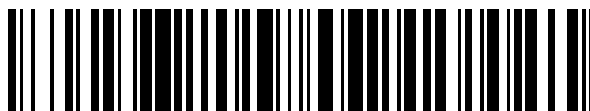


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 586 803**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.12.2012** **E 12809545 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.06.2016** **EP 2779971**

54 Título: **Formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica intraquirúrgica de intervenciones de cataratas**

30 Prioridad:

19.12.2011 US 201113329529

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

19.10.2016

73 Titular/es:

ALCON LENSX, INC. (100.0%)
33 Journey, Suite 175
Aliso Viejo, CA 92656, US

72 Inventor/es:

GOLDSHLEGER, ILYA;
HOLLAND, GUY;
JUHASZ, ADAM;
KURTZ, RONALD, M. y
VARDIN, KOSTADIN

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 586 803 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

Formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica intraquirúrgica de intervenciones de cataratas.

5 Campo técnico

Este documento de patente se refiere a la aplicación de sistemas de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica durante intervenciones de cataratas. En más detalle, este documento de patente se refiere a formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral intraquirúrgico de intervenciones de cataratas.

Antecedentes

La cirugía de cataratas está experimentando una revolución. La precisión y la rapidez de muchos aspectos de las intervenciones de cataratas han mejorado drásticamente en los últimos años. Los sistemas de láser quirúrgico pulsado con impulsos de láser de femtosegundos proporcionan funcionalidades de corte controladas con mucha precisión. Los sistemas ópticos avanzados proporcionan un control sin precedentes sobre la colocación y dianización de los impulsos de láser. Además, los sistemas de formación de imágenes proporcionan imágenes de alta calidad para ayudar a los cirujanos a planificar y ejecutar las intervenciones quirúrgicas de cataratas. Sin embargo, todavía queda mucho espacio de mejora de los sistemas de cirugía de cataratas, especialmente en el área de la formación de imágenes.

Las referencias de antecedentes incluyen el documento US 2011/196350, el documento WO 2010/075571 y el documento US 2009/177189.

Sumario

Un área en la que es posible y adecuada una mejora sustancial es la de proporcionar información de formación de imágenes más exhaustiva y práctica para el cirujano de cataratas. Los más avanzados de los sistemas actuales incluyen un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica (OCT). Antes de la cirugía de cataratas, estos sistemas pueden generar y mostrar una imagen de referencia, en sección transversal o curvilínea en profundidad, del segmento anterior del ojo que incluye la córnea, la cámara anterior y el cristalino. El cirujano puede planificar la intervención quirúrgica poniendo marcas sobre la imagen de referencia mostrada para introducir puntos característicos o puntos de extremo de los diversos cortes y regiones que van a someterse a fotodisrupción o a fototratamiento. Una interfaz interactiva de un controlador de láser puede detectar estas marcas y traducirlas en señales de control electrónicas para guiar el haz de láser quirúrgico para formar los correspondientes cortes.

La presente invención se define en la reivindicación 1 independiente. Formas de realización preferidas se definen por las reivindicaciones dependientes de la misma.

Para poner la invención en contexto, se recuerda que una intervención de cataratas con un sistema de láser quirúrgico puede incluir las siguientes etapas. (1) En primer lugar, el cristalino puede someterse a fotodisrupción dentro de la bolsa capsular mediante barrido del haz de láser quirúrgico según un patrón de fotodisrupción. Dependiendo de la dureza de la catarata, el patrón de disrupción, el grado de disrupción y los resultados quirúrgicos deseados, este proceso puede denominarse troceado, fragmentación o lisis. (2) En segundo lugar, puede cortarse una tapa o cubierta capsular en la bolsa capsular o capa capsular anterior mediante una capsulotomía circular, capsulotomía anterior o capsulotomía curvilínea continua. La tapa o cubierta capsular se forma de modo que, al retirarse, se abre un orificio en la bolsa capsular a través del cual el cirujano puede extraer o aspirar de la bolsa capsular el cristalino sometido a fotodisrupción. (3) Puede formarse un corte de acceso junto a la esclerótica, el limbo o una región corneal periférica del ojo. A través de este corte de acceso pueden insertarse en el ojo dispositivos quirúrgicos, tales como un fórceps o una punta de facoemulsificación. (4) A continuación, la tapa o cubierta capsular puede retirarse mediante uno de los dispositivos quirúrgicos insertados para formar la abertura capsular mencionada anteriormente. (5) Con frecuencia, el láser quirúrgico no rompe el cristalino por completo. En tales casos, puede insertarse una punta de facoemulsificación en la bolsa capsular para completar la disrupción del cristalino aplicando ultrasonidos y troceado. (6) Posteriormente, los fragmentos del cristalino pueden retirarse o aspirarse a través de la abertura capsular. (7) Finalmente, puede insertarse una lente intraocular (IOL) para restaurar la visión en el ojo. El orden de las etapas (1) y (2) puede invertirse en algunas intervenciones.

Las intervenciones de cataratas pueden complementarse mediante la formación de cortes adicionales, tales como incisiones de relajación limbales o incisiones arqueadas en la córnea, y diversos cortes de acceso adicionales.

Sin embargo, una vez iniciada la fotodisrupción por el haz de láser quirúrgico para formar los cortes planificados, los sistemas actuales de formación de imágenes no generan imágenes adicionales que puedan proporcionar información práctica o realimentación para el cirujano de cataratas. Esto se debe, principalmente, al hecho de que con los sistemas quirúrgicos modernos las intervenciones quirúrgicas de cataratas pueden durar un tiempo bastante corto, tal como 10-20 segundos para una capsulotomía o 30-40 segundos para una fotodisrupción del cristalino. Los

sistemas de formación de imágenes existentes no pueden formar imágenes de la región sometida a fotodisrupción con resolución suficiente en un tiempo de cirugía tan corto. Aún menos pueden analizar la imagen de la región sometida a fotodisrupción para proporcionar realimentación práctica, o modificar activamente la intervención quirúrgica en curso. Tales funcionalidades requerirían un rendimiento de la formación de imágenes más rápido y sistemas de formación de imágenes y electrónicos adicionales o diferentes.

Aunque la formación de imágenes y el análisis de las regiones afectadas durante los breves tiempos de cirugía es difícil, una realimentación basada en tales imágenes formadas o análisis sería sumamente deseable tanto para mejorar la precisión de la intervención quirúrgica como para gestionar complicaciones quirúrgicas inesperadas. Por ejemplo, una capsulotomía puede no cortar a través de toda la bolsa capsular en algunas partes de la línea de corte circular de modo que la tapa o cubierta circular permanece unida al resto de la cápsula en estas "etiquetas". Cuando posteriormente el cirujano trata de retirar la tapa circular con un fórceps, la bolsa capsular puede rasgarse por las etiquetas, lo que conduce a bordes serrados o a desgarros importantes. Si el cirujano hubiera dispuesto de una imagen de la capsulotomía incompleta a tiempo, podría haber optado por volver a realizar un barrido del círculo de la capsulotomía con el láser para cortar por completo las etiquetas en lugar de empezar con la retirada de la tapa parcialmente no separada.

En otros casos, al realizar la fotodisrupción del cristalino, puede realizarse un barrido con el láser quirúrgico demasiado cerca de la capa capsular posterior, posiblemente perforándola. Tal perforación puede requerir una compleja intervención de vitrectomía de emergencia, elevando sustancialmente el riesgo de toda la intervención de cataratas. De nuevo, si el cirujano hubiera dispuesto de una realimentación mediante formación de imágenes en el momento adecuado, podría haber modificado el patrón de barrido para guiar el haz de láser quirúrgico alejándolo de la capa capsular posterior, evitando la vitrectomía.

En aún otros casos, el sistema de láser quirúrgico puede estar mal calibrado: el controlador de láser puede haber calculado mal la ubicación de los impulsos de láser por diversos motivos, entre los que se incluyen aberraciones ópticas, problemas de tolerancias de fabricación del láser, una mala caracterización de las propiedades refractivas del cristalino, un error de diagnóstico preoperatorio, un movimiento o un cambio de forma del ojo y fluencia térmica de los componentes. En un ejemplo, aunque el cirujano puede haber puesto las marcas sobre una imagen de referencia para formar un corte quirúrgico, por ejemplo a 100 micrómetros de la capa capsular posterior, el componente óptico de guiado puede haber dirigido los impulsos de láser quirúrgicos a una ubicación a sólo 50 micrómetros de la capa capsular posterior debido a una mala calibración, lo que eleva el riesgo y reduce la precisión y la seguridad de la intervención de cataratas. Al igual que antes, si el cirujano hubiera dispuesto de una imagen del progreso de la cirugía, podría haber descubierto la mala calibración antes de que la fotodisrupción llegara peligrosamente cerca, a 50 micrómetros de distancia de la capa capsular posterior.

En aún otro ejemplo, la mala calibración puede estar provocada por que todo el cristalino se haya movido a lo largo del eje óptico debido a una diferencia de la presión en la cámara anterior y en la cámara posterior, o vítrea, ubicada detrás del cristalino a lo largo de la trayectoria óptica del haz. La presión puede cambiar por diversos motivos después de haberse tomado la imagen de referencia, tal como debido a la presión ejercida por la interfaz con el paciente. Además, al ser el ojo un sistema dinámico, las presiones internas en las cámaras anterior y posterior pueden cambiar con el tiempo, por ejemplo a medida que las presiones internas se equilibran con las presiones externas a lo largo de un periodo prolongado tal como segundos o decenas de segundos después de que la interfaz con el paciente se haya acoplado al ojo.

En aún otro ejemplo, la mala calibración puede estar provocada por que la curvatura del cristalino haya cambiado debido a una acomodación. La acomodación puede provocarla el paciente antes y durante la intervención. Los cirujanos normalmente administran fármacos para detener o suprimir la acomodación, ampliando en efecto la pupila. Sin embargo, estos fármacos presentan diferentes efectos en diferentes pacientes e incluso estos diferentes efectos siguen líneas temporales diferentes. De nuevo, en los últimos dos ejemplos, al igual que antes, si el cirujano hubiera dispuesto de imágenes actualizadas o a tiempo durante la intervención, podría haber reconocido la mala calibración y podría haber adoptado alguna acción preventiva o correctiva.

Una característica común de estas y muchas otras posibles complicaciones quirúrgicas es que sólo pueden detectarse una vez iniciada la fotodisrupción del tejido diana. Tal como se describió anteriormente, sin embargo, la formación de una imagen en un tiempo de formación de imágenes más corto que un tiempo de cirugía de 10, 20, 40 o 60 segundos puede suponer un enorme desafío para los sistemas actuales de formación de imágenes, especialmente si es necesaria una imagen de alta resolución para proporcionar información de formación imágenes práctica. Asimismo, puede suponer un desafío prohibitivo para los sistemas existentes analizar además la imagen con fin de mostrar una realimentación o una acción correctiva sugerida, o con el fin de modificar activamente el barrido del haz de láser de fotodisrupción quirúrgica.

El presente documento de patente describe formas de realización de sistemas de cirugía de cataratas con sistemas de formación de imágenes avanzados que están configurados para formar imágenes y en algunas implementaciones para analizar las regiones sometidas a fotodisrupción por el haz de láser quirúrgico en un tiempo de formación de imágenes más corto que los tiempos de cirugía típicos. Estas formas de realización permiten por tanto la

modificación de la intervención de cirugía de cataratas en tiempo real, ya sea por el cirujano o por el propio sistema quirúrgico, lo que promete una mejora cualitativa de la eficacia y la seguridad de la cirugía de cataratas moderna.

