

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 996 701**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.12.2017 PCT/IB2017/058061**

87 Fecha y número de publicación internacional: **28.06.2018 WO18116128**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.12.2017 E 17825967 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.10.2024 EP 3558090**

54 Título: **Sistemas para tomografía de coherencia óptica de campo de visión amplio**

30 Prioridad:

**20.12.2016 US 201662436732 P**

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

**13.02.2025**

73 Titular/es:

**ALCON INC. (100.00%)  
Rue Louis-d'Affry 6  
1701 Fribourg, CH**

72 Inventor/es:

**HORN, JOCHEN**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 996 701 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**

Sistemas para tomografía de coherencia óptica de campo de visión amplio

5 **CAMPO**

La presente descripción se refiere a sistemas de imágenes por dispositivos médicos, incluidos los sistemas de tomografía de coherencia óptica (OCT).

10 **ANTECEDENTES**

La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una técnica de imagen ampliamente adoptada en los campos biomédicos, incluida la oftalmología. Los sistemas de OCT realizan imágenes transversales de alta resolución en muestras semitransparentes (tales como tejidos biológicos) midiendo el retardo del tiempo de eco de la luz reflejada. Los cirujanos oftalmológicos suelen utilizar la OCT para ayudar a cortar y/o extirpar con precisión tejidos tales como el vítreo. Proporcionar imágenes por OCT de campo de visión amplio a través de una superficie curva como la retina puede suponer un reto, ya que las imágenes se curvan y distorsionan en ángulos de exploración amplios, particularmente en pacientes con alta miopía. Por consiguiente, existe la necesidad de imágenes por OCT de campo de visión amplio mejoradas en el contexto oftalmológico.

El documento WO 2016/178298 divulga una SS-OCT adaptada para cambiar la diferencia de longitud de la trayectoria óptica entre la luz de referencia y la luz de medición y para obtener imágenes del fondo de ojo en un ángulo de visión más amplio.

El documento US 2010/0302508 divulga una OCT que comprende una unidad de accionamiento del espejo de referencia configurada para mover el espejo de referencia con el fin de ajustar la longitud de la trayectoria óptica de la luz de referencia.

30 **SUMARIO**

En ciertas realizaciones, un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) incluye las características definidas en la reivindicación 1.

En ciertas realizaciones, la velocidad de exploración está entre 200 Hz y 400 Hz, o es al menos de 300 Hz. El escáner puede estar configurado para explorar el haz de imágenes en cada uno de los ángulos de exploración según un patrón de trama, y el patrón de trama puede generar una exploración B de al menos 12 mm de longitud o de al menos 16 mm de longitud.

En ciertas realizaciones, el accionador lineal está configurado para desplazar el reflector de referencia al menos 2 mm en una dirección paralela al haz de referencia. El accionador lineal puede estar configurado además para desplazar el reflector de referencia al menos 4 mm en una dirección paralela al haz de referencia.

El sistema de OCT puede comprender un sistema de OCT de dominio espectral (SD-OCT) o un sistema de OCT de fuente barrida (SS-OCT).

En ciertas realizaciones, un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) según la reivindicación 10 comprende una fuente de luz configurada para generar un haz de OCT, y un divisor de haz, configurado para dividir el haz de OCT en un haz de referencia y un haz de imágenes, dirigir el haz de referencia hacia un reflector de referencia, y dirigir el haz de imágenes hacia un escáner. El sistema incluye también un accionador lineal, tal como un accionador piezoeléctrico o un accionador de bobina móvil, configurado para mover el reflector de referencia a fin de cambiar la longitud del haz de referencia, y el escáner, configurado para explorar el haz de imágenes sobre una superficie objetivo a lo largo de una pluralidad de ángulos de exploración, en donde el escáner y la superficie objetivo están separados por una primera distancia de muestreo a un primer ángulo de exploración y una segunda distancia de muestreo a un segundo ángulo de exploración. El sistema incluye un controlador de OCT que comprende un procesador e instrucciones almacenadas en una memoria, las instrucciones ejecutables por el procesador para hacer que el controlador de OCT genere señales para hacer que el escáner explore repetidamente el haz de imágenes sobre la superficie objetivo en el primer ángulo de exploración y el segundo ángulo de exploración según una velocidad de exploración para generar imágenes por OCT en vivo, y hacer que el accionador mueva el reflector de referencia de forma sincrónica con la velocidad de exploración mientras el escáner explora el haz de imágenes sobre la superficie objetivo, ajustando de este modo la longitud del haz de referencia para tener en cuenta una diferencia entre la primera distancia de la muestra y la segunda distancia de la muestra. El sistema incluye además un detector configurado para recibir el haz de referencia reflejado por el reflector de referencia y el haz de imágenes reflejado por la superficie objetivo, y emitir una señal de interferencia basada en el haz de referencia recibido y el haz de imágenes.

En ciertas realizaciones, el accionador lineal comprende una pila piezoeléctrica o una bobina móvil configurada para desplazar el reflector de referencia al menos 2 mm en una dirección paralela al haz de referencia. En ciertas

realizaciones, el primer ángulo de exploración y el segundo ángulo de exploración están separados al menos 20 grados. En ciertas realizaciones, la exploración genera una exploración B de al menos 12 mm de longitud. El sistema de OCT puede comprender un sistema de OCT de dominio espectral (SD-OCT) o un sistema de OCT de fuente barrida (SS-OCT).

5 Según la reivindicación 15, un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) comprende una fuente de luz configurada para generar un haz de OCT, y un divisor de haz, configurado para dividir el haz de OCT en un haz de referencia y un haz de imágenes, dirigir el haz de referencia hacia un reflector de referencia, y dirigir el haz de imágenes hacia un escáner. El sistema incluye además un accionador lineal, configurado para trasladar el reflector de referencia al menos 2 mm en una dirección paralela al haz de referencia y el escáner, configurado para explorar el haz de imágenes sobre una superficie objetivo a una pluralidad de ángulos de exploración. El sistema incluye un controlador de OCT que comprende un procesador e instrucciones almacenadas en una memoria, las instrucciones ejecutables por el procesador para hacer que el controlador de OCT genere señales para hacer que el escáner explore repetidamente el haz de imágenes en cada uno de los ángulos de exploración a una primera velocidad de exploración para generar imágenes por OCT en directo, y hacer que el accionador traslade el reflector de referencia de forma sincrónica con la velocidad de exploración, de tal manera que una longitud de la trayectoria del haz de referencia se mantenga dentro de un intervalo de tolerancia de una longitud de la trayectoria del haz de imágenes durante toda la exploración.

20 En ciertas realizaciones, el intervalo de tolerancia es inferior a 0,5 mm o 1 mm. La frecuencia de exploración puede estar entre 200 Hz y 400 Hz. Además, el escáner puede estar configurado para explorar el haz de imágenes en cada uno de los ángulos de exploración según un patrón de trama. El accionador lineal puede ser una pila piezoeléctrica o una bobina móvil configurada para desplazar el reflector de referencia al menos 2 mm en una dirección paralela al haz de referencia.

25 Ciertas realizaciones pueden proporcionar una o más ventajas técnicas. Por ejemplo, los sistemas de obtención de imágenes por OCT mejorados según la descripción pueden proporcionar imágenes por OCT de campo de visión ultraamplio con distorsión reducida. Ciertas realizaciones generan imágenes por OCT en las que una superficie objetivo está centrada a lo largo de una ventana de imagen por OCT, a pesar de las variaciones relativas en la profundidad objetivo. Por tanto, ciertas realizaciones proporcionan imágenes por OCT en vivo mejoradas de superficies curvas, tales como las superficies retinianas de alta miopía. Estas y otras ventajas serán evidentes para los expertos en la materia tras observar los presentes dibujos y la memoria descriptiva.

35 **BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS**

Para una comprensión más completa de la presente descripción y sus ventajas, ahora se hace referencia a la siguiente descripción tomada junto con los dibujos adjuntos, en los que los mismos numerales de referencia indican las mismas características, y en donde:

- 40 la Figura 1 ilustra un diagrama de bloques de un sistema de OCT convencional;
- la Figura 2 ilustra una imagen retiniana generada por un sistema de imágenes por OCT convencional;
- 45 la Figura 3 ilustra una imagen retiniana generada por un sistema de imágenes por OCT mejorado según ciertas realizaciones;
- la Figura 4 ilustra un diagrama de bloques de un sistema de imágenes por OCT mejorado según ciertas realizaciones; y
- 50 la Figura 5 ilustra un método realizado por un sistema de imágenes por OCT mejorado según ciertas realizaciones.

Una persona experta en la materia comprenderá que los dibujos, que se describen a continuación, tienen únicamente fines ilustrativos y no pretenden limitar el alcance de la descripción del solicitante.

