagen de inscripción con contorno de línea base como referencia para hallar el límite de la cabeza del nervio en los nuevos barridos. El vaso sanguíneo retiniano tiene un muy alto contraste en la imagen de inscripción, y normalmente no cambia de situación en los pacientes de glaucoma. Puede usarse un algoritmo de intercorrelación para registrar el nuevo barrido con la imagen de inscripción de la línea base. Tras haber sido la imagen de inscripción alineada con la imagen de inscripción de la línea base, la línea base del límite

de la cabeza del nervio puede ser superpuesta a la imagen de inscripción de los nuevos barridos y el límite de la cabeza del nervio en la nueva imagen de inscripción puede ser dibujado por el algoritmo. A partir de estos contornos del límite de la línea base, pueden utilizarse algoritmos para hallar los bordes del RPE dentro de un margen limitado cercano al píxel predeterminado en el plano X-Y y en el proceso ya descrito en parte de la Figura 8.

5

[068] La línea base del límite de la cabeza del nervio determinada en la Figura 9 puede ser utilizada para sustituir las imágenes de vídeo tomadas en el paso 802 y procesadas en los pasos 805 y 806. A pesar de que los bordes del RPE de las imágenes de OCT tomadas en el paso 801 de la Figura 8 no pueden ser corregidos para el movimiento del ojo utilizando este método, puede llevarse a cabo una corrección para los vasos sanguíneos y la determinación del centro del disco. Debido a la velocidad de adquisición de imágenes de OCT con el patrón de barrido 400 de la Figura 4, en algunos casos puede despreciarse durante el examen el movimiento del ojo.

10

[069] A pesar de que anteriormente se ha descrito una realización de un método de obtención de imágenes según la presente invención, se entenderá que la invención no queda limitada a las realizaciones que se dan a conocer, sino que es susceptible de ser objeto de numerosas reorganizaciones y modificaciones de partes y elementos sin por ello salir fuera del espíritu de la invención. Las realizaciones que se han descrito anteriormente son tan sólo ejemplificativas y no pretenden ser limitativas en modo alguno. Un experto en la materia podrá reconocer numerosas modificaciones que pueden hacerse en los sistemas que se han descrito. Estas modificaciones deben quedar dentro del alcance de esta exposición. Como tal, la invención queda limitada tan sólo por las reivindicaciones siguientes.

15

20

REIVINDICACIONES

1. Método de examen ocular que comprende los pasos de:
 5 adquirir imágenes de OCT que correspondan a un patrón de barrido, en donde el patrón de barrido prácticamente cubre una región de cabeza del nervio óptico;
 determinar puntos del límite del disco de la cabeza del nervio óptico a partir de las imágenes de OCT;
 igualar los puntos del límite del disco con un límite del disco determinado a partir de una o varias imágenes de
 plantilla;
 10 corregir los puntos del límite del disco; y
 determinar al menos una caracterización de la morfología de la cabeza del nervio.
2. El método de la reivindicación 1, en donde el patrón de barrido incluye una pluralidad de círculos concéntricos y una pluralidad de líneas radiales.
- 15 3. El método de la reivindicación 1, en donde el paso de corregir los puntos del límite del disco incluye el paso de llevar a cabo una corrección para los vasos sanguíneos.
4. El método de la reivindicación 1, en donde el paso de corregir los puntos del límite del disco incluye el paso de determinar un centro del disco.
- 20 5. El método de la reivindicación 4, en donde el paso de determinar al menos una caracterización de la morfología de la cabeza del nervio incluye el paso de determinar el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina en un círculo centrado en el centro del disco.
- 25 6. El método de la reivindicación 1, en donde las imágenes de plantilla que son una o varias son imágenes de vídeo tomadas simultáneamente con las imágenes de OCT.
7. El método de la reivindicación 6, en donde el paso de corregir los puntos del límite del disco incluye el paso de efectuar una corrección para el movimiento del ojo.
- 30 8. El método de la reivindicación 1, en donde las imágenes de plantilla que son una o varias son una imagen de OCT de plantilla tomada con un patrón de barrido reticular.
9. El método de la reivindicación 8, en donde se determina un límite de la cabeza del nervio en la imagen de OCT de plantilla.
- 35 10. El método de la reivindicación 1, en donde el patrón de barrido incluye una pluralidad de círculos concéntricos y una pluralidad de líneas radiales que se intersectan en el centro de los círculos concéntricos e intersectan al menos a uno de los círculos concéntricos.
- 40 11. El método de la reivindicación 10, en donde el patrón de barrido abarca una zona lo suficientemente grande como para encerrar la región de la cabeza del nervio.
- 45 12. El método de la reivindicación 10, en donde el espesor de la capa de fibras nerviosas de la retina es calculado en un círculo de un diámetro determinado centrado en la cabeza del nervio.
13. El método de la reivindicación 6, en donde las imágenes de vídeo son adquiridas con luz de infrarrojo cercano.
- 50 14. El método de la reivindicación 13, que incluye además el paso de determinar un límite del disco en cada una de las imágenes de vídeo.
15. El método de la reivindicación 14, en donde el paso de determinar el límite del disco es llevado a cabo automáticamente.
- 55 16. El método de la reivindicación 14, en donde el paso de determinar al menos uno de los límites del disco es llevado a cabo por un operador.
- 60 17. El método de la reivindicación 9, en donde el límite de la cabeza del nervio es determinado formando una imagen de inscripción a partir de la imagen de OCT de plantilla;
 determinar el límite a partir de la imagen de inscripción.