En particular, en una forma de realización, un sistema de cirugía de cataratas puede incluir una fuente de láser, configurada para generar un primer conjunto de impulsos de láser; un componente óptico de guiado, acoplado a la fuente de láser, configurado para guiar el primer conjunto de impulsos de láser a una región diana de cataratas en un ojo; un controlador de láser, configurado para generar una representación electrónica de un patrón de barrido de diana y para controlar el componente óptico de guiado para realizar un barrido del primer conjunto de impulsos de láser según una parte del patrón de barrido de diana para crear una primera región sometida a fotodisrupción en la región diana de cataratas; y un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral (por OCT en SD), configurado para generar una imagen de una parte de la primera región sometida a fotodisrupción; en el que el controlador de láser está configurado para generar una representación electrónica de un patrón de barrido modificado en relación con la imagen generada por el sistema de formación de imágenes por OCT en SD, y para controlar el componente óptico de guiado para realizar un barrido de un segundo conjunto de impulsos de láser según el patrón de barrido modificado para crear una segunda región sometida a fotodisrupción. Alternativamente, el sistema de formación de imágenes puede ser un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica con fuente de barrido (OCT con SS).

En algunas formas de realización, un sistema de cirugía de cataratas puede incluir un sistema de láser quirúrgico, configurado para generar un haz de láser quirúrgico y para guiar el haz de láser quirúrgico generado a una región diana de cataratas; un controlador de láser, configurado para realizar un barrido del haz de láser quirúrgico para crear una región sometida a fotodisrupción; un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral (por OCT en SD), configurado para generar una imagen de la región sometida a fotodisrupción para un operador del sistema durante un tiempo de cirugía una vez iniciado el barrido del haz de láser quirúrgico; en el que el controlador de láser está configurado para detener o suspender el barrido del haz de láser quirúrgico en respuesta a recibir una señal de control de parada del operador del sistema en respuesta a la imagen generada.

En algunas formas de realización, un método quirúrgico oftálmico puede incluir generar una representación electrónica de un patrón de barrido de diana para el cristalino de un ojo mediante un controlador de láser; generar y realizar un barrido de un haz de láser en el cristalino del ojo según el patrón de barrido de diana mediante un sistema de láser quirúrgico, creando un corte en el cristalino; generar una imagen de una parte del ojo y del corte con un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral una vez iniciado el barrido del haz de láser; generar una representación electrónica de un patrón de barrido modificado mediante el controlador de láser en relación con la imagen generada; y generar y realizar un barrido del haz de láser en el cristalino del ojo según el patrón de barrido modificado mediante el sistema de láser quirúrgico, creando un corte modificado.

En algunas formas de realización, un método de cirugía de cataratas puede incluir controlar un barrido de un haz de láser en el cristalino de un ojo mediante un controlador de láser; generar imágenes de una parte del cristalino a una frecuencia de por lo menos 5 imágenes por segundo mediante un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral; y modificar el barrido del haz de láser mediante el controlador de láser en respuesta a un análisis de las imágenes generadas.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1A ilustra una forma de realización de un sistema de cirugía mediante láser de cataratas.

La figura 1B ilustra una fotodisrupción asistida por formación de imágenes en una región diana del cristalino.

Las figuras 1C a D ilustran una forma de realización de un sistema de cirugía mediante láser de cataratas.

Las figuras 2A a C ilustran la formación de una primera y una segunda región modificada sometidas a fotodisrupción.

Las figuras 3A a E ilustran la modificación de patrones de barrido una vez detectado un subproducto quirúrgico.

Las figuras 4A a B ilustran la modificación del patrón de barrido una vez detectado un subproducto quirúrgico.

Las figuras 4C a D ilustran la modificación del patrón de barrido de capsulotomía una vez ampliada la cápsula del cristalino.

Las figuras 5A a D ilustran un nuevo barrido de una capsulotomía no eficaz.

La figura 6 ilustra una forma de realización de un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral.

La figura 7 ilustra una forma de realización de un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral con un panel de entrada-salida dedicado.

5 La figura 8 ilustra un panel de entrada-salida dedicado.

La figura 9 ilustra una forma de realización de un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica con fuente de barrido.

10 La figura 10 ilustra un método de cirugía de cataratas asistido por formación de imágenes.

La figura 11 ilustra un método de cirugía de cataratas asistido por formación de imágenes.

Descripción detallada

15 Implementaciones y formas de realización en este documento de patente describen sistemas de cirugía de cataratas que generan realimentación por formación de imágenes a tiempo ya sea para ayudar a un cirujano a ajustar la intervención quirúrgica basándose en la realimentación, o para determinar y llevar a cabo tal ajuste por sí mismos.

20 La figura 1A ilustra un sistema de cirugía de cataratas 100, que incluye una fuente de láser 110 para generar un haz de láser de un primer conjunto de impulsos de láser. Estos impulsos de láser pueden tener una duración o longitud de impulso en el intervalo de 1-1.000 femtosegundos o 1-1.000 picosegundos. La energía y potencia del haz de láser pueden seleccionarse para conseguir una fotodisrupción adecuadamente controlada en la región diana seleccionada de manera eficaz sin provocar daño en otros tejidos oftálmicos tales como en la retina fotosensible. El sistema de cirugía de cataratas 100 también puede incluir un componente 120 óptico de guiado, acoplado a la fuente de láser 110 para guiar el primer conjunto de impulsos de láser a través de la córnea 3 y la cámara anterior 4 hasta el cristalino 5 de un ojo 1. El cristalino 5 está envuelto por una capa o bolsa capsular 6. El componente 120 óptico de guiado puede estar configurado para guiar el haz de láser a una región diana de cataratas a través de un objetivo 122 y una unidad de acoplamiento o interfaz con el paciente (PI) 124 que puede acoplarse sobre el ojo 1 e inmovilizarlo en relación con el sistema de cirugía de cataratas 100 aplicando succión por vacío. En algunas formas de realización, puede no haber una conexión directa o inmovilizadora entre el objetivo 122 y el ojo 1. Estas formas de realización pueden emplear, en lugar de ello, dispositivos de seguimiento del ojo para correlacionar el proceso de formación de imágenes con posibles movimientos del ojo, por ejemplo.

35 La región diana de cataratas puede estar ubicada en un segmento anterior del ojo 1 que incluye la córnea 3, la cámara anterior 4, el cristalino 5 y la bolsa capsular 6 del ojo 1. La región diana de cataratas puede ser, por ejemplo, un círculo, cilindro o cilindro inclinado en una capa capsular anterior o bolsa capsular del cristalino 5 cuando se realiza una capsulotomía. La región diana de cataratas también puede ser una fracción de gran volumen del cristalino 5 para conseguir una fotodisrupción, un troceado o una lisis del cristalino 5 o por lo menos de su núcleo. La región diana de cataratas también puede estar en la córnea 3, tal como un corte de acceso para crear una lumbrera para la inserción de dispositivos quirúrgicos para cataratas. En intervenciones de cataratas más extensas, tales como en cirugía de cataratas refractiva, también pueden formarse cortes o incisiones de relajación limbales adicionales (LRI) o incisiones arqueadas.

45 La capsulotomía puede tener un diámetro en el intervalo de 3-6 mm, según venga dictado por el diseño de la lente intraocular, o IOL, que va a insertarse en la cápsula del cristalino preservada a una profundidad z en el intervalo de 2-4 mm, midiéndose la profundidad z a lo largo de un eje óptico del sistema de cirugía de cataratas 100, usando una superficie de contacto de la córnea 3 y la PI 124 como nivel de referencia cero para la profundidad z. La región diana de una fotodisrupción del cristalino puede extenderse desde 2-4 mm de profundidad z hasta 7-10 mm de profundidad z, con un diámetro de 4-8 mm. Finalmente, las LRI corneales, los cortes arqueados y los de acceso pueden formarse a 0-2 mm de profundidad z en el diámetro grande de 6-14 mm para minimizar o evitar por completo afectar directamente al campo de visión. Estos intervalos numéricos muestran que los desafíos de intervenciones de cataratas superan sustancialmente a los las intervenciones meramente corneales - tal como LASIK - o las intervenciones de retina. Tanto las intervenciones corneales/LASIK como las de retina se realizan en un intervalo de profundidad z mucho más estrecho y en un volumen quirúrgico global mucho menor que las intervenciones de cataratas. Las intervenciones corneales se limitan normalmente a intervalos de 0,1-0,5 mm de profundidad z ya que el grosor de la córnea en raras ocasiones supera 1 mm y la fotodisrupción normalmente no corta por completo toda la córnea para mantener la cámara anterior intacta. Los diámetros típicos de cortes corneales pueden situarse en el intervalo de 2-3 mm. Aunque las intervenciones de retina se realizan muy dentro en el segmento posterior del ojo 1 a gran profundidad z, el intervalo de profundidades z a las que se forman los cortes es normalmente menor que 2 mm, el grosor global de las capas de interés de la retina.

En cambio, las intervenciones de cataratas normalmente implican la fotodisrupción en la mayor parte de o en todas las regiones diana de cataratas descritas anteriormente, tanto en la córnea 3 como en el cristalino 5. Por tanto, las intervenciones de cataratas pueden implicar cortes en un intervalo de profundidad z de 4 mm o mayor, en ocasiones de 6 mm o mayor. Estos rangos de profundidad z de cataratas son sustancialmente mayores que los rangos de

profundidad z anteriormente descritos de las intervenciones corneales o de retina. Además, el diámetro de los cortes relacionados con cataratas también supera sustancialmente el de los cortes corneales. Por tanto, la formación de cortes de cataratas plantea desafíos sustancialmente más difíciles para el diseño de un sistema de cirugía de cataratas, incluido su sistema de formación de imágenes, que los que plantea la formación de cortes corneales para el diseño de un sistema LASIK, o que los que plantea la formación de cortes de retina para el diseño de un sistema para cirugía de retina.

El sistema de cirugía de cataratas 100 también puede incluir un controlador de láser 130 para generar una representación electrónica de un patrón de barrido de diana y para controlar el componente 120 óptico de guiado para realizar un barrido del primer conjunto de impulsos de láser según una parte del patrón de barrido de diana para crear una primera región sometida a fotodisrupción en la región diana de cataratas.

Tal como se describió anteriormente, la región diana de cataratas puede estar en las proximidades de una capa capsular anterior y el patrón de barrido de diana puede ser un conjunto de puntos diana sobre un círculo o cilindro en la capa capsular anterior del cristalino 5 para una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior o una capsulotomía curvilínea.

Ahora bien, la región diana de cataratas puede formar parte del cristalino 5 y el patrón de barrido de diana puede ser un conjunto de puntos diana sobre planos de corte radial, cilindros, un patrón de espiral o un patrón de malla para inducir fotodisrupción del propio cristalino 5. Los puntos del patrón de barrido de diana pueden definirse, por ejemplo, por sus coordenadas radiales o (x,y,z). Estas coordenadas pueden representarse electrónicamente en un procesador, basándose en ejecutables almacenados en una memoria correspondiente del controlador de láser 130.

El sistema de cirugía de cataratas también puede incluir un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral (por OCT en SD) 200 para generar una imagen de una parte de la primera región sometida a fotodisrupción, creada por el barrido del haz de láser quirúrgico. El sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede estar configurado para acoplar un haz de formación de imágenes al componente 120 óptico de guiado para guiarse hacia el ojo 1 y para recibir un haz de formación de imágenes devuelto desde el componente 120 óptico de guiado. El sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede estar configurado para generar la imagen o imágenes de la primera región sometida a fotodisrupción durante la cirugía para proporcionar realimentación a tiempo o práctica para el cirujano o para el controlador de láser 130, según se describe más adelante en detalle.