55 **DESCRIPCIÓN DETALLADA**

Para promover un mejor entendimiento de los principios de la presente descripción, a continuación se hará referencia a las formas de realización ilustradas en los dibujos y se usará un lenguaje específico para describir las mismas. No obstante, se comprenderá que no se pretende limitar el alcance de la descripción. Se contemplan alteraciones y modificaciones adicionales de los sistemas, dispositivos y procedimientos descritos, y cualquier otra aplicación de los principios de la presente descripción, como las que normalmente se le ocurrirían a un experto en la materia a la que se refiere la descripción. En concreto, se contempla que los sistemas, dispositivos y/o procedimientos descritos con respecto a una realización pueden combinarse con las características, componentes y/o etapas descritos con respecto a otras realizaciones de la presente descripción. Sin embargo, por ser breves, no se describirán por separado las

numerosas iteraciones de estas combinaciones. Para simplificar, en algunos casos se utilizan los mismos números de referencia en todos los dibujos para referirse a partes iguales o similares.

Los sistemas de imágenes por tomografía de coherencia óptica (OCT) son útiles en una serie de aplicaciones biológicas que incluyen la oftalmología, la odontología, la cardiología y la gastroenterología, entre otras. El diseño general y los principios de los sistemas de OCT son conocidos y se describen, por ejemplo, en: (a) "Signal Processing Overview of Optical Coherence Tomography Systems for Medical Imaging", Texas Instruments White Paper SPRABB9 (junio de 2010) y (b) "Biomedical Optical Imaging", Progress Report of the Research Laboratory of Electronics at MIT, n° 152 (2009-2010).

La Figura 1 es una ilustración esquemática simple de los componentes de un sistema de OCT 100 convencional. El sistema 100 puede comprender un sistema de OCT de dominio espectral (SD-OCT) o un sistema de fuente barrida (SS-OCT). En general, los componentes de tales sistemas 100 son conocidos por el experto. Entre otras cosas, el sistema 100 incluye una fuente de luz 102, un divisor/combinador de haces 104, un reflector de referencia 108, un escáner 120 y un detector 124. La fuente de luz 102 puede comprender cualquier fuente de luz de baja coherencia adecuada, como un diodo superluminiscente, un láser pulsado ultracorto (por ejemplo, de femtosegundo) o un láser de supercontinuo, y puede comprender un láser de barrido de frecuencia o sintonizable en ciertos ejemplos, como los sistemas de SS-OCT. El divisor de haz 104 puede comprender un divisor de haz no polarizado para dividir el haz de OCT en un haz de imágenes y un haz de referencia y combinar o dirigir la formación de imágenes reflejada y la luz de referencia hacia el detector 124. El reflector de referencia 108 es normalmente un espejo, pero puede comprender cualquier componente adecuado que refleje el haz de referencia 106 hacia el detector 124. El escáner 120 puede comprender uno o más espejos controlados por galvanómetro para explorar el haz de imágenes en el plano x-y hacia un objetivo o una muestra, como la retina 114 (cuando se habla del objeto del que se obtienen las imágenes, los términos "objetivo" y "muestra" se utilizan indistintamente en el presente documento). En ciertas realizaciones, el escáner 120 puede incluir adicionalmente ópticas de enfoque para explorar el haz de imágenes en una dirección z. El escáner 120 puede comprender cualquier disposición adecuada de espejos de exploración. Como alternativa, el escáner 120 puede comprender cualquiera de los componentes de escáner adecuados, tales como sistemas microelectromecánicos (MEMS) o un escáner resonante. El haz de imagen explorado por el escáner 120 se dirige a través de elementos ópticos 122 que pueden comprender lentes de enfoque y/o colimación. El detector 124 comprende un interferómetro que recibe el haz de imagen reflejado desde el objetivo y el haz de referencia reflejado desde el reflector 108 y emite una señal de interferencia a partir de la cual puede generarse una imagen por OCT. Los componentes particulares incluidos en el detector 124 dependen del tipo de sistema de OCT y pueden incluir cualquier combinación adecuada de espectrómetros, fotodetectores, detectores de matriz, convertidores analógico-digitales (ADC), rejilla(s) de difracción u otros componentes conocidos por los expertos en la materia. Por ejemplo, el detector 124 de un sistema SD-OCT puede incluir una rejilla de difracción, lentes y un detector de matriz tal como un dispositivo de carga acoplada (CCD). Como otro ejemplo, el detector 124 en un sistema SS-OCT puede incluir un fotodetector y un convertidor analógico-digital.

El sistema 100 puede incluir un controlador de OCT (no mostrado en la Figura 1) que comprende hardware, firmware y software configurados para controlar los componentes del sistema 100 para adquirir y mostrar imágenes por OCT de un objetivo. El sistema 100 puede incluir adicionalmente una o más pantallas (no mostradas) para presentar las imágenes por OCT generadas por el controlador de OCT. En varios ejemplos, la pantalla puede incluir cualquiera o más monitores, proyectores, oculares, pantallas frontales, pantallas, gafas, antiparras, etc. Las imágenes por OCT pueden mostrarse como imágenes 2D o 3D.

En funcionamiento, la fuente de luz 102 emite un haz de luz de baja coherencia dirigido al divisor de haz 104, que divide la luz en un haz de referencia 106 dirigido a través de un brazo de referencia (que puede incluir cualquier óptica de transmisión y enfoque adecuada, incluidas fibras ópticas) hacia el reflector 108 y un haz de imágenes 110 dirigido a través de un brazo de formación de imágenes (que también puede incluir cualquier óptica de transmisión y enfoque adecuada, incluidas fibras ópticas) hacia un escáner 120. El escáner 120 (bajo el control del controlador de OCT) puede explorar el haz de imágenes hacia la óptica 122 y la lente 112 del ojo 101 según un patrón de exploración (por ejemplo, exploración de trama, exploración radial, exploración de cubo, exploración de grupo de círculos, exploración de grupo de líneas, etc.) para generar la exploración deseada (por ejemplo, exploración A, exploración B o exploración C). Una exploración axial resuelta en profundidad (exploración A) comprende una medición de la interferencia de la señal luminosa en un punto. Las imágenes transversales (exploración B) pueden generarse explorando el haz de OCT a través de la superficie del tejido y adquiriendo múltiples mediciones axiales sobre una línea, curva, círculo, etc. Una imagen 3D puede construirse desde una serie de exploraciones B generadas sobre un área de la superficie del tejido. La exploración puede repetirse a una velocidad o frecuencia de exploración para generar imágenes por OCT en vivo o en tiempo real que pueden ser útiles para el diagnóstico preoperatorio, así como para la orientación intraoperatoria.

La luz del haz de imágenes reflejada por la retina 114 y la luz del haz de referencia reflejada por el reflector 108 pueden recibirse en el detector 124, que interfiere el haz de imágenes retrorreflejado o retrodisperso con el haz de referencia para generar imágenes por OCT. La interferencia se produce cuando la longitud de la trayectoria del haz de referencia (es decir, la distancia que recorre la luz de formación de imágenes entre la fuente 102 y el reflector 108) y la longitud de la trayectoria del haz de imágenes (es decir, la distancia que recorre la luz de formación de imágenes entre la fuente 102 y un objetivo como la retina 114) coinciden dentro de la longitud de coherencia de la luz emitida por la fuente de

luz 102. Esta señal de interferencia transmite información sobre el objetivo a una profundidad que corresponde a la longitud de la trayectoria del haz de referencia.

Por consiguiente, los sistemas de OCT se calibran antes de usarlos ajustando la longitud de la trayectoria del haz de referencia según la profundidad objetivo, de modo que la longitud de la trayectoria del haz de referencia sea aproximadamente igual a la longitud de la trayectoria del haz de imágenes a la profundidad objetivo. La diferencia entre la longitud de la trayectoria del haz de referencia y la longitud de la trayectoria del haz de imagen a la profundidad objetivo en un sistema de OCT se denomina diferencia de trayectoria óptica (OPD). Lo ideal es que la OPD sea cero, aunque en la práctica es necesaria una precisión absoluta. Por tanto, en el ejemplo de la Figura 1, si la profundidad del objetivo primario es la superficie central de la retina 114, la longitud de la trayectoria del haz de referencia (ilustrada como distancia del haz de referencia  $R_d$ ) se ajusta para que coincida con la longitud de la trayectoria del haz de imágenes medida hasta el centro de la retina 114 (ilustrada como distancia de la muestra central  $S_{dc}$ ). En los sistemas convencionales de OCT de dominio espectral (SD-OCT) o de OCT de fuente barrida (SS-OCT), como el sistema 100, esta longitud de la trayectoria del haz de referencia se fija al inicio del procedimiento de obtención de imágenes y permanece fija durante toda la exploración de OCT.