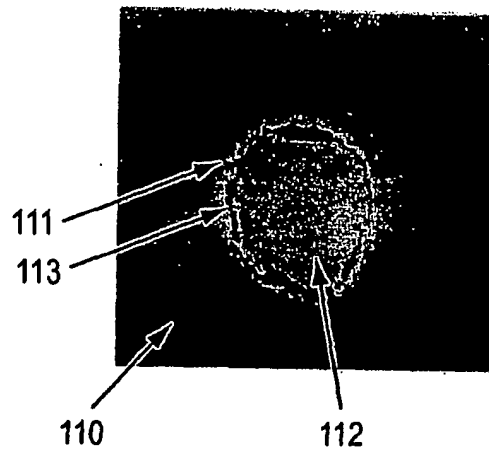


Figura 1A
(ESTADO DE LA TÉCNICA)

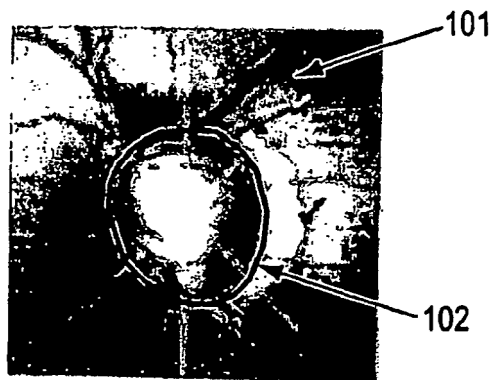


Figura 1B
(ESTADO DE LA TÉCNICA)