La figura 1B ilustra el funcionamiento del sistema de cirugía de cataratas 100. En este ejemplo, el controlador de láser 130 puede generar la representación electrónica de un patrón de barrido de diana 302 en la región diana de cataratas, un arco próximo a la capa capsular posterior. El componente 120 óptico de guiado puede enfocar y realizar un barrido del primer conjunto de impulsos de láser de un haz de láser quirúrgico 304, generado por la fuente de láser 110, a través de los puntos del patrón de barrido de diana 302 para crear una primera región sometida a fotodisrupción 306. La primera región sometida a fotodisrupción 306 en este ejemplo puede estar constituida por un conjunto de burbujas o burbujas de cavitación, formadas en los puntos del patrón de barrido de diana 302. Una vez iniciada la fotodisrupción, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede realizar un barrido de un haz de formación de imágenes 308 a través de la región diana de cataratas para generar una imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306. En algunas implementaciones, el haz de formación de imágenes 308 y el haz de láser quirúrgico 304 pueden someterse a barrido o guiarse por el mismo componente 120 óptico de guiado compartido. En otras implementaciones, solo parte de la trayectoria óptica puede ser compartida y el haz de formación de imágenes 308 puede someterse a barrido parcialmente por un componente óptico de guiado de formación de imágenes no compartido adicional. Todos estos diseños son formas de realización del componente 120 óptico de guiado.

Si la imagen generada por el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 indica que el procedimiento está progresando según lo planificado, por ejemplo las burbujas sometidas a fotodisrupción 306 se forman según el patrón de barrido de diana 302 y sin consecuencias imprevistas, el controlador de láser 130 puede continuar realizando un barrido del haz de láser quirúrgico 304 a lo largo del patrón de barrido de diana 302 original. Sin embargo, si la imagen indica que hay una desviación de la intervención planificada, el controlador de láser 130 puede responder generando una representación electrónica de un patrón de barrido modificado y controlar el componente 120 óptico de guiado para realizar un barrido de un segundo conjunto de impulsos de láser según el patrón de barrido modificado para crear una segunda región sometida a fotodisrupción, tal como se ilustrará en figuras posteriores.

En algunas formas de realización, puede no haber acoplamiento directo entre el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 y el controlador de láser 130. En estas formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede mostrar la imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306, y un operador del sistema, tal como el cirujano, puede introducir parámetros de barrido modificados para hacer que el controlador de láser 130 genere la representación electrónica del patrón de barrido modificado.

La figura 1A ilustra que, en algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200

puede incluir un procesador de imágenes por OCT 201 que puede analizar la imagen generada una vez iniciada la fotodisrupción. En algunas formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede mostrar los resultados del análisis para el cirujano para proporcionar una realimentación a tiempo y práctica durante la cirugía, de modo que el cirujano pueda introducir un patrón de barrido modificado en el controlador de láser 130. En el ejemplo de la figura 1B, el procesador de imágenes por OCT 201 puede estar configurado para medir la distancia de la primera región sometida a fotodisrupción 306 con respecto a la capa capsular posterior y si la distancia se vuelve menor que un margen de seguridad preestablecido, mostrar entonces señales de aviso para el cirujano.

En algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede estar acoplado al controlador de láser 130, como en la figura 1A, o el procesador de imágenes por OCT 201 puede ser una unidad autónoma, directamente acoplada al sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 y al controlador de láser 130, como en la figura 1C. En estas formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede generar señales de control en relación con la imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306 y puede aplicar las señales de control generadas al controlador de láser 130 para hacer que el controlador de láser 130 genere la representación electrónica del patrón de barrido modificado. El procesador de imágenes por OCT 201 puede estar total o parcialmente integrado en el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 como en la figura 1A.

La figura 1D ilustra que en algunas formas de realización el procesador de imágenes por OCT 201 también puede estar superpuesto o incluso integrado con el controlador de láser 130. Las formas de realización de las figuras 1A, 1C y 1D ilustran que las funciones relacionadas con el software de procesamiento de la imagen por OCT y de generación del patrón de barrido modificado pueden ejecutarse parcial o totalmente por un procesador polivalente que puede estar alojado o bien en el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, o bien en el controlador de láser 130, o bien en un bloque que los integre a ambos, o puede ser un bloque autónomo, separado de ambos.

Tal como se mencionó anteriormente, el intervalo de profundidad z inusualmente grande de las cirugías de cataratas, que puede ser mayor de 4 mm o en algunas formas de realización mayor de 6 mm, puede requerir la utilización de un sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 sustancialmente más complejo que el que se emplea en los sistemas corneales o de retina. Por consiguiente, en algunas formas de realización el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede estar configurado para tener un intervalo de formación de imágenes o profundidad z L_{\max} mayor que 4 mm, tal como en el intervalo de 4-20 mm. En otras formas de realización, el intervalo de formación de imágenes o profundidad z L_{\max} puede ser mayor que 6 mm, tal como en el intervalo de 6-10 mm.

L_{\max} , el intervalo de formación de imágenes o profundidad z del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, puede depender de la longitud de onda λ del haz de láser de formación de imágenes 308, la resolución de longitud de onda $\delta\lambda$, la frecuencia Nyquist Nf , la longitud focal f y la pupila d del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, según se describe más adelante en detalle. Por consiguiente, las formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden diseñarse con parámetros λ , $\delta\lambda$, Nf , f y d de tal manera que el intervalo de formación de imágenes o profundidad z sea mayor que 4 mm, o en algunas formas de realización mayor que 6 mm.

La dificultad de extender el intervalo de profundidad de formación de imágenes de un sistema de 1-2 mm a 4 mm o más también puede apreciarse a partir del hecho de que algunos sistemas existentes que requieren intervalos de formación de imágenes mayores que 2 mm no lo consiguen con ópticas más avanzadas ya que eso habría sido prohibitivamente difícil. En lugar de ello, estos sistemas emplean un sistema de formación de imágenes convencional con un intervalo de formación de imágenes menor que 2 mm y amplifican el intervalo de formación de imágenes de este sistema convencional tomando varias imágenes a profundidades z adyacentes separadas por aproximadamente 2 mm y generan una única imagen con el intervalo mayor integrando las imágenes a profundidad adyacente utilizando un complejo sistema de circuitos de reconocimiento y procesamiento de imágenes. Tales sistemas pueden ser electrónicamente complejos y la integración de imágenes ralentiza la velocidad de su rendimiento considerablemente. Para evitar la sustancial ralentización del rendimiento de formación de imágenes y la necesidad de una electrónica compleja, implementaciones del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 alcanzan el intervalo de profundidad de formación de imágenes de más de 4 o 6 mm sin integrar dos o más imágenes.

Por motivos de claridad, se observa que es habitual distinguir entre dos tipos de barridos de formación de imágenes: barridos en A y barridos en B. Un barrido en A se refiere a una imagen de la diana en un intervalo de profundidades z correspondiente a una única coordenada transversal (x,y) , cuyo eje z en el marco de referencia está alineado con un eje óptico del componente 120 óptico de guiado. Un barrido en A puede obtenerse dirigiendo un haz de formación de imágenes de un sistema de formación de imágenes a un único punto (x,y) de la diana y recogiendo la información de formación de imágenes correspondiente a diferentes profundidades z .

Algunos sistemas de formación de imágenes generan un barrido en A realizando de hecho un barrido del intervalo de profundidad de formación de imágenes z y registrando los datos de imagen para diferentes profundidades z de

manera secuencial. Sin embargo, mientras que los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD, tal como se explica más adelante, recogen los datos de imagen para diferentes profundidades z simultáneamente, es decir sin realizar un barrido en la dirección z , aun así, sus imágenes todavía se denominan con frecuencia barridos en A.

Un barrido en B se refiere a un conjunto de barridos en A que corresponden a un conjunto o línea de puntos (x,y) , recogidos a medida que el haz de formación de imágenes realiza el barrido a lo largo de una línea transversal o en un patrón de barrido transversal. Un barrido en B típico con resolución (x,y) regular puede incluir 500-2.000 barridos en A. Un barrido en B con alta resolución (x,y) puede incluir 1.000-3.000 barridos en A. Los barridos en B de particularmente alta resolución (x,y) pueden incluir 2.000-5.000 o 2.000-16.000 barridos en A. Normalmente, el barrido en B puede incluir estos barridos en A integrados en una imagen en sección transversal, circular o cilíndrica de la diana. Por tanto, un barrido en B puede proporcionar una información de formación de imágenes de realimentación sustancialmente más detallada y por tanto sustancialmente más práctica para el cirujano que un barrido en A individual. Por consiguiente, en las formas de realización del sistema de cirugía de cataratas 100 una imagen de la primera región sometida a fotodisrupción y la segunda región sometida a fotodisrupción puede referirse a un barrido en B que puede incluir 500-2.000, 1.000-3.000, 2.000-5.000 o 2.000-16.000 barridos en A.

Los sistemas de formación de imágenes por OCT pueden clasificarse en dos clases: sistemas de formación de imágenes en el dominio del tiempo, u OCT en TD, y en el dominio espectral, o sistemas de formación de imágenes por OCT en SD. Los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD utilizan un haz luminoso de formación de imágenes con un ancho de banda adecuado para definir longitudes de impulso cortas y recopilan la información de formación de imágenes de diferentes profundidades z de manera secuencial, realizando en esencia un barrido a lo largo del eje z . En cambio, los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD utilizan un haz luminoso de formación de imágenes con un ancho de banda en el que las diferentes componentes espectrales de longitud onda capturan y transportan información de formación de imágenes que representa diferentes profundidades z en paralelo, al mismo tiempo. Esto permite a los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD recopilar la información de formación de imágenes de diferentes profundidades z simultáneamente, en paralelo. La detección paralela de la información de formación de imágenes en profundidad z acelera el rendimiento de los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD por un factor de 10-1.000 en relación con los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD. Este rendimiento más rápido de los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD puede utilizarse en varias formas de realización, tal como se describe a continuación.

En términos de tiempos de formación de imágenes, este rendimiento acelerado se traduce en formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 que pueden generar una imagen de barrido en B una vez iniciada la fotodisrupción en un tiempo de formación de imágenes menor que un tiempo de cirugía. El tiempo de formación de imágenes puede ser menor que 1 segundo, tal como en el intervalo de 0,1 ms-1 s. En algunas formas de realización el tiempo de formación de imágenes puede ser menor que 0,1 segundos, tal como en el intervalo de 1 ms-0,1 s. Estos tiempos de formación de imágenes cortos significan que el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede generar imágenes que pueden proporcionar realimentación a tiempo y por tanto útil sobre el progreso de la intervención de cataratas para el cirujano de modo que el cirujano pueda modificar la intervención quirúrgica en respuesta a la realimentación. Esta modificación puede incluir introducir un patrón de barrido de diana modificado.

El siguiente nivel de utilidad lo ofrecen algunas formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 que pueden proporcionar imágenes de realimentación no solo una vez sino de manera repetida durante la cirugía de cataratas. Tales sistemas pueden proporcionar valiosa realimentación a tiempo acerca del desarrollo, la ubicación y el crecimiento de la primera región sometida a fotodisrupción 306, ofreciendo por tanto una mejora cualitativa en la precisión, el rendimiento y la seguridad del sistema de cirugía de cataratas 100.