Cabe señalar que los sistemas de obtención de imágenes por OCT pueden clasificarse a grandes rasgos en sistemas de OCT de dominio temporal (TD-OCT), sistemas SD-OCT y sistemas SS-OCT. Los sistemas de TD-OCT obtienen un patrón de interferencia moviendo un espejo de referencia para variar la longitud de la trayectoria de referencia en cada punto de un patrón de exploración. Es decir, en un punto determinado de un patrón de exploración TD-OCT, el espejo de referencia del brazo de referencia debe moverse para cambiar la longitud de la trayectoria de referencia. El movimiento de este espejo en el brazo de referencia de los sistemas TD-OCT es un factor de limitación de la velocidad, ya que el espejo debe desplazarse una distancia (intervalo  $z$ ) en cada punto ( $x,y$ ) de un patrón de exploración por OCT para generar la señal de interferencia necesaria.

Los sistemas de SD-OCT y SS-OCT convencionales funcionan según principios diferentes y evitan esta puerta de velocidad empleando un reflector de referencia de posición fija que no requiere exploración mecánica de la trayectoria de referencia en ningún punto de un patrón de exploración. Los sistemas de SD-OCT utilizan una fuente de luz de banda ancha y obtienen información de profundidad midiendo la densidad espectral en el brazo de la muestra mediante un espectrómetro. Los sistemas de SS-OCT utilizan un láser de barrido de frecuencia o un láser sintonizable y un detector de punto único. Tanto en los sistemas de SD-OCT como en los de SS-OCT, las imágenes por OCT se generan a partir de la señal de interferencia recibida mediante transformadas rápidas de Fourier. En consecuencia, la posición del reflector de referencia se fija en cada punto ( $x,y$ ) de un patrón de exploración por OCT ejecutado por sistemas de SD-OCT y SS-OCT convencionales.

Normalmente, los sistemas de SD-OCT y SS-OCT para la obtención de imágenes de segmento posterior pueden explorar entre  $20^\circ$  y  $40^\circ$  (es decir,  $\pm 10^\circ$  o  $\pm 20^\circ$  desde una posición central) a través de un objetivo retiniano. Con estos ángulos de exploración, la parte de la retina que se desea explorar puede captarse sin distorsiones significativas, ya que las variaciones en la profundidad de la retina atribuibles a la curvatura retiniana no son significativas. Dicho de otro modo, las variaciones de la OPD derivadas de la curvatura de la retina no suelen ser muy significativas en los intervalos de ángulos de exploración más pequeños (por ejemplo, entre  $20^\circ$  y  $40^\circ$ ). Sin embargo, en campos visuales más amplios (es decir, de  $40^\circ$  o más), la curvatura de la retina en toda el área con imágenes provoca una variación significativa de la OPD, particularmente en pacientes con alta miopía. Esta variación de la OPD puede provocar distorsiones en la imagen por OCT.

La Figura 2 ilustra un ejemplo de exploración B de campo de visión amplio (aproximadamente  $40^\circ$ ) de una retina generado por un sistema SD-OCT o SS-OCT convencional. Como se ilustra en este ejemplo, la imagen de la retina está curvada en forma de "U" ancha, de tal manera que los bordes parecen "caerse" del intervalo de la imagen a cada lado. Esta distorsión es el resultado de las variaciones de la OPD atribuibles a la curvatura de la retina y a la longitud fija de la trayectoria del haz de referencia. Es decir, la longitud de la trayectoria del haz de referencia se calibra para obtener imágenes a una profundidad determinada, por ejemplo, de modo que la OPD sea aproximadamente cero en el centro de la retina. Sin embargo, la curvatura natural de la retina hace que la superficie del fondo de ojo quede fuera de esa profundidad, ya que la OPD cambia a medida que el haz de imagen se explora a través de los tejidos que están más cerca del escáner 120.

Esta distorsión característica en forma de "U" es no deseable y problemática. Por ejemplo, durante un procedimiento, un cirujano puede "ampliar" un área particular de la retina, tal como una de las ventanas A-C. Cada una de las ventanas A-C representa un área de la imagen que puede ampliarse, aunque es preciso señalar que puede ampliarse cualquier parte de la imagen. Aunque la imagen retiniana es generalmente horizontal en la ventana B, cada una de las ventanas A y C muestra una porción de la superficie retiniana con una orientación angular pronunciada en la ventana de imagen. Esta orientación angular provoca la distorsión y el truncamiento de la imagen retiniana y, entre otras cosas, dificulta la lectura y el uso de la imagen, particularmente en un contexto intraoperatorio.

Las realizaciones de la presente descripción abordan este problema modulando la posición de un reflector de referencia, ajustando de este modo la longitud de la trayectoria del haz de referencia para tener en cuenta o coincidir con las variaciones de la profundidad del objetivo dentro de una exploración y "aplanar" la imagen por OCT, como se

muestra en la Figura 3. En otras palabras, la posición del reflector de referencia se modula para que la OPD del sistema se mantenga en cero o cerca de cero a lo largo de un patrón de exploración. En comparación con la Figura 2, las ventanas de imagen A y C de la Figura 3 muestran porciones más grandes de la retina con mayor claridad y menor distorsión. En consecuencia, los sistemas de OCT mejorados según la presente descripción facilitan exploraciones de alta velocidad (por ejemplo, 200-400+ Hz) y gran angular (por ejemplo, barridos de  $\pm 20^\circ$ -  $\pm 90^\circ$ ) a través de grandes secciones transversales de la retina y proporcionan imágenes mejoradas que están sustancialmente libres de distorsión y son fáciles de usar durante un procedimiento quirúrgico.

La Figura 4 ilustra un ejemplo de un sistema de imágenes por OCT 200 mejorado para generar imágenes como las mostradas en la Figura 3. El sistema 200 puede ser un sistema basado en sondas, un sistema de obtención de imágenes autónomo o un sistema de obtención de imágenes integrado con otros componentes, tal como un microscopio quirúrgico. Cabe señalar que la Figura 4 no pretende ilustrar exhaustivamente todos los componentes de un sistema de OCT, ni está dibujada a escala. Más bien, se proporciona para ilustrar cualitativamente cómo varía la trayectoria óptica del haz de imágenes 110 en función del ángulo de exploración.

El sistema 200 comprende un sistema de imágenes SD-OCT o SS-OCT que incluye muchos de los mismos componentes que el sistema 100 (los números similares indican componentes similares). En particular, el sistema 200 incluye una fuente de luz 102, un divisor/combinador de haz 104, un escáner 120 y un detector 124. La fuente de luz 102 puede comprender cualquier fuente de luz de baja coherencia adecuada, como un diodo superluminiscente, un láser pulsado ultracorto (por ejemplo, de femtosegundo) o un láser de supercontinuo, y puede comprender un láser de barrido de frecuencia o sintonizable en ciertos ejemplos, como los sistemas de SS-OCT. El divisor de haz 104 puede comprender un divisor de haz no polarizado para dividir el haz de OCT en un haz de imágenes transmitido a través del brazo de muestra y un haz de referencia transmitido a través del brazo de referencia (a veces denominado línea de retardo) del sistema de OCT. El divisor de haz 104 también recibe y combina la luz de imagen reflejada (reflejada por la muestra, tal como el ojo 114) y la luz de referencia (reflejada por el reflector de referencia 202) hacia el detector 124. El escáner 120 puede comprender uno o más espejos controlados por galvanómetro para explorar el haz de imágenes en el plano x-y a través de un brazo de muestra del sistema de OCT hacia la muestra, tal como la retina 114. El escáner 120 puede incluir adicionalmente ópticas de enfoque para explorar el haz de imágenes en una dirección z. El escáner 120 puede comprender cualquier escáner adecuado, tal como un escáner de espejo controlado por galvanómetro. El haz de imagen explorado por el escáner 120 se dirige a través de elementos ópticos 122 que pueden comprender lentes de enfoque y/o colimación del brazo de muestra. El detector 124 comprende un interferómetro que recibe el haz de imagen reflejado desde el objetivo y el haz de referencia reflejado desde el reflector 202 y emite una señal de interferencia a partir de la cual puede generarse una imagen por OCT. Los componentes particulares incluidos en el detector 124 dependen del tipo de sistema de OCT y pueden incluir cualquier combinación adecuada de espectrómetros, fotodetectores, detectores de matriz, convertidores analógico-digitales (ADC), rejilla(s) de difracción u otros componentes conocidos por los expertos en la materia. El detector 124 de un sistema SD-OCT puede incluir una rejilla de difracción, lentes y un detector de matriz tal como un dispositivo de carga acoplada (CCD). El detector 124 en un sistema SS-OCT puede incluir un fotodetector, un convertidor analógico-digital.