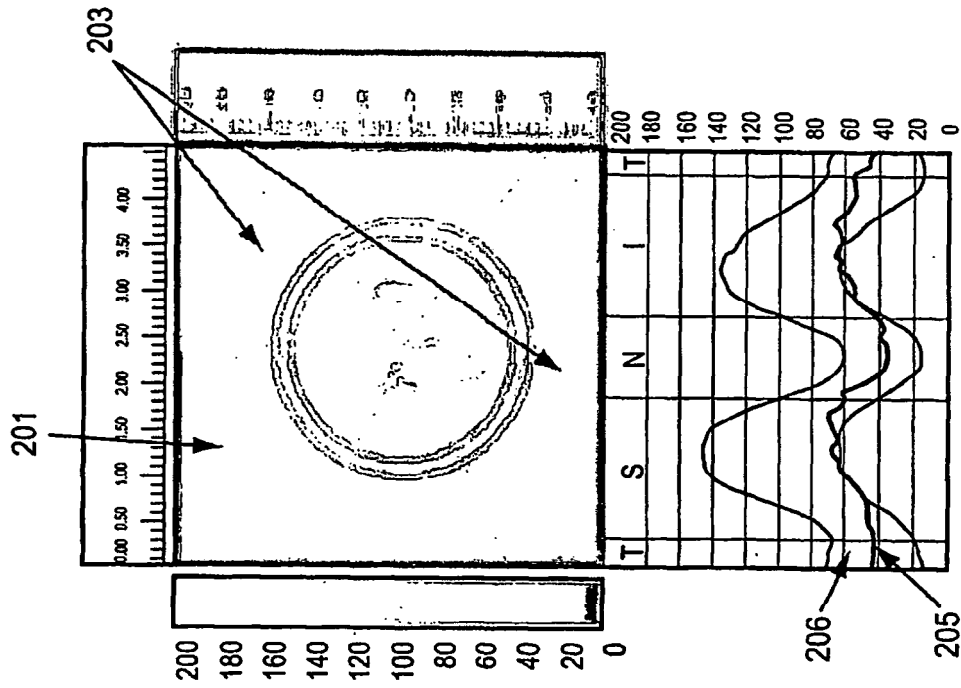


Figura 2B
(ESTADO DE LA TÉCNICA)

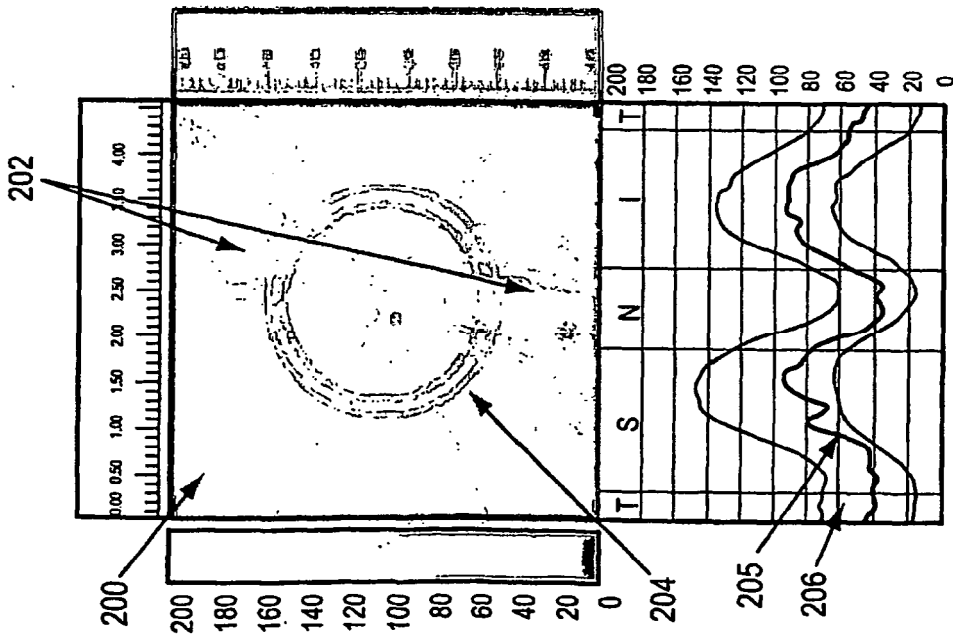
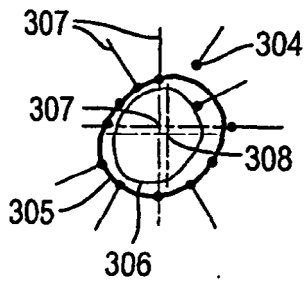
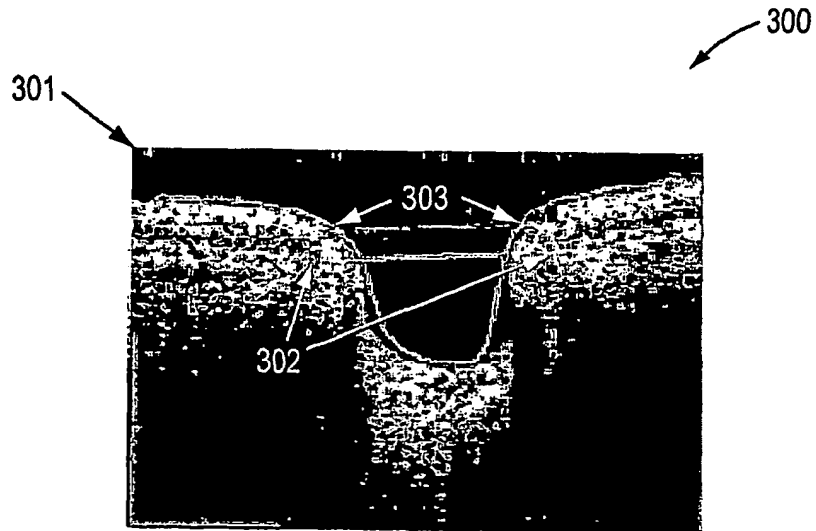