Algunas formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden ofrecer mejoras cualitativas adicionales. Pueden proporcionar no sólo unas cuantas imágenes actualizadas durante la cirugía de cataratas, sino una imagen esencialmente en directo del progreso de la intervención. Una realimentación esencialmente en directo puede proporcionar información sumamente valiosa, a tiempo y práctica para el cirujano para que monitorice el progreso de la cirugía, mejore la precisión quirúrgica, detecte resultados no deseados de manera temprana y reaccione a los mismos en tiempo real.

Una frecuencia de refresco utilizada con frecuencia de imágenes de vídeo en directo es de aproximadamente 24 imágenes/segundo. Por tanto, los sistemas de formación de imágenes que pueden proporcionar imágenes a una frecuencia de refresco o frecuencia de imagen de 20 a 25 imágenes/segundo o superior pueden proporcionar imágenes que parecerán esencialmente en directo para el cirujano. Mientras que los sistemas con una frecuencia de imagen o una frecuencia de refresco considerablemente menor que 20-25 imágenes/segundo pueden no percibirse como imágenes de vídeo en directo, sino más bien como imágenes entrecortadas, a saltos, posiblemente incluso distrayendo al cirujano de la intervención de cataratas.

En este contexto, dado que los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD adquieren información de formación de imágenes en profundidad z de manera secuencial, pueden generar sólo barridos en B de baja resolución con una frecuencia de refresco de solo una o unas pocas imágenes por segundo. Los sistemas de

formación de imágenes por OCT en TD que se espera que proporcionen imágenes con resolución superior pueden forzarse a realizar un barrido y un refresco de las imágenes a una frecuencia incluso menor, muy por debajo de una imagen/segundo. Tales imágenes de realimentación claramente más lentas que en directo parecen entrecortadas para el cirujano y pueden ser incluso una distracción. Además, la velocidad de barrido lenta y la frecuencia de refresco resultante lenta pueden hacer que algunos sistemas de formación de imágenes por OCT en TD muestren artefactos, tales como escalones o saltos discontinuos en la imagen de una capa que en realidad es lisa.

En cambio, los sistemas por OCT en SD recopilan datos de imagen en un punto (x,y) de todas las profundidades z simultáneamente, en paralelo. Estas imágenes se denominan todavía en ocasiones barridos en A, a pesar de que no está implicado ningún barrido en z secuencial. Debido a la naturaleza paralela o simultánea de la recopilación de los datos de imagen de diferentes profundidades, las formas de realización del sistema por OCT en SD 200 pueden adquirir los barridos en A 10-1.000 veces más rápido que los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD, tal como se comentó anteriormente. En particular, los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD 200 de calidad pueden adquirir 10.000-100.000 barridos en A por segundo, o de manera equivalente, pueden tener una frecuencia de adquisición de barridos en A de 10-100 kHz. Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SQ 200 de alta calidad pueden tener una frecuencia de adquisición de barridos en A de 30-300 kHz, y los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD 200 de calidad particularmente alta pueden tener una frecuencia de adquisición de barridos en A de 100 kHz-1.000 kHz, excediendo con mucho la frecuencia de adquisición de barridos en A que puede conseguirse mediante los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD.

Claramente, la frecuencia de adquisición de barridos en A, o el número de barridos en A/s, es aproximadamente igual al número de barridos en A/barridos en B por el número de imágenes/s, la frecuencia de refresco de imágenes. Por ejemplo, a la frecuencia de adquisición de barridos en A de calidad de 10.000-100.000 barridos en A/s, o 10-100 kHz, pueden capturarse imágenes con la resolución (x,y) regular de 500-2.000 barridos en A/barridos en B a frecuencias de refresco de imágenes en el intervalo de 5-200 imágenes/s que incluye el intervalo de frecuencia de refresco de 20-200 imágenes/s. En otro ejemplo, a la frecuencia de adquisición de barridos en A de alta calidad de 30-300 kHz, pueden capturarse imágenes con la alta resolución (x,y) de 1.000-3.000 barridos en A/barridos en B a frecuencias de refresco de imágenes en el intervalo de 10-300 imágenes/s que incluye el intervalo de 25-300 imágenes/s. Finalmente, en el intervalo de adquisición de barridos en A de calidad particularmente alta de 100-1.000 kHz, pueden generarse imágenes con la resolución (x,y) particularmente alta de 2.000-5.000 barridos en A/barridos en B con frecuencias de refresco de imágenes en el intervalo de 25-500 imágenes/s.

Estos ejemplos muestran que formas de realización de los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD 200 con diversos emparejamientos de calidad de frecuencia de adquisición de barridos en A y las relaciones de resolución de barridos en A/barridos en B pueden proporcionar frecuencias de refresco de imágenes que están claramente por encima del umbral de 20 imágenes/s de la frecuencia de vídeo en directo y por tanto ofrecen ventajas cualitativas frente a los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD.

Se observa que formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden funcionar a frecuencias de refresco de imágenes inferiores a la frecuencia de vídeo en directo, normalmente cuando funcionan con una resolución particularmente alta y una calidad de frecuencia de adquisición de barridos en A regular. Tales formas de realización pueden utilizarse cuando el operador del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 recurre a la configuración de resolución particularmente alta por motivos médicos, renunciando voluntariamente a la capacidad de frecuencia de vídeo en directo del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200.

La cantidad total de datos de imagen puede capturarse también de otros modos. Los parámetros de diseño específicos del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, tal como la longitud completa de su matriz de sensores, controlan la distancia direccional en z de los puntos de resolución, la resolución en z. Esta resolución en z puede ser, por ejemplo, una distancia direccional en z de 5 micrómetros entre puntos de datos, lo que se traduce en 1.000 puntos de profundidad z en un intervalo de profundidad z típico de $L_{\max}=5$ mm. En una forma de realización con resolución (x,y) regular, en la que un barrido en B contiene 500-2.000 barridos en A, separados a menudo por también aproximadamente 5 micrómetros en el plano (x,y), esta forma de realización puede generar una imagen con una resolución de imagen de 0,5-2 millones de píxeles por imagen. Otras formas de realización pueden capturar imágenes con una resolución de imagen de 1-3 millones, 2-5 millones o incluso 2-10 millones de puntos de imagen/imagen, proporcionando aún las imágenes a la frecuencia de vídeo en directo de 20-200, 25-300 o 25-500 imágenes/s o más rápido.

Debido a estas resoluciones (x,y), en z y de imagen notablemente altas, formas de realización de los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden capturar y mostrar imágenes complejas, nítidas y con gran riqueza de detalles. Por ejemplo, los barridos en B pueden incluir un barrido del cristalino 5 a lo largo de varios círculos, rayos radiales, espirales y rejillas de barrido transversales o laterales bidimensionales (2D) en el plano (x,y). Estas imágenes detalladas permiten que el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 mapee la forma real del cristalino 5 en lugar de utilizar modelos y basarse en suposiciones sobre su geometría y forma.

Se observa en este caso que mostrar las imágenes de OCT también lleva tiempo. Por tanto, la frecuencia de refresco de la visualización de imagen, limitada por la velocidad del rendimiento electrónico de una unidad de

visualización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, podría ser inferior a la frecuencia de la unidad de adquisición de imágenes de OCT. En este contexto, las frecuencias de refresco indicadas anteriormente caracterizan la velocidad de adquisición de imágenes por el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, no la frecuencia de visualización de la unidad de visualización que puede ser más lenta, dependiendo de la electrónica y de factores limitativos de transferencia de datos.

Dado que las velocidades de formación de imágenes de los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD y OCT en TD están en lados opuestos de la frecuencia de vídeo en directo de 20-25 imágenes/segundo, formas de realización del sistema de cirugía de cataratas que incluyen el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden proporcionar información de realimentación a tiempo y en directo de manera suave para el cirujano libres de artefactos de movimiento, mientras que los que utilizan sistemas de formación de imágenes OCT en TD típicos no pueden proporcionar tal realimentación en directo de manera suave para el cirujano y tienden a mostrar artefactos de movimiento.

Un factor final, que afecta al rendimiento a largo plazo de formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 es que los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD no presentan partes móviles y por tanto su fiabilidad y capacidad de mantenimiento es bastante satisfactoria. En cambio, los sistemas por OCT en TD presentan partes que se mueven rápidamente, asociadas con el movimiento de un espejo de referencia en un brazo de referencia del aparato de OCT en TD. Obviamente, la presencia de partes móviles en los sistemas por OCT en TD aumenta las posibilidades de un mal funcionamiento y una desalineación, disminuyendo así posiblemente su rendimiento global, y requiriendo un mantenimiento en campo más frecuente y aun así afrontando una mayor probabilidad de degradación del rendimiento a largo plazo.

En resumen, los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD son cualitativamente diferentes de los sistemas por OCT en TD, especialmente para aplicaciones en cataratas, por lo menos por los siguientes motivos. (1) Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD están configurados para proporcionar formación de imágenes en directo o imágenes de realimentación a frecuencias de refresco de 20-200, 20-300 o 20-500 imágenes/s, útiles para intervenciones quirúrgicas de cataratas de alta precisión, mientras que los sistemas por OCT en TD no lo están. (2) Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD pueden proporcionar imágenes a frecuencias de vídeo en directo con alta resolución (x,y) de 500-2.000, 1.000-3.000 o 2.000-5.000 barridos en A/barridos en B o superiores, mientras que los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD no pueden. (3) Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD pueden funcionar con una frecuencia de adquisición de barridos en A de calidad de 10-100 kHz, 30-300 kHz o 100-1.000 kHz, mientras que los sistemas por OCT en TD no pueden. (4) Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD son muy adecuados para proporcionar imágenes con gran riqueza de detalles con alta resolución de imagen a frecuencias de vídeo en directo, tales como con 0,5-2, 1-3 o 2-5 millones de puntos de imagen, mientras que los sistemas por OCT en TD no lo son. (5) Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD pueden proporcionar imágenes con tanta riqueza de detalles que puede formarse una imagen global del cristalino 5 sin utilizar un modelo del cristalino 5, mientras que el sistema por OCT en TD no puede. (6) Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD normalmente no muestran artefactos de movimiento, mientras que los sistemas por OCT en TD es probable que lo hagan. (7) Finalmente, los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD requieren sólo un servicio de campo y mantenimiento poco frecuente, tal como sólo cada 6 o 9 meses, mientras que los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD con sus partes móviles normalmente requieren servicios de campo y mantenimiento mucho más frecuentes.

Una ventaja del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 que proporciona una o más imágenes de realimentación o un vídeo de realimentación de la región diana de cataratas en general y de la primera región sometida a fotodisrupción 306 en particular es que el cirujano puede reaccionar a la realimentación y modificar la cirugía generando un patrón de barrido modificado en respuesta a las imágenes o al vídeo de realimentación proporcionado. El patrón de barrido modificado puede generarse de diferentes maneras una vez que el controlador de láser 130 ha generado la representación electrónica del patrón de barrido de diana 302 original según una entrada inicial recibida de un operador del sistema.

En algunas formas de realización, el controlador de láser 130 puede generar la representación electrónica del patrón de barrido de diana modificado según una entrada de modificación también recibida del operador del sistema. En tales formas de realización, la entrada de modificación puede generarse por el operador del sistema en respuesta a un análisis de la imagen de la parte de la primera región sometida a fotodisrupción 306. Por ejemplo, el cirujano puede estudiar la imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306, descubrir la formación de una burbuja de gas no deseable que dispersaría el haz de láser quirúrgico en exceso, y provocar la generación de un patrón de barrido modificado que mantenga alejado el haz de láser quirúrgico 304 de la burbuja de gas.

En otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede mostrar marcas de calibración para ayudar al cirujano o al operador del sistema a calibrar una ubicación de la primera región sometida a fotodisrupción 306 en relación con el patrón de barrido de diana 302. Tales marcas de calibración pueden estar asociadas con puntos característicos de la imagen, tal como el ápice de la córnea 3 o el cristalino 5.