A diferencia del sistema 100, el sistema 200 incluye un reflector móvil 202 acoplado a un accionador 204, así como un controlador de OCT 206 acoplado de forma comunicativa al accionador 204 y al escáner 120. En ciertas realizaciones, el controlador de OCT 206 también puede estar acoplado en comunicación con el detector 124 y a la fuente de luz 102. El reflector 202 comprende normalmente un espejo, pero puede comprender cualquier reflector adecuado para reflejar el haz de referencia del sistema 200 hacia el detector 124. En ciertas realizaciones, el accionador 204 comprende un accionador lineal, tal como un conjunto piezoeléctrico apilado o accionador(es) lineal(es) de bobina móvil, configurado para trasladar lateralmente el reflector 202 entre las posiciones  $R_{dc}$  y  $R_{dL}/R_{dR}$ , como indica la flecha situada sobre el reflector 202. En otras realizaciones, el accionador 204 puede comprender cualquier accionador lineal, rotatorio u oscilatorio adecuado dispuesto para mover el reflector 202 y ajustar de este modo la longitud de la trayectoria del haz de referencia. Una matriz piezoeléctrica apilada o un accionador de bobina móvil pueden proporcionar una mayor simplicidad en comparación con los espejos galvanométricos utilizados para la modulación de la línea de retardo en los sistemas de OCT de dominio temporal.

El controlador de OCT 206 comprende hardware y software configurados para llevar a cabo los procesos de imágenes por OCT mejorados descritos en el presente documento. En ciertas realizaciones, el controlador de OCT 206 incluye uno o más procesadores acoplados a una memoria. El procesador puede incluir uno o más CPU, microprocesadores, matrices de puertas programables en campo (FPGA), circuitos integrados de aplicación específica (ASIC), procesadores de señal digital (DSP), procesadores de sistema en chip (SoC) o componentes análogos. La memoria puede incluir memoria volátil o no volátil, incluidos medios magnéticos, medios ópticos, memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de sólo lectura (ROM), medios extraíbles o componentes análogos. La memoria puede almacenar instrucciones para programas de software y algoritmos que, cuando son ejecutados por el procesador, permiten al controlador de OCT 206 dirigir la operación de (por ejemplo, generando señales de control enviadas a) el escáner 120, el accionador 204, la fuente de luz 102, el detector 124, y/u otros componentes del sistema 200 para proporcionar imágenes por OCT de campo de visión amplio mejoradas. Tal como se utilizan en las reivindicaciones, los términos "procesador", "memoria" e "instrucciones" se refieren cada uno a una clase de estructuras conocidas en el campo de las imágenes por OCT y familiares para las personas normalmente versadas en la materia. Por consiguiente, estos términos deben entenderse como elementos estructurales y no funcionales del sistema divulgado.

En funcionamiento, la fuente de luz 102 genera un haz de OCT que es dividido por el divisor de haz 104 en un haz de referencia 106 y un haz de imágenes 110. El haz de imágenes 110 se dirige a través de un brazo de formación de imágenes o de muestra que comprende óptica de transmisión hacia el escáner 120 que, en respuesta a las señales generadas por el controlador de OCT 206, explora el haz de imágenes 110 sobre el ojo diana 101 según un patrón de exploración para obtener imágenes de una porción de la retina 114. El patrón de escaneado ejecutado por el sistema 200 puede ser cualquier patrón adecuado, tal como un escaneado de trama, un escaneado radial, un escaneado de cubo, un escaneado de grupo de círculos, un escaneado de grupo de líneas, etc.

Mientras que el haz de imagen 110 se explora en la retina 114, el haz de referencia 106 se dirige hacia el reflector 202 a través de un brazo de referencia que comprende óptica de transmisión. El accionador 204, configurado para mover el reflector 202 en respuesta a las señales generadas por el controlador 206 de la OCT, modula la posición del reflector 202 mientras el escáner 120 explora el haz de imágenes 110 sobre la retina 114 a través de una pluralidad de ángulos de exploración en un patrón de exploración, de modo que la OPD del sistema se mantenga en cero o próxima a cero. El detector 124 recibe la luz de imagen reflejada por la retina 114 y la luz de referencia reflejada por el reflector 202 y emite una señal de interferencia a partir de la cual puede generarse una imagen por OCT.

Como se ha indicado anteriormente, el escáner 120 puede explorar la superficie objetivo según una variedad de patrones de exploración. En ciertas realizaciones, el escáner 120 comprende dos o más escáneres galvanométricos configurados para explorar el haz de imágenes 110 según un patrón de trama de alta velocidad. Normalmente, los patrones de trama se generan utilizando un galvanómetro rápido y otro lento. El galvanómetro rápido puede barrer en un intervalo de ángulos de barrido a la frecuencia de barrido de trama. En diversas realizaciones del sistema 200, el escáner 120 puede implementar una exploración de trama que tiene una frecuencia en el intervalo de 100-400 Hz, 150-350 Hz, 200-325 Hz o 200-300 Hz. En algunos ejemplos, la frecuencia de exploración de trama puede ser de al menos 200 Hz, 250 Hz, 275 Hz, 300 Hz, 325 Hz, 350 Hz, 375 Hz o 400 Hz. Además, el patrón de trama puede explorarse a través de ángulos de barrido de al menos  $\pm 20$  grados (barrido de  $40^\circ$ ),  $\pm 25$  grados (barrido de  $50^\circ$ ),  $\pm 30$  grados (barrido de  $60^\circ$ ),  $\pm 40$  grados (barrido de  $80^\circ$ ),  $\pm 50$  grados (barrido de  $100^\circ$ ),  $\pm 60$  grados (barrido de  $120^\circ$ ), o más. El patrón puede generar una exploración B de al menos 12 mm, 14 mm, 16 mm, 18 mm, o 20 mm, 22 mm, o 24 mm de longitud.

Cabe señalar que las trayectorias del haz de imágenes 110 y del haz de referencia 106 representadas en la Figura 4 son ilustraciones esquemáticas simplificadas proporcionadas para transmitir los principios del sistema 200, sin preocuparse por los detalles ópticos del sistema 200. Un experto en la materia apreciará que, en la práctica, el haz de referencia 110 y/o el haz de imágenes 114 pueden ser refractados y/o reflejados por diversos elementos en la trayectoria del haz, incluyendo, aunque no de forma limitativa, el escáner 120, la óptica 122 y el cristalino 112. Por ejemplo, la trayectoria del haz de imágenes 114 puede reflejarse y/o refractarse entre el escáner 120 y la lente 112, aunque por simplicidad se representan trayectorias rectas. Además, el haz de imagen 114

Como ilustra la Figura 4, la superficie de la retina 114 es curva. Por tanto, a medida que el haz de imagen 110 se explora a través de la superficie curva de la retina 114, la distancia relativa entre el escáner 120 (un ejemplo de punto de referencia fijo a lo largo de la trayectoria del haz de imagen) y la retina 114 varía. En este ejemplo, un ángulo de exploración inicial  $\Theta_i = 0^\circ$  corresponde a una distancia de muestra de posición central, Sdc. Aunque los ángulos de exploración  $\Theta_i$  en el ejemplo de la Figura 4 se basan en un punto de referencia dentro de la lente 112 (donde se cruza la trayectoria del haz de imágenes 110 en cada ángulo de exploración), un experto en la materia apreciará que la ubicación del punto de referencia aplicable mediante el cual medir un ángulo de exploración puede variar en diferentes realizaciones.

Durante un procedimiento de formación de imágenes, el escáner 110 explora el haz de imágenes 110 de manera que barre a través de la retina 114, como se indica por la flecha curva debajo de la retina 114 en la Figura 4. A medida que el escáner dirige el haz de imágenes hacia el lado izquierdo de la retina 114, el ángulo de exploración aumenta de  $0^\circ$  a  $\Theta_1$ , y la distancia entre el escáner 120 y la superficie explorada de la retina 114 disminuye moviéndose desde Sdc hasta la distancia de muestra de la posición izquierda Sdc (aunque cabe señalar que el cambio real en la longitud de la trayectoria del haz puede verse afectado por otras características del brazo de formación de imágenes del sistema 200). Del mismo modo, a medida que el escáner 120 hace que el haz barra hacia el lado derecho de la retina 114, el ángulo de exploración vuelve a  $0^\circ$  en Sdc y luego aumenta a  $\Theta_2$ , y la distancia entre el escáner 120 y la retina 114 vuelve a Sdc y luego aumenta moviéndose a la distancia de muestra de la posición derecha Sdr (de nuevo, el cambio real en la longitud de la trayectoria del haz también puede verse afectado por otras características del brazo de formación de imágenes). Por ende, la longitud de la trayectoria del haz de imágenes en el sistema 200 varía según el ángulo de exploración del haz de imágenes. Dada una longitud de la trayectoria del haz de referencia fija, esta variación puede hacer que la imagen por OCT "caiga" en los bordes en forma de "U", como se representa en la Figura 2.