Figura 2A
(ESTADO DE LA TÉCNICA)



Resultados del Análisis de la Cabeza del Nervio Óptico

Área Vert. Integrada (Vol.) del Borde	0.004m²
Anchura (Área) Horiz. Integrada del Borde	1.003m²
Área del Disco	2.293m²
Área de la Excavación	1.436m²
Área del Borde	0.856m²
Relación Área de la Excavación/del Disco	0.626
Relación Horiz. Excavación/Disco	0.782
Área Vert. Excavación/Disco	0.023

309

Figura 3
(ESTADO DE LA TÉCNICA)

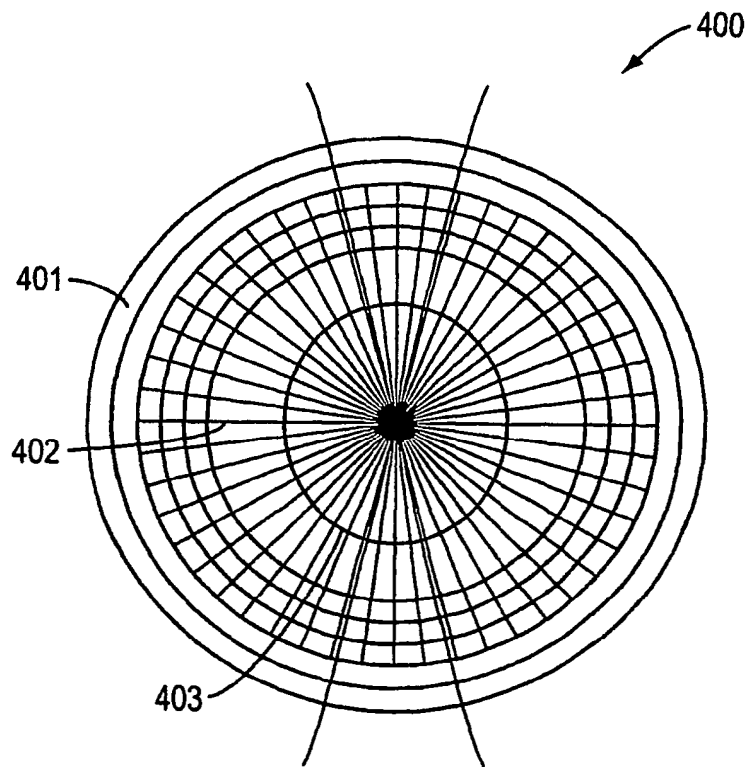
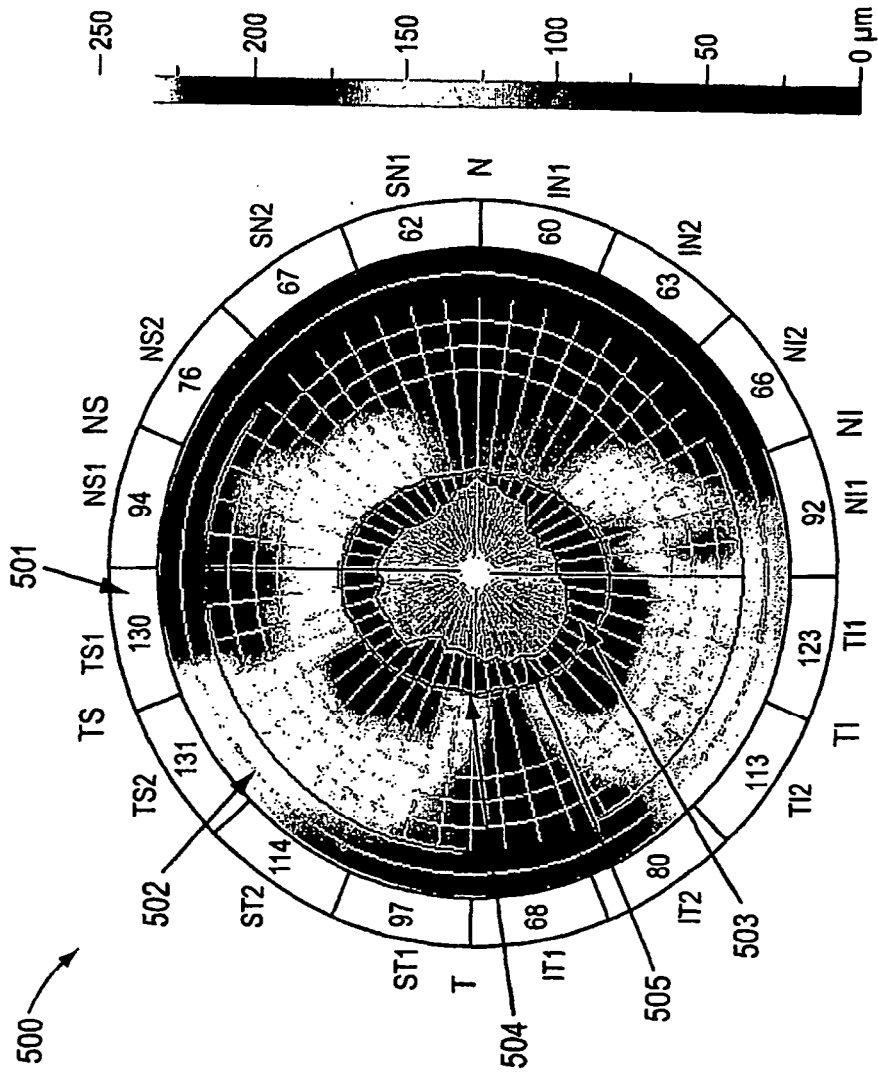