En aún otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede incluir el

procesador de imágenes por OCT 201. El procesador de imágenes por OCT 201 puede analizar la imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306 y mostrar una realimentación para el operador del sistema. Por ejemplo, si el procesador de imágenes por OCT 201 detecta una mala calibración, es decir, que la primera región sometida a fotodisrupción 306 se ha formado a una distancia del lugar en el que el patrón de barrido de diana 302 habría requerido, puede enviar una señal de realimentación de mala calibración al cirujano, quien pueden entonces decidir detener la intervención y volver a calibrar el sistema, o introducir un patrón de barrido modificado que compense la distancia por mala calibración.

En aún otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede tomar una imagen de referencia antes de que se genere el primer conjunto de impulsos de láser quirúrgico y una imagen de realimentación después de que el primer conjunto de impulsos de láser haya generado la primera región sometida a fotodisrupción 306. El procesador de imágenes por OCT 201 puede determinar las diferencias entre las dos imágenes y mostrar indicaciones de estas diferencias. Las diferencias determinadas y mostradas pueden permitir al cirujano o al procesador de imágenes por OCT 201 monitorizar el progreso de la cirugía de cataratas, hacer un seguimiento de las discrepancias en relación con el patrón de barrido de diana 302, incluyendo la aparición de productos secundarios quirúrgicos no previstos a tiempo, tales como burbujas de gas, y provocar la generación del patrón de barrido modificado en respuesta a la imagen y a las diferencias mostradas.

Finalmente, en algunas formas de realización el procesador de imágenes por OCT 201 puede desempeñar un papel más avanzado y activo. Por ejemplo, el procesador de imágenes por OCT 201 puede analizar activamente la imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306 y generar una señal de control para hacer que el controlador de láser 130 genere la representación electrónica del patrón de barrido modificado sin esperar necesariamente a una entrada de modificación del cirujano. Por ejemplo, si el procesador de imágenes por OCT 201 descubre una situación inminente de alto riesgo, tal como que la primera región sometida a fotodisrupción se forme demasiado cerca de la capa capsular posterior, puede detener entonces la intervención de cataratas sin esperar al resultado de una interacción lenta y que tarda tiempo con el cirujano.

Las cinco formas de realización anteriores pueden combinarse de diversas formas. Por ejemplo, al determinar a partir de la imagen que hay una situación de alto riesgo inminente, el procesador de imágenes por OCT 201 puede tanto mostrar una señal de realimentación para el cirujano como preparar una señal de control para que el controlador de láser 130 detenga la intervención. El procesador de imágenes por OCT 201 puede entonces esperar a una entrada de modificación del cirujano durante un tiempo predeterminado. En ausencia de tal entrada de modificación dentro del tiempo predeterminado, el procesador de imágenes por OCT 201 puede proceder a una acción por su cuenta para evitar la imperiosa situación de alto riesgo y enviar la señal de control al controlador de láser 130 para que detenga la intervención sin esperar más a una entrada del cirujano.

Las figuras 2A a B ilustran el ejemplo particular del controlador de láser 130 que ha planificado el patrón de barrido de diana 302 en la región posterior del cristalino 5. El sistema de cirugía de cataratas 100 puede aplicar el haz de láser quirúrgico 304 según el patrón de barrido de diana 302, creando la primera región sometida a fotodisrupción 306. Sin embargo, la posterior formación de imágenes de la primera región sometida a fotodisrupción 306 con el haz de láser de formación de imágenes 308 puede revelar que la primera región sometida a fotodisrupción 306 puede haberse formado descolocada con una desviación 310 con respecto a su patrón de barrido de diana 302 previsto. La desviación 310 puede ser una desviación de una ubicación, una orientación o una forma de la primera región sometida a fotodisrupción 306 en relación con el patrón de barrido de diana 302. Esta descolocación o mala calibración puede suceder por varias razones: una entrada errónea por parte del cirujano, una imprecisión de fabricación del proceso de producción del componente 120 óptico de guiado, una expansión térmica de los componentes, un movimiento por parte del paciente tras la formación de imágenes inicial, una deformación del ojo provocada por la presión de la interfaz con el paciente 124, o una mala caracterización de las propiedades refractivas del ojo 1 durante un proceso de diagnóstico preoperatorio, entre otras cosas.

La figura 2B ilustra que, en algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede mostrar la imagen de realimentación del patrón de barrido de diana 302 y la imagen de la primera región sometida a fotodisrupción 306 sin un análisis. A partir de esta imagen de realimentación el cirujano puede determinar visualmente la desviación 310 e introducir una entrada de modificación compensatoria para hacer que el controlador de láser 130 modifique el patrón de barrido 312. En otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede mostrar marcas de calibración para ayudar al análisis por parte del cirujano.

En otras formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede determinar la desviación 310. Después, en algunas formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede mostrar la desviación determinada 310 así como la realimentación y recomendación para el cirujano, tal como una magnitud y dirección sugeridas de un desplazamiento del patrón de barrido, o un signo de advertencia para el cirujano. En estas formas de realización, el cirujano puede introducir una entrada de modificación en el controlador de láser 130 para provocar la generación de un patrón de barrido modificado 312 con el objetivo de reducir la desviación 310 a la desviación reducida 310r. En aún otras formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede ordenar directamente al controlador de láser 130 que genere la representación electrónica del patrón de barrido modificado 312 para reducir la desviación determinada 310 a la desviación reducida 310r, todo ello sin esperar a una entrada de

modificación por parte del cirujano.

La figura 2B ilustra que la generación del patrón de barrido modificado 312 puede tener en cuenta la mala calibración del componente 120 óptico de guiado en cualquiera de las formas de realización anteriores. El patrón de barrido modificado 312 puede desplazarse con respecto al patrón de barrido de diana 302 por aproximadamente la mala calibración del componente 120 óptico de guiado de modo que cuando el haz de láser quirúrgico 304 forma una segunda región sometida a fotodisrupción 314 descolocada con respecto al patrón de barrido modificado 312 debido a la mala calibración del componente 120 óptico de guiado, la segunda región sometida a fotodisrupción 314 termina cerca del patrón de barrido de diana 302 originalmente previsto, reduciendo la desviación 310 a la desviación reducida 310r.

La figura 2C ilustra una forma de realización relacionada, en la que el procesador de imágenes por OCT 201 puede determinar si la primera región sometida a fotodisrupción 306 se ha formado o extendido por descuido a una región de riesgo 316. La primera región sometida a fotodisrupción 306 que se forma en la región de riesgo 316 pone en peligro la integridad de la capa capsular posterior y puede romperla, perforando la cápsula 6 y requiriendo una intervención de vitrectomía compleja. Esto elevaría sustancialmente el riesgo de la intervención de cataratas.

Para prevenir tal rotura, en diversas formas de realización el procesador de imágenes por OCT 201 puede analizar la imagen o imágenes de realimentación, o la formación de imágenes esencialmente en directo del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 para vigilar si la primera región sometida a fotodisrupción 306 se ha formado demasiado cerca de o en la capa capsular posterior, en la región de riesgo 316. Si el procesador de imágenes por OCT 201 detecta que la primera región sometida a fotodisrupción 306 se ha formado en esta región de riesgo 316, entonces el procesador de imágenes por OCT 201 puede o bien mostrar una realimentación de aviso para el cirujano, o bien puede generar una señal de control para el controlador de láser 130 para provocar la generación del patrón de barrido modificado 312. En todas las formas de realización anteriores, el controlador de láser 130 puede generar el patrón de barrido modificado 312 y dirigir el haz de láser quirúrgico 304 de manera correspondiente para formar la segunda región sometida a fotodisrupción 314 fuera de la región de riesgo 316.

En algunas formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 y el controlador de láser 130 pueden estar parcial o totalmente integrados. Por ejemplo, un único procesador integrado puede realizar tanto la función de procesamiento de imagen del procesador de imágenes por OCT 201 como la función de generación de patrón de barrido del controlador de láser 130.

Las figuras 3A a E ilustran una forma de realización en la que el patrón de barrido de diana 302 es un patrón de troceado. En algunos casos, el cirujano de cataratas puede decidir trocear el cristalino en 2, 4 o 6 porciones para facilitar su retirada o aspiración a través de la capsulotomía.

Las figuras 3A a B ilustran que en la fase de diseño de la cirugía de cataratas, al recibir la entrada correspondiente del cirujano, el controlador de láser 130 puede generar un patrón de barrido de diana 302 que consiste en puntos sobre dos planos de troceado, formados en los planos (x,z) y (y,z), por ejemplo. En una intervención de cataratas ideal, cuando se aplica el primer conjunto de impulsos de láser a este patrón de barrido de diana 302, la primera región sometida a fotodisrupción 306 generada incluye cuatro planos de troceado, troceando el cristalino en cuatro segmentos a lo largo de estos planos de troceado.

Las figuras 3C a D ilustran que, en casos no ideales, una vez dirigido el primer conjunto de impulsos de láser del haz de láser quirúrgico 304 a los puntos del patrón de barrido de diana 302 y se ha empezado a formar la primera región sometida a fotodisrupción 306, también puede formarse un subproducto quirúrgico 320 no previsto. Este subproducto quirúrgico 320 puede ser un grupo de las burbujas de fotodisrupción recién formadas que se funden en una única burbuja grande que puede dispersar o redirigir los posteriores impulsos de láser en direcciones no previstas, tales como hacia la retina, provocando posiblemente daño y fototoxicidad. Por tanto, la precisión del proceso de fotodisrupción puede disminuir y su riesgo puede aumentar si posteriores impulsos de láser se dirigen a la burbuja de gas 320.

Un desarrollo no previsto de este tipo puede prevenirse mediante un procesador de imágenes por OCT 201 que puede reconocer la formación de la burbuja de gas u otro subproducto quirúrgico 320 a partir del análisis de las imágenes del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200. Asimismo, puesto que las imágenes por OCT en SD pueden generarse a una frecuencia esencialmente en directo, el procesador de imágenes por OCT 201 puede basarse en este reconocimiento como una realimentación a tiempo y práctica ya sea para el cirujano o para el controlador de láser 130, induciendo una respuesta modificadora, tal como se describe a continuación.

Las figuras 3C a D ilustran que la realimentación puede adoptar la forma de que el procesador de imágenes por OCT 201 analice la imagen, determine un grado recomendado de rotación del patrón de troceado y muestre el patrón de troceado rotado recomendado para que el cirujano introduzca una entrada de modificación correspondiente. En otras formas de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede aplicar una señal de control directamente al controlador de láser 130 para generar una representación electrónica de un patrón de troceado rotado como el patrón de barrido modificado 312 de tal manera que el patrón de troceado rotado 312 no se

solape con la burbuja de gas 320. El patrón de troceado rotado 312 puede extenderse por todo el intervalo de profundidad z del cristalino 5, volviendo a empezar en efecto la intervención, o puede ser un patrón de troceado parcial, continuando el corte desde la profundidad z en la que se abandonó el patrón de barrido de diana 302 original.

La figura 3E ilustra que el procesador de imágenes por OCT 201 podría recomendar dirigir el haz de láser quirúrgico 304 a los puntos del patrón de barrido modificado o rotado 312 para formar la segunda región sometida a fotodisrupción 314 rotada o modificada que no se solape con la burbuja 320 fusionada. Esta forma de realización evita por tanto que el haz de láser quirúrgico 304 se disperse en direcciones no previstas, reduciendo el riesgo de la intervención de cataratas.