El sistema 200 reduce o elimina tal distorsión ajustando la posición del reflector 202 en función del ángulo de exploración para compensar las variaciones en la longitud de la trayectoria del haz de imágenes. En particular, el controlador 206 de la OCT controla el accionador 204 para modular la posición del reflector 202 de forma sincrónica con el ángulo de exploración y mantener la OPD en cero o cerca de cero, o dentro de un intervalo de tolerancia. Por ejemplo, cuando el escáner 120 explora el haz de imágenes 110 hacia el centro de la retina 114, el haz de imágenes

110 atraviesa una distancia de trayectoria de posición central representada por  $S_{dc}$ , y el reflector 202 se sitúa a una distancia de haz de referencia de posición central correspondiente  $R_{dc}$  que es igual o aproximadamente igual a  $S_{dc}$ , de tal manera que OPD está en o cerca de cero. Cuando el escáner 120 explora el haz de imágenes 110 con un ángulo de exploración  $\Theta_1$ , el haz de imágenes 110 recorre una trayectoria representada por la distancia izquierda del haz de muestra  $S_{dL}$ , y el reflector 202 se coloca a una distancia izquierda del haz de referencia  $R_{dL}$  de tal manera que el reflector 202 se desplaza una distancia proporcional al cambio en la longitud de la trayectoria del haz de imágenes (de tal manera que la OPD se mantiene en cero o cerca de cero). Esto puede realizarse en cualquier número de puntos del patrón de exploración. De este modo, la longitud de la trayectoria del haz de referencia 106 se ajusta activamente durante la exploración para que coincida con la variación de la longitud de la trayectoria del haz de imágenes 110 en diferentes ángulos de exploración en un patrón de exploración.

Por ejemplo, si la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica entre  $S_{dc}$  y  $S_{dL}$  es de 2 mm, entonces un accionador 204 puede trasladar el reflector 202 una distancia  $R_{dc} - R_{dL}$  para reducir la longitud de la trayectoria del haz de referencia en una cantidad tal que la OPD entre los brazos de referencia y de muestra se mantenga en cero o cerca de cero. Cabe decir que, en la práctica, puede ser necesario desplazar el reflector 202 más o menos de 2 mm para mantener la OPD global en cero o cerca de cero. Esto puede deberse, al menos parcialmente, a diferencias entre las trayectorias ópticas del haz de imágenes 110 y el haz de referencia 106. Por ejemplo, el brazo de muestra del sistema 200 incluye el escáner 120, la óptica 122 y el ojo 101. Dentro de ojo 101, el índice de refracción es aproximadamente  $n=1,3$ . Por otra parte, el haz de referencia 202 que atraviesa el brazo de referencia puede estar en el aire, donde  $n=1,0$ . En un sistema de este tipo, para mantener la OPD global cercana a cero dado un cambio de 2 mm en la longitud de la trayectoria del haz de imágenes, puede ser necesario mover el reflector de referencia 202 más de 2 mm. Por consiguiente, en diversas realizaciones, las distancias de traslación específicas para el reflector de referencia 202 pueden calibrarse para tener en cuenta factores específicos del sistema y de la realización para mantener la OPD en cero o cerca de cero o dentro de un intervalo de tolerancia.

En algunos ejemplos, el sistema 200 puede mantener iguales longitudes de trayectoria del haz de imágenes y del haz de referencia ( $OPD = 0$ ) para todos los ángulos de exploración  $\Theta_n$  en un patrón de exploración. Sin embargo, en otros ejemplos, puede no ser necesario o factible mantener la OPD exactamente a cero para todos los ángulos de exploración. En consecuencia, en ciertas realizaciones la OPD puede mantenerse dentro de un valor de tolerancia  $T_{dx}$ , de tal manera que cualquier diferencia entre la longitud de la trayectoria del haz de imágenes y la longitud de la trayectoria del haz de referencia sea inferior o igual a  $T_{dx}$  (por ejemplo,  $|OPD| \leq T_{dx}$  para todos los ángulos de exploración  $\Theta_n$  en un patrón de exploración). En algunos ejemplos,  $T_{dx}$  puede ser 0,1 mm; 0,25 mm; 0,5 mm; 1 mm o cualquier otro valor adecuado. En ciertos ejemplos,  $T_{dx}$  puede ser variable. Por ejemplo,  $T_{dx}$  puede aumentar o disminuir en función del ángulo de exploración.  $T_{dx}$  puede ser establecido o configurado por un operador del sistema.

En el contexto de un procedimiento de formación de imágenes de la retina, un patrón de trama ejecutado a través de ángulos amplios a altas velocidades presenta desafíos particulares porque la longitud de la trayectoria del haz de imágenes cambia más rápidamente a medida que la retina 114 se explora en línea recta. Por lo tanto, un patrón de trama de alta frecuencia requiere que la longitud de la trayectoria del haz de referencia se module a una velocidad muy alta. Para modular la longitud de la trayectoria del haz de referencia de forma sincrónica con el galvanómetro rápido que ejecuta un barrido de trama de gran angular y alta velocidad, el accionador 204 puede incluir uno o más accionadores lineales 204 configurados para mover el reflector 202 (bajo el control del controlador 206 de la OCT) de forma sincrónica con el movimiento del escáner 120. Por ejemplo, los accionadores lineales 204 comprenden un conjunto apilado de accionadores piezoeléctricos que tienen al menos 2 mm de carrera, operados en una línea de retardo de doble trayectoria para producir más de 4 mm de modulación efectiva de la longitud de la trayectoria del haz de referencia (por ejemplo, moviendo el reflector 202 a través de un intervalo de  $4+ \text{ mm}$  entre  $R_{dc}$  y  $R_{dL}/R_{dR}$ ). En otros ejemplos, los accionadores 204 pueden comprender accionadores lineales de bobina móvil configurados para modular la posición del reflector de referencia 202 en un intervalo de  $4+ \text{ mm}$  entre  $R_{dc}$  y  $R_{dL}/R_{dR}$ .

Los valores que definen la posición correcta del reflector de referencia 202 en determinados puntos y/o ángulos de exploración en un patrón de exploración pueden comprender valores predeterminados precargados. Como alternativa, dichos valores pueden ser introducidos por un operador del sistema o generados a partir de datos específicos del paciente. Dichos datos específicos del paciente pueden comprender datos de modelado ocular, datos biométricos, datos de imágenes por OCT y/o cualquier otra información adecuada, incluidos los datos obtenidos durante un procedimiento preoperatorio o durante una fase de calibración o inicialización de un procedimiento de obtención de imágenes.

Por ejemplo, en ciertas realizaciones, el controlador de OCT 206 puede hacer que el escáner 120 genere una imagen por OCT de calibración explorando el haz de imágenes 110 según un patrón de exploración mientras el reflector 202 permanece estacionario en una posición inicial. El controlador de OCT 206 puede recibir y analizar la imagen por OCT de calibración generada para determinar una pluralidad de valores de distancia de muestra (por ejemplo,  $S_{d1}$ ,  $S_{d2}$ , ...  $S_{dn}$ ) asociados con valores particulares del ángulo de exploración (por ejemplo,  $\Theta_1$ ,  $\Theta_2$ , ...  $\Theta_n$ ). Basándose en los valores de distancia de muestra, el controlador de OCT 206 puede calcular una pluralidad de valores de posición del reflector (por ejemplo,  $R_{p1}$ ,  $R_{p2}$ , ...  $R_{pn}$ ) que cambiará la longitud de la trayectoria del haz de referencia para mantener la OPD dentro de la tolerancia especificada. El controlador de OCT 206 puede a continuación asociar los valores calculados de posición del reflector con los correspondientes valores de ángulo de exploración y almacenar la asociación en la

memoria. Durante un procedimiento de formación de imágenes, el controlador de OCT 206 puede generar señales que hacen que el escáner 120 explore el haz de imágenes 110 a través de ángulos de exploración en el patrón de exploración y controle simultáneamente el accionador 204 para posicionar el reflector 202 según los valores de posición del reflector almacenados asociados con cada ángulo de exploración. Como resultado, el reflector 202 puede barrer a través de una pluralidad de posiciones sincrónicamente con la velocidad de exploración, ajustando de este modo la longitud del haz de referencia para mantener la OPD dentro de una tolerancia deseada Tdx.

Por consiguiente, las realizaciones del sistema 200 son capaces de proporcionar una imagen por OCT de campo de visión ultraamplio de un objetivo, tal como una retina, a altas velocidades de exploración sin la distorsión de imagen característica de los sistemas de OCT convencionales. Aunque en el ejemplo de la Figura 4 se considera una superficie de objetivo curvada, los sistemas y ventajas descritos en la presente descripción pueden no limitarse a la obtención de imágenes de superficies de objetivo curvadas, sino que también incluyen la obtención de imágenes mejoradas de superficies de objetivo planas basadas en los mismos principios.