Figura 4



Espesor de la RNFL en el Diámetro de 3,45 mm

Figura 5

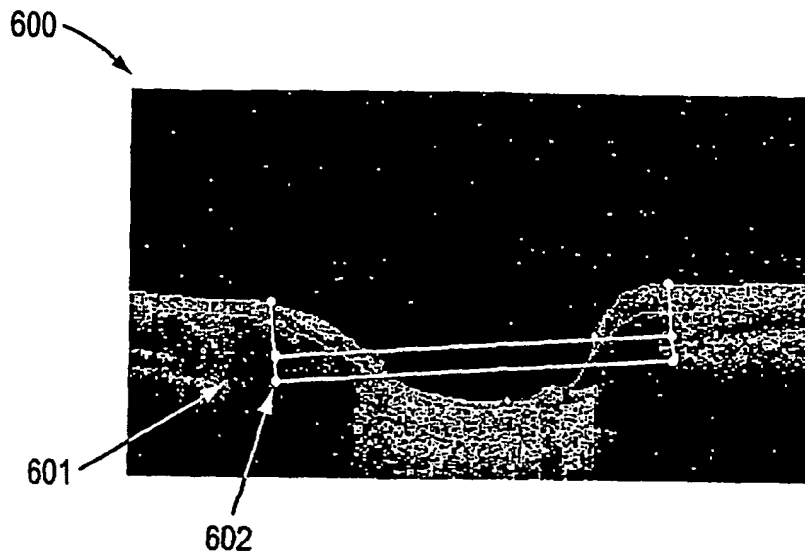