La figura 4A ilustra una forma de realización alternativa de formación de un patrón de barrido modificado o no solapado 312 en respuesta a que el procesador de imágenes por OCT 201 detecte la emergencia del subproducto quirúrgico 320. En este caso, el patrón de barrido modificado o no solapado 312 no incluye planos de troceado rotados. En lugar de ello, el solapamiento se evita realizando un barrido del haz de láser quirúrgico 304 según el patrón de barrido de diana 302 sin cambios, pero anulando el controlador de láser 130 los impulsos de láser que se dirigirían a la burbuja de subproducto quirúrgico 320/. El controlador de láser 130 puede deshacer la anulación de los impulsos de láser para incidir en todos los puntos del patrón de barrido de diana 302 una vez que el barrido ha pasado más allá de la burbuja de subproducto quirúrgico 320.

La figura 4B ilustra aún otra forma de realización en la que, una vez que el procesador de imágenes por OCT 201 reconoce que continuar con el barrido del haz de láser quirúrgico 304 a lo largo del patrón de barrido de diana 302 original crearía una primera región sometida a fotodisrupción 306 solapada con la burbuja de subproducto quirúrgico 320 al analizar las imágenes de realimentación o el flujo de imágenes a frecuencia en directo del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200, puede simplemente detener el barrido del haz de láser quirúrgico 304. En algunas formas de realización, tras la detención, el procesador de imágenes por OCT 201 o el controlador de láser 130 pueden mostrar un mensaje al operador del sistema, pidiéndole una entrada de modificación o una acción correctiva.

En algunas situaciones quirúrgicas, pueden formarse múltiples burbujas 320-i más o menos simultáneamente. Por tanto, algunas formas de realización del sistema de cirugía de cataratas 100 pueden estar configuradas para generar un patrón de barrido modificado 312 que evite múltiples burbujas simultáneamente.

Las figuras 4C a D ilustran que en algunas formas de realización el procesador de imágenes por OCT 201 puede estar configurado para analizar una parte de la imagen que es distinta de la primera región sometida a fotodisrupción 306, y para generar una realimentación basándose en este análisis. En este ejemplo particular, la formación de la primera región sometida a fotodisrupción 306 puede provocar que el cristalino 5 y por tanto la cápsula del cristalino 6 se expandan, tal como se indica mediante la flecha. El sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede formar imágenes de esta capa capsular anterior 322 expandida. El procesador de imágenes por OCT 201 puede analizar esta imagen y determinar el desplazamiento de la ubicación de la capa capsular anterior 322 expandida.

Conocer la ubicación de la capa capsular anterior es importante para una intervención de cataratas porque en algunas formas de realización el patrón de barrido de diana 324 de la capsulotomía se sitúa para cortar a través de la capa capsular anterior. Si el patrón de barrido de diana 324 de la capsulotomía se sitúa según una imagen tomada antes de la expansión capsular, entonces el haz de láser quirúrgico 304 tratará de crear la capsulotomía en una ubicación incorrecta.

La figura 4D ilustra que para evitar que esto suceda, el procesador de imágenes por OCT 201 puede determinar el desplazamiento de la ubicación de la capa capsular anterior 322 expandida y o bien mostrar este desplazamiento para el operador del sistema para que introduzca una entrada de modificación en el controlador de láser 130, o bien indicar este desplazamiento directamente al controlador de láser 130, en cualquier caso para hacer que el controlador de láser genere un patrón de barrido 326 de capsulotomía modificado que genere adecuadamente la capsulotomía en la cápsula expandida.

Las figuras 5A a D ilustran otra forma de realización en relación con la formación de una capsulotomía o incisión asistidas por láser. En esta forma de realización, el procesador de imágenes por OCT 201 puede analizar las imágenes de realimentación repetidas o las imágenes transmitidas continuamente en directo e identificar una parte o "etiqueta" 330 no cortada dentro de la primera región sometida a fotodisrupción 306 en la que la eficacia de la fotodisrupción fue limitada y por tanto la membrana capsular anterior no se cortó del todo, dejando atrás la parte o "etiqueta" 330 no cortada. Tales etiquetas 330 pueden aumentar el riesgo de rasgado de la cápsula o membrana capsular cuando el cirujano retire la tapa o cubierta capsular. Para evitar tal resultado no deseable o de alto riesgo, el procesador de imágenes por OCT 201 puede o bien mostrar una recomendación para el cirujano de cómo retirar la etiqueta 330 realizando un barrido a lo largo de un patrón de barrido modificado 312 adicional, o bien puede aplicar una señal de control al controlador de láser 130 directamente para generar la representación electrónica del patrón de barrido modificado 312 para volver a realizar un barrido de por lo menos la etiqueta 330 para generar una

región de etiqueta 332 sometida a un nuevo barrido como segunda región sometida a fotodisrupción 314. Con este nuevo barrido, la primera región sometida a fotodisrupción 306 y la segunda región sometida a fotodisrupción 314 pueden formar una región sometida a fotodisrupción 334 completada, en este caso una capsulotomía 334 completada, permitiendo al cirujano retirar la tapa o cubierta capsular con un riesgo de rasgado mínimo.

La figura 6 ilustra que en algunas formas de realización el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede comprender un sistema de formación de imágenes por OCT basado en espectrómetro (OCT-SB) 200 que incluye una fuente luminosa de banda ancha 210 para generar un haz luminoso o haz de láser de banda ancha. El haz de banda ancha puede tener una longitud de onda media λ_0 y un ancho de banda W_{fuente} relativamente amplio. En algunos ejemplos típicos, λ_0 puede estar en el intervalo de 800 a 1100 nm, y W_{fuente} puede estar en el intervalo de 10 a 150 nm.

El haz de banda ancha puede estar acoplado a un sistema de guiado de haz 211 que puede incluir un primer divisor de haz 212. El primer divisor de haz 212 puede dividir el haz de banda ancha en un haz de imagen 222 y un haz de referencia 224. El haz de imagen 222 puede guiarse mediante un segundo divisor de haz 214 en la trayectoria óptica principal del componente 120 óptico de guiado, y desde allí siguiendo a través del objetivo 122 y posiblemente la interfaz con el paciente 124 hasta el ojo 1. El sistema de guiado de haz 211 también puede guiar un haz de imagen devuelto 222r desde el ojo 1 al primer divisor de haz 212. El haz de imagen 222 y el haz de imagen devuelto 222r se denominaban previamente de manera conjunta haz de láser de formación de imágenes 308.

Además, el sistema de guiado de haz 211 puede guiar el haz de referencia 224 a un espejo de referencia 216, guiar el haz de referencia devuelto 224r desde el espejo de referencia 216, y combinar el haz de imagen devuelto 222r y el haz de referencia devuelto 224r en un haz combinado 226 en el primer divisor de haz 212. El haz combinado 226 transporta la información de formación de imágenes del ojo 1 en la interferencia del haz de imagen devuelto 222r y el haz de referencia devuelto 224r. Algunas formas de realización pueden utilizar otros tipos de elementos de retardo en lugar de o junto con el espejo de referencia 216. Otras pueden utilizar aún otro divisor de haz para combinar el haz de imagen devuelto 222r y el haz de referencia devuelto 224r. En algunas formas de realización, el sistema de guiado de haz 211 puede incluir un interferómetro de Mach-Zehnder. Tales sistemas pueden tener propiedades de reducción de ruido favorables.

Los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD capturan los datos de formación de imágenes de las diferentes profundidades z en el intervalo de formación de imágenes en z de manera secuencial moviendo el espejo de referencia 216 en un intervalo de distancias correspondiente para cada punto (x,y) por separado, esencialmente como un interferómetro de Michelson-Morley. En cambio, los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD utilizan las diferentes componentes espectrales de la luz de formación de imágenes de banda ancha para capturar los datos de formación de imágenes de diferentes profundidades z en paralelo. Los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD pueden considerarse como muchos interferómetros de Michelson-Morley (MM) que funcionan a diferentes longitudes de onda en paralelo. Puesto que los sistemas de MM que funcionan a diferentes longitudes de onda forman imágenes del ojo 1 a diferentes profundidades z , el haz combinado 226 de un sistema por OCT en SD 200 transporta los datos o información de formación de imágenes de todas las profundidades z del ojo 1 simultáneamente y por tanto no requiere el movimiento o barrido de ningún componente de sistema mecánico, tal como el espejo de referencia 216. Tal como se comentó anteriormente, esta ausencia de barrido mecánico para los sistemas por OCT en SD se traduce en una aceleración de la velocidad de formación de imágenes en un factor de por lo menos 10, o más normalmente 100-1.000 en relación con sistemas de formación de imágenes por OCT en TD.

El sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 también puede incluir una cámara 230 de OCT, configurada para recibir el haz combinado 226. Para recuperar la información de imagen para todas las profundidades z , el haz combinado 226 puede descomponerse en sus componentes espectrales mediante un descomponedor 231 espectral tal como un prisma o rejilla. Cada componente espectral con ancho de banda $\delta\lambda$ alrededor de una longitud de onda λ y la información de interferencia que transportan puede detectarse en paralelo mediante sensores individuales de una matriz 232 de sensores, estando separados los sensores una distancia d' unos de otros. La información de interferencia detectada por los sensores individualmente puede utilizarse entonces para reconstruir la imagen de la totalidad del intervalo de profundidad z mediante un sistema de transformada rápida de Fourier (FFT) 233 para generar una transformada de Fourier a partir de las componentes espectrales detectadas. En efecto, los datos o la información de interferencia transportados por las diferentes componentes de longitud de onda pueden traducirse en un "barrido en z " simultáneo o esencialmente instantáneo del intervalo de profundidad z sometido a formación de imágenes. Esta traducción de los datos de interferencia en datos de "barrido en z " puede llevarse a cabo mediante un generador 234 de imágenes para generar y emitir una imagen de OCT a partir de la transformada de Fourier de las componentes espectrales detectadas.

Algunas formas de realización de la cámara 230 de OCT pueden utilizar píxeles de CCD (dispositivo de carga acoplada) como los sensores de la matriz 232 de sensores. Otras formas de realización pueden conseguir velocidades de lectura mejoradas utilizando sensores CMOS. En tales formas de realización, los sensores CMOS pueden leerse en paralelo. Además, en formas de realización CMOS, es posible leer sólo sensores o píxeles de interés, o bien seleccionados antes de la formación de imágenes, o bien seleccionados en tiempo real basándose en

si su contenido ha cambiado debido a la formación de imágenes. Estos dos aspectos hacen que los píxeles CMOS sean bastante útiles para acelerar el rendimiento de la cámara 230 de OCT.

Utilizando análisis ópticos convencionales, los parámetros de formación de imágenes y de rendimiento críticos del sistema por OCT en SD 200 pueden caracterizarse por sus parámetros de arquitectura y de diseño, tal como sigue. Puesto que el descomponedor 231 espectral dirige las diferentes componentes de longitud de onda del haz combinado 226 en direcciones ligeramente diferentes, cuanto más pequeños y más densamente compactados estén los sensores o píxeles individuales (cuanto menor sea d'), más estrechos se resolverán los intervalos $\delta\lambda$ longitud de onda/espectral por la cámara 230 de OCT. La otra cantidad, que determina $\delta\lambda$ aparte de la densidad de píxeles, es el intervalo de longitudes de onda total, es decir, el ancho de banda $W_{\text{cámara}}$ de la cámara 230 de OCT. En una disposición simple, $\delta\lambda$ es proporcional al ancho de banda $W_{\text{cámara}}$ e inversamente proporcional al número de píxeles en una fila de la matriz 232 de sensores.