La Figura 5 muestra un proceso realizado por componentes del sistema 200 en ciertas realizaciones. En la etapa 502, un controlador de OCT 206 del sistema 200 asocia uno o más ángulos de exploración de un patrón de exploración con una pluralidad de posiciones de reflector de referencia. Las asociaciones pueden cargarse previamente o calcularse a partir de la información introducida por un operador del sistema. En ciertas realizaciones, las asociaciones son determinadas por un controlador de OCT 206 basado en datos del paciente, datos de modelado ocular, datos de imagen por OCT, y/u otra información. En ciertas realizaciones, un controlador de OCT 206 calcula y almacena un valor de posición del reflector de referencia para cada uno de una pluralidad de ángulos de exploración en un patrón de exploración basado en un análisis de una imagen por OCT de calibración. Los valores calculados de la posición del reflector para cada ángulo de exploración pueden, en ciertas realizaciones, tener en cuenta también características o rasgos de la trayectoria del haz de imágenes, tales como el índice de refracción del ojo 101. En algunas realizaciones, el patrón puede explorarse a través de ángulos de exploración de al menos  $\pm 20$  grados (barrido de  $40^\circ$ ),  $\pm 25$  grados (barrido de  $50^\circ$ ),  $\pm 30$  grados (barrido de  $60^\circ$ ),  $\pm 40$  grados (barrido de  $80^\circ$ ),  $\pm 50$  grados (barrido de  $100^\circ$ ),  $\pm 60$  grados (barrido de  $120^\circ$ ), o más. El patrón puede ser un patrón de trama que genere una exploración B de al menos 12 mm, 14 mm, 16 mm, 18 mm, 20 mm, 22 mm o 24 mm de longitud. El patrón de escaneado puede ser seleccionado por un usuario o automáticamente por el sistema 200.

En la etapa 504, un controlador de OCT 206 genera señales para hacer que el escáner 120 explore el haz de imágenes 110 sobre la retina 114 en cada ángulo de exploración dentro del patrón de exploración. En ciertos ejemplos, la frecuencia de exploración puede ser de al menos 200 Hz, 250 Hz, 300 Hz, 325 Hz, 350 Hz, 375 Hz o 400 Hz.

En la etapa 506, basándose en la asociación de la etapa 502, el controlador de OCT 206 genera señales que hacen que el accionador 204 (por ejemplo, una matriz piezoeléctrica apilada o accionador(es) de bobina móvil) mueva el reflector 202 de referencia mientras se explora el haz de imágenes 110 en la etapa 504 de tal manera que la longitud de la trayectoria del haz de referencia se module según la longitud de la trayectoria del haz de imágenes a lo largo del patrón de exploración, de modo que  $|OPD| \leq Tdx$  para todos o un subconjunto de ángulos de exploración  $\Theta_n$  en el patrón de exploración. En otras realizaciones, el controlador de OCT puede generar un conjunto de instrucciones que combine una secuencia de posición del reflector con el patrón de exploración. El conjunto de instrucciones puede ser ejecutado por un procesador del controlador de OCT 206 sin interrupciones ni retrasos atribuibles a cálculos sobre la marcha u operaciones de búsqueda.

De este modo, puede generarse una imagen por OCT mejorada que "aplana" la característica forma en "U", como se muestra en la Figura 3. Esto permite obtener imágenes y analizar una mayor porción de la superficie retiniana y, a diferencia de la Figura 2, un cirujano puede fácilmente "acercarse" a cualquiera de las ventanas A, B o C de la Figura 3 para ver un área particular de la retina con mayor detalle. En comparación con la Figura 2, la imagen por OCT mostrada en la Figura 3 es más fácilmente legible y más útil para los cirujanos, particularmente para la obtención de imágenes intraoperatorias en tiempo real.

En consecuencia, las realizaciones de la descripción proporcionan métodos y sistemas para la obtención de imágenes por OCT de campo de visión amplio que superan las limitaciones de los sistemas y métodos convencionales. Se apreciará que las características y funciones divulgadas anteriormente, y otras o alternativas de las mismas, pueden combinarse deseablemente en muchos otros sistemas o aplicaciones diferentes de conformidad con la descripción. También se apreciará que los expertos en la materia pueden realizar posteriormente varias alternativas, modificaciones, variaciones o mejoras actualmente no previstas o inesperadas de la misma, alternativas, variaciones y mejoras que también pretenden abarcar las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) (200), que comprende:  
 5 una fuente de luz (102), configurada para generar un haz de OCT;  
 un divisor de haz (104), configurado para:  
 dividir el haz de OCT en un haz de referencia (106) y un haz de imágenes (110);  
 dirigir el haz de referencia (106) hacia un reflector de referencia (202); y  
 dirigir el haz de imágenes (110) hacia un escáner (120);  
 10 un accionador lineal (204), configurado para mover el reflector de referencia (202) para ajustar la longitud del haz de  
 referencia (106);  
 el escáner (120), configurado para explorar el haz de imágenes (110) sobre una superficie objetivo (114) a una  
 pluralidad de ángulos de exploración ( $\theta_1, \theta_2$ ), en donde el escáner (120) y la superficie objetivo (114) están separados  
 por una distancia de muestra ( $S_{dL}, S_{dc}, S_{dR}$ ) que varía en cada uno de los ángulos de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ );  
 comprendiendo además  
 15 un controlador de OCT (206) que comprende un procesador e instrucciones almacenadas en una memoria, las  
 instrucciones ejecutables por el procesador para hacer que el controlador de OCT (206) genere señales para:  
 hacer que el escáner (120) explore repetidamente el haz de imágenes (110) en cada uno de los ángulos de exploración  
 ( $\theta_1, \theta_2$ ) a una primera velocidad de exploración para generar imágenes por OCT en vivo; y  
 hacer que el accionador (204) ajuste la longitud del haz de referencia (106) durante la exploración de forma sincrónica  
 20 con la velocidad de exploración para compensar la variación de la distancia de la muestra ( $S_{dL}, S_{dc}, S_{dR}$ ) en cada  
 uno de los ángulos de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ ).
2. El sistema de la reivindicación 1, en donde la velocidad de exploración está entre 200 Hz y 400 Hz.
- 25 3. El sistema de la reivindicación 1, en donde la velocidad de exploración es de al menos 300 Hz.
4. El sistema de la reivindicación 1, en donde el escáner (120) está configurado para explorar el haz de imágenes  
 (110) en cada uno de los ángulos de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ ) según un patrón de trama.
- 30 5. El sistema de la reivindicación 4, en donde el patrón de trama genera una exploración B de al menos 12 mm de  
 longitud.
6. El sistema de la reivindicación 4, en donde el patrón de trama genera una exploración B de al menos 16 mm de  
 longitud.
- 35 7. El sistema de la reivindicación 1, en donde el accionador lineal (204) comprende un accionador piezoeléctrico o un  
 accionador de bobina móvil, configurado para trasladar el reflector de referencia (202) al menos 2 mm en una dirección  
 paralela al haz de referencia (106).
- 40 8. El sistema de la reivindicación 1, en donde el accionador lineal comprende un accionador piezoeléctrico o un  
 accionador de bobina móvil, configurado para trasladar el reflector de referencia (202) al menos 4 mm en una dirección  
 paralela al haz de referencia (106).
- 45 9. El sistema de la reivindicación 1, en donde el sistema de OCT comprende un sistema de OCT de dominio espectral  
 (SD-OCT) o un sistema de OCT de fuente barrida (SS-OCT).
10. Un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) (200), que comprende:  
 una fuente de luz (102), configurada para generar un haz de OCT;  
 un divisor de haz (104), configurado para:  
 50 dividir el haz de OCT en un haz de referencia (106) y un haz de imágenes (110);  
 dirigir el haz de referencia (106) hacia un reflector de referencia (202); y  
 dirigir el haz de imágenes (110) hacia un escáner (120);  
 un accionador lineal (204), configurado para mover el reflector de referencia (202) para cambiar la longitud del haz de  
 referencia (106); y  
 55 el escáner (120), configurado para explorar el haz de imágenes (110) sobre una superficie objetivo (114) a lo largo de  
 una pluralidad de ángulos de exploración ( $\theta_1, \theta_2$ ), en donde el escáner (120) y la superficie objetivo (114) están  
 separados por una primera distancia de muestra ( $S_{dL}, S_{dc}, S_{dR}$ ) a un primer ángulo de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ ) y una  
 segunda distancia de muestra ( $S_{dL}, S_{dc}, S_{dR}$ ) a un segundo ángulo de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ );  
 comprendiendo además  
 60 un controlador de OCT (206) que comprende un procesador e instrucciones almacenadas en una memoria, las  
 instrucciones ejecutables por el procesador para hacer que el controlador de OCT (206) genere señales para:  
 hacer que el escáner (204) explore repetidamente el haz de imágenes (110) sobre la superficie objetivo (114) con el  
 primer ángulo de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ ) y el segundo ángulo de exploración ( $\Theta_1, \Theta_2$ ) según una velocidad de exploración  
 para generar imágenes por OCT en vivo; y  
 65 hacer que el accionador (204) mueva el reflector de referencia (202) de forma sincrónica con la velocidad de  
 exploración mientras el escáner (120) explora el haz de imágenes (110) sobre la superficie objetivo (114), ajustando