Figura 6

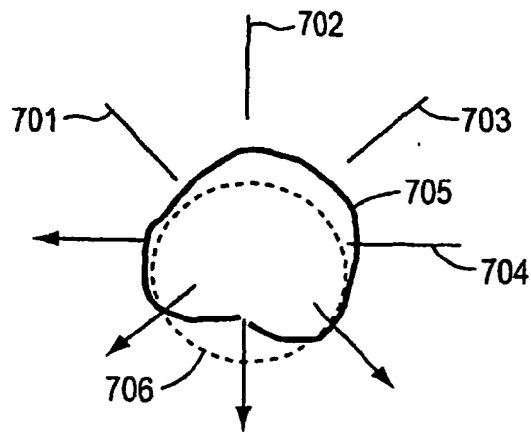


Figura 7

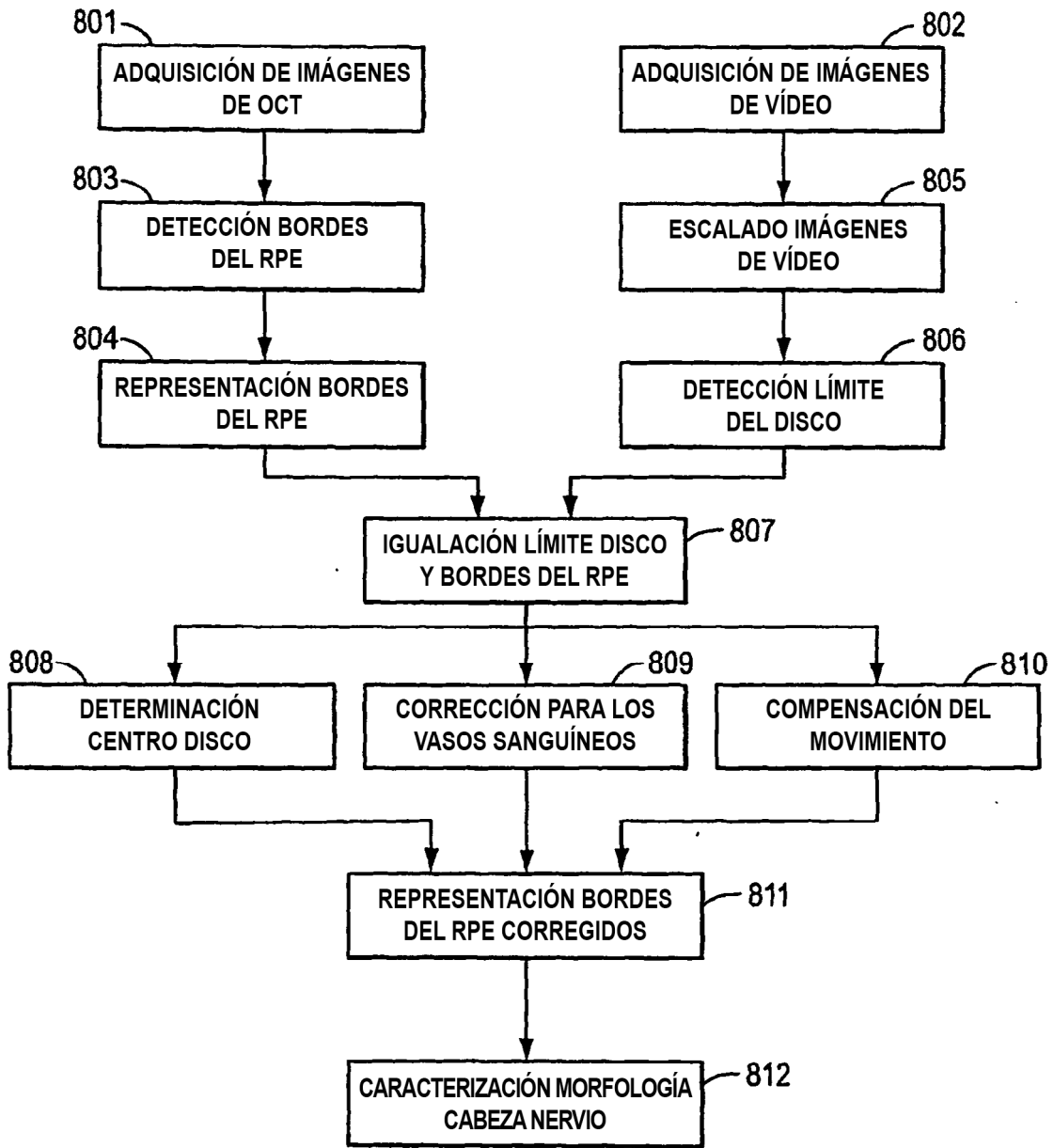


Figura 8

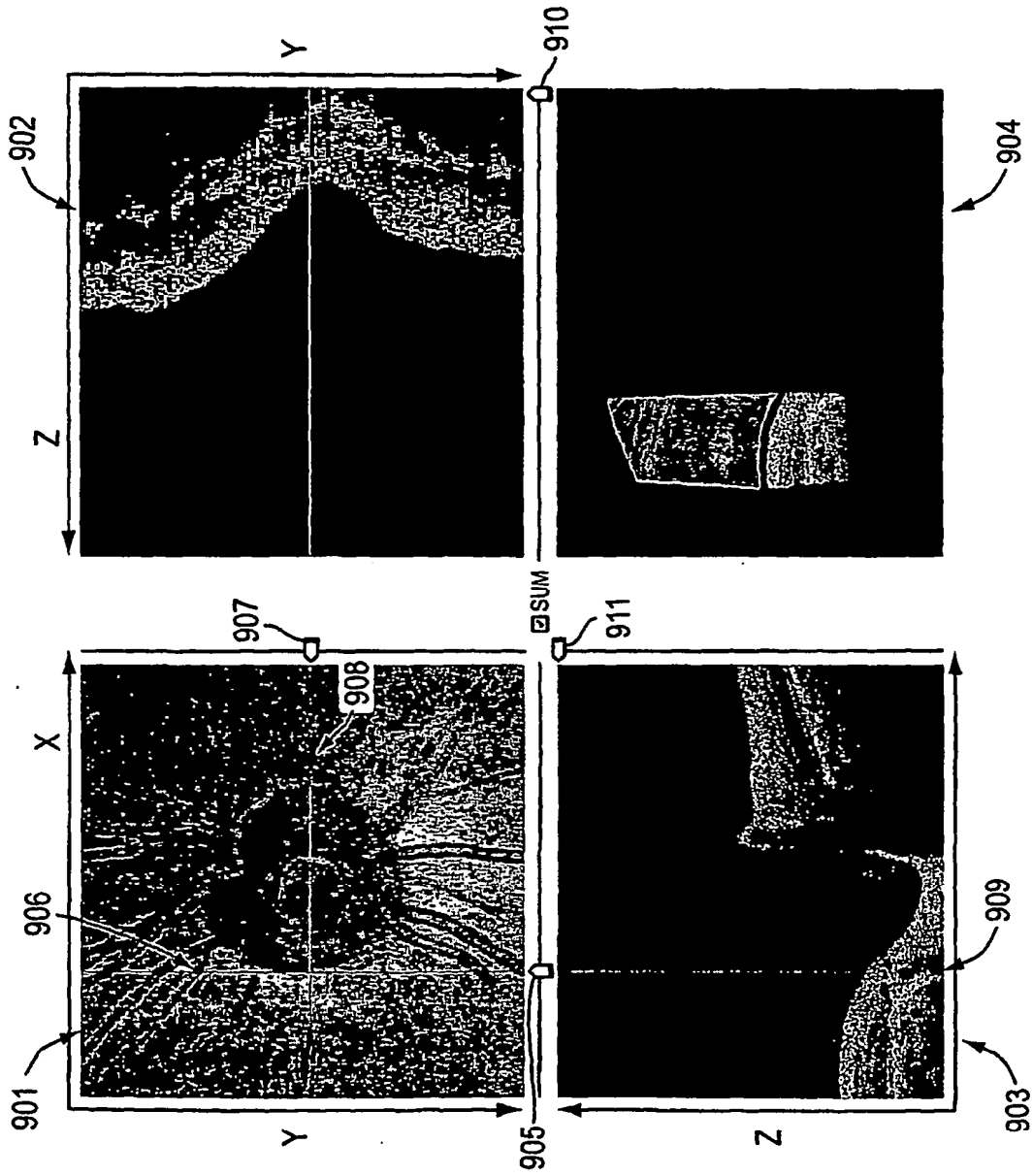


Figura 9