El importante intervalo de profundidad z de formación de imágenes, o intervalo de formación de imágenes en z , L_{max} está íntimamente relacionado con $\delta\lambda$: cuanto más estrechos sean los intervalos de longitud de onda $\delta\lambda$, más ancho será el intervalo de formación de imágenes en la dirección z porque estas dos cantidades están relacionadas por una transformada de Fourier inversa. En particular, el intervalo de formación de imágenes máximo teórico viene dado por

$$L_{\text{max}} = \frac{1}{4} \left(\frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \right) = \frac{1}{2} \frac{1}{Nf} \quad (1)$$

En este caso, el valor λ_0 se refiere a la longitud de onda promedio o central de la fuente luminosa de banda ancha 210 y Nf indica la frecuencia Nyquist de la cámara 230 de OCT. En realidad, factores adicionales pueden limitar el intervalo de formación de imágenes efectivo por debajo de este máximo teórico, tal como la relación señal a ruido. Por tanto, el intervalo de formación de imágenes efectivo es normalmente menor que este valor teórico L_{max} .

Un factor que puede limitar adicionalmente el intervalo de formación de imágenes es el intervalo de Rayleigh R . R puede expresarse usando Δx , la resolución en la dirección x transversal, o "resolución transversal", regida por la apertura numérica NA y la longitud de onda λ_0 de la fuente luminosa 210. Específicamente, Δx puede expresarse como:

$$\Delta x = \frac{4}{\pi} \left(\lambda_0 \frac{f}{d} \right) \quad (2)$$

donde f es la longitud focal y d es la pupila del objetivo 122, determinando su relación NA . Usando Δx , el intervalo de Rayleigh R anteriormente comentado puede expresarse como:

$$R = \frac{\pi}{2} \left(\frac{(\Delta x)^2}{\lambda_0} \right) \quad (3)$$

El intervalo de Rayleigh R se define a menudo como la distancia direccional z entre la profundidad focal y la profundidad a la que la anchura del haz es $\sqrt{2}$ multiplicado por la anchura a la profundidad focal. Por tanto, R caracteriza el intervalo z dentro del cual el haz es suficientemente estrecho para permitir una alta resolución de formación de imágenes conforme a las limitaciones geométricas y de la óptica ondulatoria. En este contexto, L_{max} puede considerarse como que caracteriza el intervalo de formación de imágenes en z conforme a las limitaciones de la fuente luminosa 210 y la resolución de la matriz 232 de sensores. Un principio de diseño de sistema considerado con frecuencia como óptimo, por ejemplo para haces Gaussianos, es hacer que estos dos intervalos z se alineen entre sí. Por ejemplo, en algunas implementaciones, L_{max} puede elegirse para que sea esencialmente igual a 1-6 R :

$$L_{\text{max}} = 1, \dots, 6R \quad (4)$$

El mismo principio de diseño puede exponerse mediante el concepto de la "profundidad de enfoque" ampliamente utilizada, que se define con frecuencia como dos veces el intervalo de Rayleigh.

Tal como se muestra mediante las ecuaciones (1)-(4), el intervalo de formación de imágenes en z depende de L_{max} y R , que a su vez dependen de los parámetros de diseño de sistema, entre los que se incluyen λ_0 , $\delta\lambda$, $W_{\text{cámara}}$, W_{fuente} , f , d' , Nf y d . Por tanto, para sistemas de formación de imágenes para cirugía de cataratas, los anteriores parámetros de diseño de sistema se deben elegir de tal manera que el intervalo de formación de imágenes en profundidad z del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 supere 4 mm o 6 mm, por ejemplo se sitúe

en el intervalo de 4-20 mm o 6-10 mm, haciendo así que el sistema de cirugía de cataratas 100 pueda ayudar en cirugías de cataratas con una formación de imágenes de alta resolución y suficientemente rápida. Este requisito de diseño es bastante exigente y distingue los sistemas de formación de imágenes de cataratas de los sistemas de formación de imágenes corneales o de retina.

La figura 7 ilustra una forma de realización que puede garantizar no sólo un gran intervalo de formación de imágenes en profundidad z , sino un tiempo de formación de imágenes rápido, permitiendo al sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 proporcionar imágenes de realimentación a tiempo y por tanto de manera práctica, incluyendo un funcionamiento a una frecuencia de vídeo esencialmente en directo. Tal como se comentó anteriormente, un sistema de cirugía de cataratas 100 con el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede hacer que su sistema de control, incluyendo el procesador de imágenes por OCT 201 y el controlador de láser 130, funcione esencialmente en tiempo real, con la opción de ajustar o modificar los patrones de barrido quirúrgico durante la cirugía según la información de formación de imágenes de realimentación recibida.

Según se describe más adelante en detalle, formas de realización de la figura 7 también están configuradas para realizar un barrido del haz de formación de imágenes por OCT 308/222 particularmente rápido, usando patrones de barrido precalculados. En algunas formas de realización, estas rápidas frecuencias de refresco de formación de imágenes del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden conseguirse incluyendo un panel 260 de entrada-salida dedicado.

Una función del panel 260 de entrada-salida dedicado es abordar problemas de algunos de los sistemas de formación de imágenes por OCT existentes que no presentan sistemas de circuitos y un procesador dedicados a la formación de imágenes. En estos sistemas, el procesador encargado de la formación de imágenes puede forzarse o inducirse a la multitarea y a realizar más de una función de manera intercalada, paralela o solapada. Para llevar a cabo estas funciones, el procesador de formación de imágenes puede realizar una "interrupción" conmutando por ejemplo la tarea de realizar un barrido del haz de formación de imágenes 222/308 a otra tarea, y de vuelta. Tales interrupciones, aunque breves, pueden causar problemas, ya que durante el tiempo en el que el barrido está detenido o pausado por la interrupción, el haz de láser puede seguir apuntando a la misma posición. Esta pausa de barrido puede alterar los tiempos del barrido (x,y), introduciendo un error y ruido en las coordenadas de las ubicaciones sometidas a formación de imágenes. Este error de tiempos en los datos de barrido emitidos puede alcanzar retardos de 50, 100 o más microsegundos: un fenómeno denominado en ocasiones fluctuación.

Además, normalmente otros diversos agentes de entrada/salida se comunican en el mismo bus de sistema en el que el procesador de formación de imágenes está controlando el barrido del haz de formación de imágenes, y todos ellos demandan una fracción del tiempo de ciclo del bus. Esta naturaleza compartida del canal solo le permite, por desgracia, soportar tasas de transferencia de datos lentas. Además, para gestionar estas demandas en competición, una parte del ciclo del bus de sistema la consumen normalmente señales de control. Por tanto, aun cuando un sistema de formación de imágenes por OCT se diseñe para evitar pausas de barrido conmutando el procesador de formación de imágenes para emitir los datos de barrido a la unidad de barrido en un modo monotarea a través de un enlace dedicado, entonces el procesador de formación de imágenes no podrá realizar sus otras funciones durante esta etapa de emisión, tal como calcular el siguiente patrón de barrido. Todas estas limitaciones ralentizan considerablemente el rendimiento de tales sistemas de formación de imágenes existentes.

Implementaciones del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 pueden superar estas dificultades empleando el siguiente diseño eficaz. El barrido del haz de imagen 222 puede controlarse mediante un procesador de formación de imágenes 250 y un panel 260 de entrada-salida dedicado. El procesador de formación de imágenes 250 puede calcular datos de barrido tal como el patrón de barrido de diana 302 y el patrón de barrido modificado 312. Estos datos de barrido pueden incluir por ejemplo una secuencia de coordenadas (x,y) a las que ha de dirigirse el haz de imagen de OCT 222 en la región diana de cataratas. El procesador de formación de imágenes 250 puede calcular los datos de barrido así como realizar sus demás funciones en relación con un medio de almacenamiento que almacena un código o conjunto de instrucciones informáticas para facilitar estas funciones del procesador de formación de imágenes 250.

El panel 260 de entrada-salida dedicado puede incluir un controlador de memoria local o dedicado 262, también denominado motor de acceso a memoria directa (DMA) 262. El motor DMA/controlador de memoria 262 puede gestionar una transferencia de los datos de barrido calculados, de manera indirecta o directa, desde el procesador de formación de imágenes 250 hacia una memoria intermedia de datos 264. La memoria intermedia de datos 264, acoplada al controlador de memoria local 262, puede almacenar los datos de barrido y puede funcionar para emitir los datos de barrido hacia un convertidor 266 de digital a analógico de salida (DAC de salida) a alta velocidad. El DAC 266 de salida puede estar acoplado a la memoria intermedia de datos 264 para recibir los datos de barrido, para convertir datos de barrido emitidos seleccionados en señales de barrido analógicas y para emitir las señales de barrido hacia un dispositivo de barrido de haz de OCT 268 por ejemplo en un modo de ráfagas de datos de barrido.

Puede realizarse un barrido del haz de imagen 222 mediante el dispositivo de barrido de haz de OCT 268 a través de un componente óptico de formación de imágenes dedicado independiente, o parcialmente a través del componente 120 óptico de guiado del haz quirúrgico. En cualquiera de estas implementaciones, el haz de imagen

222 puede estar acoplado al ojo a través del objetivo 122 y la correspondiente unidad de acoplamiento o interfaz con el paciente (PI) 124. En otras formas de realización, el haz de imagen 222 puede guiarse al ojo 1 por el aire sin que la unidad de acoplamiento 124 esté acoplada al ojo 1.

La emisión de los datos de barrido por el DAC 266 de salida puede sincronizarse mediante un sincronizador 242 de formación de imágenes con el funcionamiento de la cámara 230 de OCT, de modo que la cámara 230 de OCT puede tomar las imágenes de OCT de manera sincronizada con las operaciones de barrido. Las imágenes de OCT tomadas de manera sincronizada pueden emitirse al procesador de imágenes por OCT 201 que puede realizar una cualquiera del gran número de tareas de procesamiento de imagen descritas hasta ahora. Finalmente, las imágenes generadas y procesadas pueden mostrarse mediante una pantalla 270 de imágenes de OCT. En algunas formas de realización, el procesador de formación de imágenes 250 y el procesador de imágenes por OCT 201 pueden estar integrados parcialmente o por completo.

La figura 8 ilustra una implementación del panel 260 de entrada-salida dedicado con algo más de detalle. El procesador de formación de imágenes 250 puede estar acoplado a un bus 252, tal como un bus PCI 252. El sistema también puede incluir una memoria de procesador 254. El procesador de formación de imágenes 250 puede calcular los patrones de barrido y entonces emitir los patrones de barrido calculados a través del bus PCI 252 compartido a la memoria de procesador 254. Después de que el procesador de formación de imágenes 250 haya generado los patrones de barrido pero antes del comienzo de la operación de barrido real, el motor DMA dedicado 262 puede transferir los datos de barrido de la memoria de procesador 254 a la memoria intermedia de datos 264. La memoria intermedia de datos 264 puede ser una memoria de primero en entrar primero en salir (FIFO) 264. La memoria intermedia de datos FIFO 264 puede almacenar el patrón de barrido o los datos de barrido y emitir los datos de barrido almacenados al DAC 266 de salida cuando el motor DMA dedicado 262 se lo pide. El DAC 266 de salida puede convertir los datos de barrido en señales de barrido analógicas y emitirlas a un dispositivo de barrido de haz galvanométrico en x 268x y un dispositivo de barrido de haz galvanométrico en y 268y del dispositivo de barrido de haz de OCT 268 que controlan espejos galvanométricos en x e y, o elementos de redirección, para realizar un barrido del haz de imagen de OCT 222/308 según el patrón de barrido de diana 302 y el patrón de barrido modificado 312, codificados en los datos de barrido. Algunas implementaciones pueden tener un controlador galvanométrico (x,y) 268xy integrado que controla un único espejo galvanométrico que puede rotar alrededor de ambos ejes x e y. El DAC 266 de salida también puede controlar el sincronizador 242 de imagen para sincronizar la toma de las imágenes de OCT con las operaciones de barrido.