- de este modo la longitud del haz de referencia (106) para tener en cuenta una diferencia entre la primera distancia de muestra ( $S_{dL}$ ,  $S_{dc}$ ,  $S_{dR}$ ) y la segunda distancia de muestra ( $S_{dL}$ ,  $S_{dc}$ ,  $S_{dR}$ ); y un detector (124) configurado para:
- 5 recibir el haz de referencia (106) reflejado por el reflector de referencia (202) y el haz de imágenes (110) reflejado por la superficie objetivo (114); y  
emitir una señal de interferencia basada en el haz de referencia recibido (106) y el haz de imágenes (114).
11. El sistema de la reivindicación 10, en donde el accionador lineal (204) comprende una pila piezoeléctrica o un accionador de bobina móvil, configurado para trasladar el reflector de referencia (202) al menos 2 mm en una dirección paralela al haz de referencia (106).
- 10 12. El sistema de la reivindicación 10, en donde el primer ángulo de exploración ( $\Theta_1$ ,  $\Theta_2$ ) y el segundo ángulo de exploración ( $\Theta_1$ ,  $\Theta_2$ ) están separados por al menos 20 grados.
- 15 13. El sistema de la reivindicación 10, en donde la exploración genera una exploración B de al menos 12 mm de longitud.
14. El sistema de OCT de la reivindicación 10, en donde el sistema de OCT (200) comprende un sistema de OCT de dominio espectral (SD-OCT) o un sistema de OCT de fuente barrida (SS-OCT).
- 20 15. Un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) (200), que comprende:  
una fuente de luz (102), configurada para generar un haz de OCT;  
un divisor de haz (104), configurado para:  
dividir el haz de OCT en un haz de referencia (106) y un haz de imágenes (110);  
25 dirigir el haz de referencia (106) hacia un reflector de referencia (202); y  
dirigir el haz de imágenes (110) hacia un escáner (120);  
un accionador lineal (204), configurado para desplazar el reflector de referencia (202) al menos 2 mm en una dirección paralela al haz de referencia (106);  
el escáner (120), configurado para explorar el haz de imágenes (110) sobre una superficie objetivo (114) a una pluralidad de ángulos de exploración ( $\Theta_1$ ,  $\Theta_2$ );  
30 comprendiendo además  
un controlador de OCT (206) que comprende un procesador e instrucciones almacenadas en una memoria, las instrucciones ejecutables por el procesador para hacer que el controlador de OCT (206) genere señales para:  
hacer que el escáner (120) explore repetidamente el haz de imágenes en cada uno de los ángulos de exploración ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ) a una primera velocidad de exploración para generar imágenes por OCT en vivo; y  
35 mover el accionador (204) para trasladar el reflector de referencia (202) de forma sincrónica con la velocidad de exploración, de tal manera que una longitud de la trayectoria del haz de referencia (106) se mantenga dentro de un intervalo de tolerancia de una longitud de la trayectoria del haz de imágenes (110) durante toda la exploración.