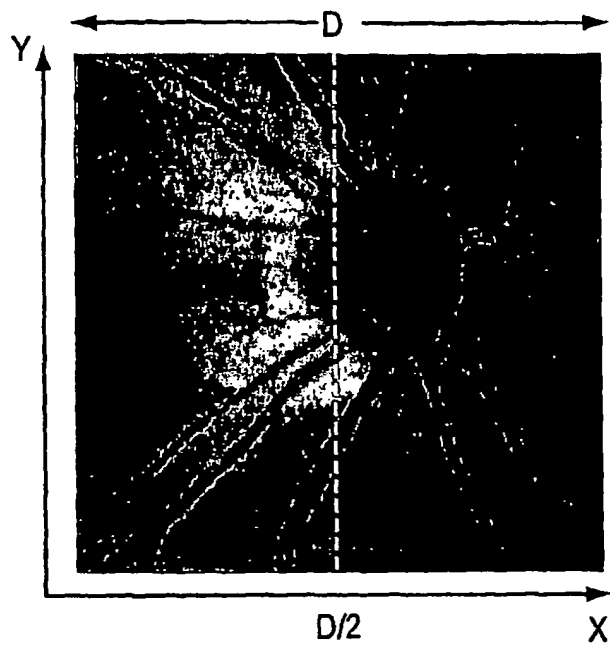


Figura 10

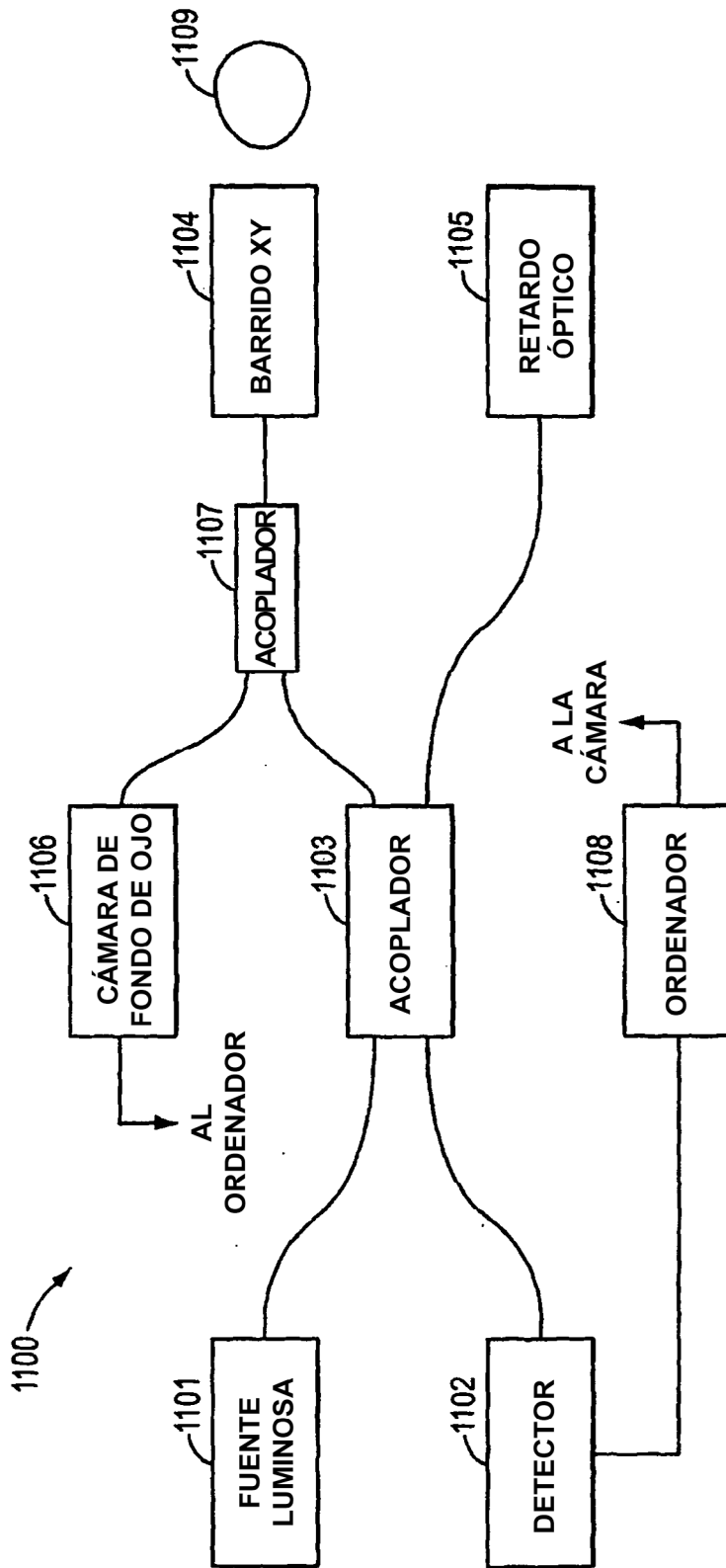


Figura 11