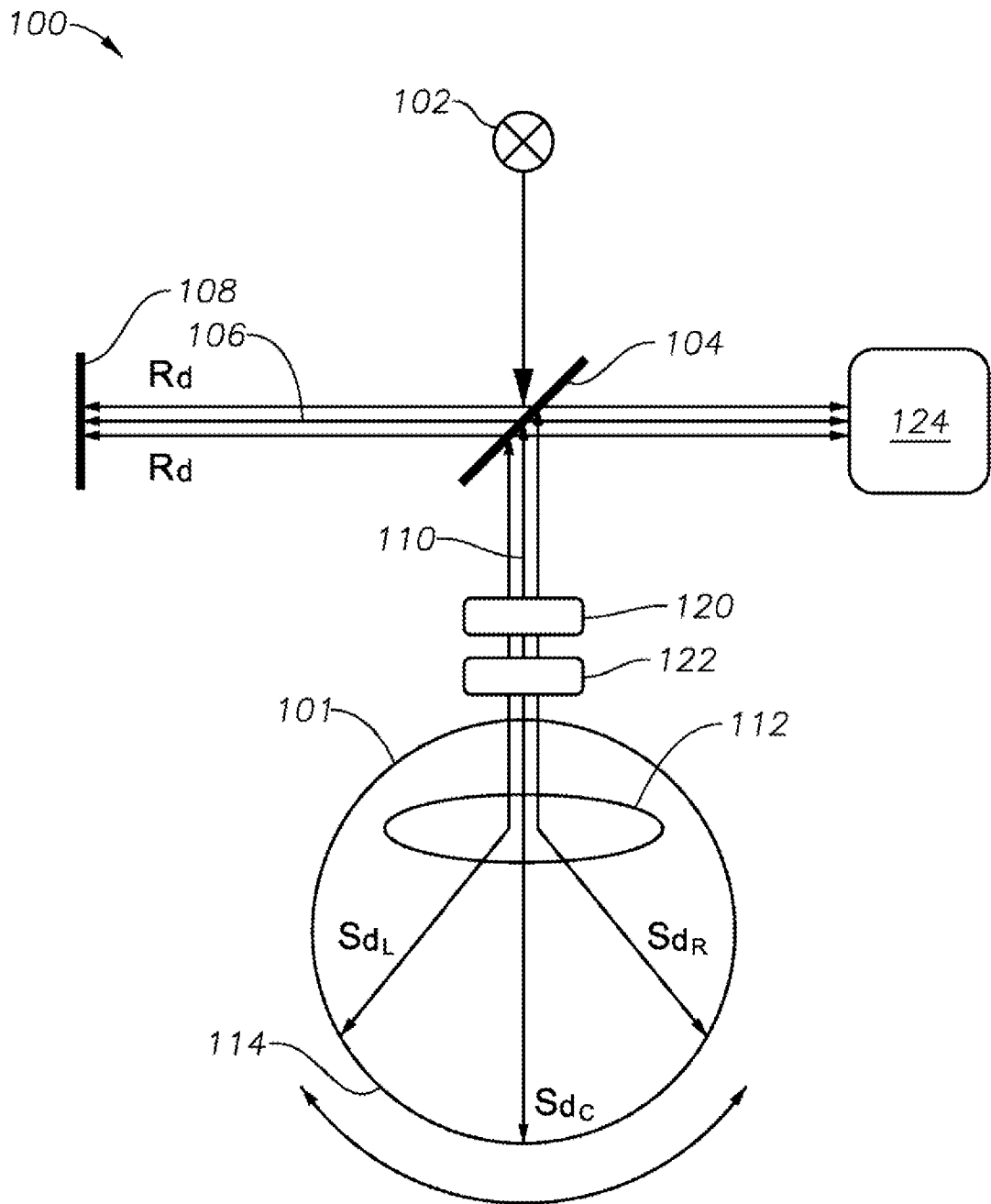


FIG. 1

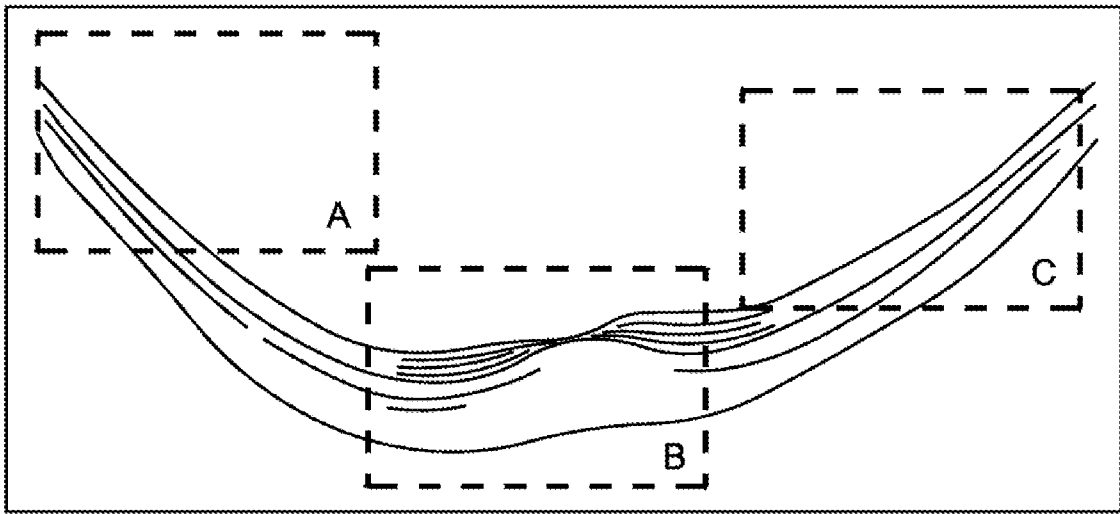


FIG. 2

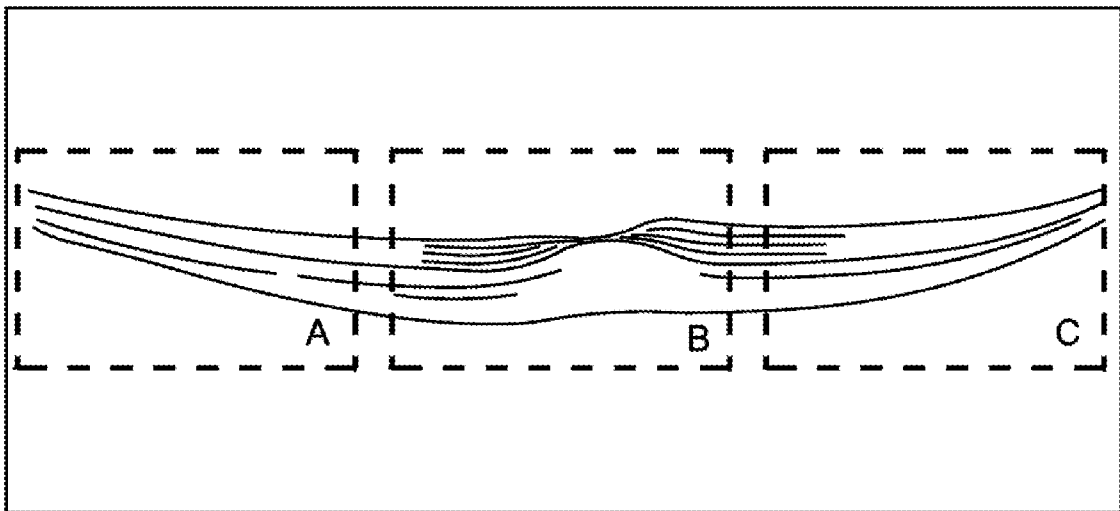


FIG. 3

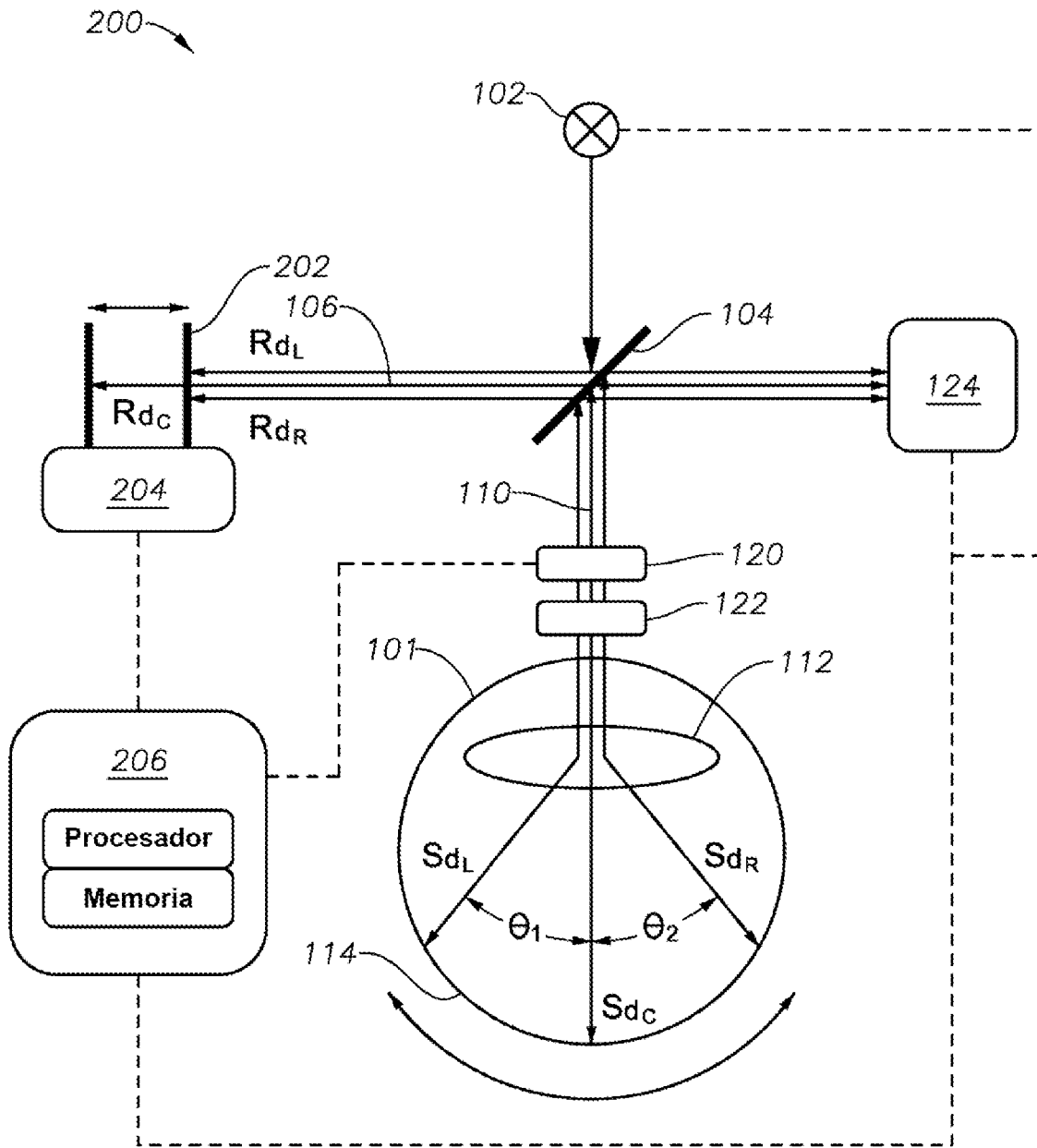


FIG. 4

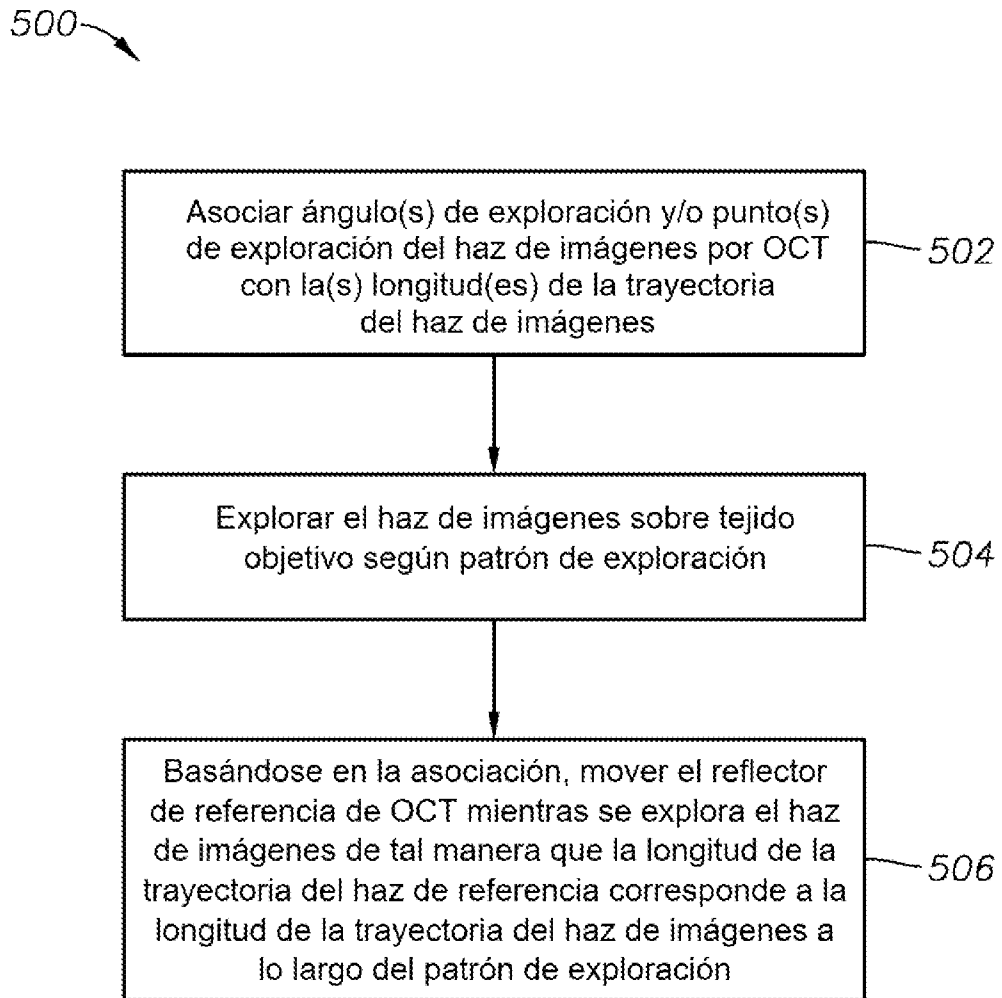


FIG. 5