En algunas implementaciones, el procesador de formación de imágenes 250 puede emitir los datos de barrido al panel 260 de entrada-salida dedicado a través de un bus de memoria dedicado o a través de un bus local en lugar del bus PCI 252 compartido. En otras implementaciones, puede haber incluso una conexión directa entre el procesador de formación de imágenes 250 y el motor DMA 262.

Este diseño es eficaz por lo menos por los siguientes motivos. (1) Los datos de barrido o patrones de barrido se precálculan mediante el procesador de formación de imágenes 250, por tanto no está implicado un cálculo de datos de barrido en tiempo real que lleve tiempo. (2) El procesador de formación de imágenes 250 no tiene que emitir los datos de barrido en tiempo real, ya que los datos de barrido precálculados están almacenados en la memoria intermedia de datos dedicada 264. Este diseño puede reducir interrupciones, pausas y fluctuaciones por debajo de 50, 40 o incluso 20 microsegundos, provocadas por el procesador de formación de imágenes 250 cuando es multitarea. (3) La transferencia de los datos de barrido no se verá interrumpida por el bus 252 al ser compartido por otros agentes, ni se ralentizará por las tasas de transferencia normalmente lentas del bus PCI 252 compartido. (4) La memoria intermedia de datos 264 está dedicada a la tarea de barrido, por lo que la emisión de los datos de barrido puede realizarse en un modo de transferencia rápido, tal como un modo de ráfagas, lo que acelera aún más la velocidad de barrido.

Además, puesto que el panel 260 de entrada-salida dedicado controla la emisión de los datos de barrido de manera esencialmente autónoma, el procesador de formación de imágenes 250 queda libre para realizar otras funciones en paralelo a la emisión de datos de barrido, tal como generar el patrón de barrido modificado 312.

En algunas implementaciones, la velocidad de la emisión por el DAC 266 de salida también puede ser tan rápida que una velocidad de funcionamiento del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200 puede estar limitada por un tiempo de integración de la cámara 230 de OCT en lugar de por la velocidad de la electrónica de barrido. En algunas de estas implementaciones, el DAC 266 de salida puede emitir las señales de barrido a una frecuencia dentro de uno de los siguientes intervalos: 1 Hz - 1 MHz, 100 Hz - 1 MHz, o 1 kHz - 100 kHz.

La figura 9 ilustra que algunos sistemas de láser para cirugía de cataratas 100 pueden incluir otro tipo de sistema de formación de imágenes: un sistema de formación de imágenes por OCT con fuente de barrido (OCT con SS) 280. El sistema de formación de imágenes por OCT con SS 280 puede incluir una fuente luminosa de longitud de onda sometida a barrido 282 que emite un haz de imagen coherente con un ancho de banda W_{fuente} más estrecho que la fuente luminosa de OCT en SD 210. Mediante técnicas de modulación avanzadas, la fuente luminosa de OCT con SS 282 puede variar la longitud de onda del haz de imagen 222 emitido, realizando un "barrido" de la longitud de onda λ a través del ancho de banda W_{fuente} a tiempo. El sistema de formación de imágenes por OCT con SS 280

puede emplear un sistema de guiado de haz 211 análogo al del sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200. En particular, el primer divisor de haz 212 puede crear de nuevo el haz combinado 226 que transporta la información de formación de imágenes asociada con diferentes longitudes de onda.

5 Como una diferencia con respecto a los sistemas de formación de imágenes basados en espectrómetro, el sistema de formación de imágenes por OCT con SS 280 separa las diferentes longitudes de onda o componentes espectrales en el tiempo, mientras que los sistemas por OCT en SD 200 las separan en el espacio. Las diferentes componentes de longitud de onda, que transportan datos de imagen correspondientes a diferentes profundidades z, se separan en una secuencia temporal a medida que la fuente luminosa por OCT con SS 282 realiza un barrido por
10 la longitud de onda λ . Por tanto, la cámara 230 de OCT de los sistemas por OCT con SS 280 también es diferente.

En algunas implementaciones, consiste en un único detector 284 que puede detectar y resolver el haz combinado 226 en intervalos de tiempo muy cortos. En algunas formas de realización, el detector 284 puede ser un fotodiodo de avalancha o un tubo fotomultiplicador. El detector 284 puede transferir o volcar las señales detectadas,
15 correspondientes a diferentes longitudes de onda o componentes espectrales, a un conjunto de contenedores 286 de datos. Algunas formas de realización del sistema de formación de imágenes por OCT con SS 280 son análogas a los sistemas de formación de imágenes por OCT-SB porque ambos generan las imágenes a través de descomposición espectral. Las componentes espectrales de la imagen de OCT con SS pueden ensamblarse en la imagen de OCT de manera similar a como en los sistemas OCT-SB: una transformada rápida de Fourier 288 puede
20 realizar una transformada de Fourier del contenido de los contenedores 286 de datos para ayudar al generador 234 de imágenes a generar la imagen de OCT. La unidad FFT 288 puede ser análoga a la unidad FFT 233 en el sistema de formación de imágenes por OCT en SD 200.

Según la descripción anterior, los sistemas de formación de imágenes por OCT con SS 280 presentan
25 características similares a los sistemas de formación de imágenes por OCT en TD ya que en una fase los datos de formación de imágenes se capturan de manera secuencial, y no en paralelo. Sin embargo, a diferencia de en los sistemas por OCT en TD, los datos de formación de imágenes a diferente profundidad z se capturan con diferentes componentes espectrales del haz combinado 226, lo que requiere la realización de la transformada de Fourier mediante la unidad FFT 288. En este sentido, los sistemas de formación de imágenes por OCT con SS 280 están
30 relacionados con los sistemas de formación de imágenes por OCT en SD 200 que trabajan evidentemente con diferentes componentes espectrales. Los sistemas por OCT con SS son próximos a los sistemas por OCT en SD en un sentido más: realizan un barrido de la longitud de onda del haz de imagen de la fuente luminosa de longitud de onda sometida a barrido 282 sin mover piezas mecánicas tales como el espejo de referencia 216. Finalmente, dado que el barrido de la longitud de onda de la fuente luminosa de longitud de onda sometida a barrido 282 puede
35 realizarse a una velocidad muy por encima de la velocidad de barrido de los sistemas por OCT en TD al no estar implicadas piezas móviles en el barrido, los sistemas por OCT con SS 280 puede formar imágenes a velocidades mucho más rápidas que los sistemas por OCT en TD, aunque por debajo de las velocidades de formación de imágenes de los sistemas por OCT en SD. Por tanto, implementaciones del sistema de formación de imágenes por OCT con SS 280 también pueden generar sus imágenes a frecuencias de refresco en directo con resolución
40 aceptable, proporcionando una funcionalidad muy útil y realimentación práctica para el sistema de cirugía de cataratas 100.

La figura 10 ilustra un método quirúrgico oftálmico 500 para hacer funcionar el sistema de cirugía de cataratas 100. El método 500 puede incluir: generar una representación electrónica de un patrón de barrido de diana 302 para el
45 cristalino 5 del ojo 1 mediante el controlador de láser 130 (510); generar y realizar un barrido de un haz de láser quirúrgico 304 en el cristalino 5 del ojo según el patrón de barrido de diana 302 mediante el sistema de láser para cirugía de cataratas 100, creando un corte 306 en el cristalino (520); generar una imagen de una parte del ojo y del corte 306 con un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral 200 una vez iniciado el barrido del haz de láser (530); generar una representación electrónica de un patrón de
50 barrido modificado 312 mediante el controlador de láser 130 en relación con la imagen generada (540); y generar y realizar un barrido del haz de láser quirúrgico 304 en el cristalino 5 del ojo según el patrón de barrido modificado 312 mediante el sistema de láser para cirugía de cataratas 100, creando un corte modificado 314 (550).

En algunas implementaciones, la generación de una representación electrónica de un patrón de barrido modificado 540 puede incluir recibir una entrada de modificación de un operador del sistema en respuesta a la imagen generada de la parte del ojo.
55

En otras implementaciones, la generación de una representación electrónica de un patrón de barrido modificado 540 puede incluir analizar la imagen generada mediante el procesador de imágenes por OCT 201; determinar una desviación del corte 306 en relación con el patrón de barrido de diana 302; y generar una señal de control mediante
60 el procesador de imágenes por OCT 201 para que el controlador de láser 130 genere el patrón de barrido modificado 312.

La figura 11 ilustra un método de cirugía de cataratas 600 relacionado. El método 600 puede incluir controlar un
65 barrido del haz de láser quirúrgico 304 en el cristalino 5 del ojo 1 mediante el controlador de láser 130 (610); generar imágenes de una parte del cristalino 5 a una frecuencia de por lo menos 5 imágenes por segundo mediante el

sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral 200 (620); y modificar el barrido del haz de láser quirúrgico 304 mediante el controlador de láser 130 en respuesta a un análisis de las imágenes generadas (630).

- 5 Aunque esta memoria descriptiva contiene muchos detalles, no han de interpretarse como limitaciones del alcance de la invención o de lo que puede reivindicarse, sino más bien como descripciones de características específicas de formas de realización particulares. Determinadas características descritas en esta memoria descriptiva en el contexto de formas de realización independientes también pueden implementarse en combinación en una única forma de realización. A la inversa, diversas características descritas en el contexto de una única forma de realización también pueden implementarse en múltiples formas de realización por separado o en cualquier subcombinación adecuada. Además, aunque algunas características puedan haberse descrito anteriormente como que actúan en determinadas combinaciones e incluso reivindicarse inicialmente como tal, una o más características de una combinación reivindicada pueden en algunos casos sacarse de esa combinación, y la combinación reivindicada puede referirse a una subcombinación o variación de una subcombinación.
- 10
- 15

REIVINDICACIONES

1. Sistema de cirugía de cataratas, que comprende:

- 5 una fuente de láser, configurada para generar un primer conjunto de impulsos de láser;
- un componente óptico de guiado, acoplado a la fuente de láser, configurado para guiar el primer conjunto de impulsos de láser a una región diana de cataratas en un ojo;
- 10 un controlador de láser, configurado
- para generar una representación electrónica de un patrón de barrido de diana, y
- 15 para controlar el componente óptico de guiado para realizar un barrido del primer conjunto de impulsos de láser según una parte del patrón de barrido de diana para crear una primera región sometida a fotodisrupción en la región diana de cataratas; y
- un sistema de formación de imágenes por tomografía de coherencia óptica en el dominio espectral (por OCT en SD), configurado para generar imágenes repetidas que incluyen una parte de la primera región sometida a fotodisrupción con una resolución de imagen en el intervalo de 0,5-2 millones o de 2-5 millones de puntos de imagen por imagen y una frecuencia de imagen en el intervalo de 20-200 imágenes/s;
- 20

en el que el controlador de láser está configurado

- 25 para generar una representación electrónica de un patrón de barrido modificado en relación con la imagen generada por el sistema de formación de imágenes por OCT en SD, y
- para controlar el componente óptico de guiado para realizar un barrido de un segundo conjunto de impulsos de láser según el patrón de barrido modificado para crear una segunda región sometida a fotodisrupción.
- 30

2. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

- la región diana de cataratas comprende una capa capsular anterior; y
- 35 el patrón de barrido de diana comprende un conjunto de puntos diana en un cilindro para formar por lo menos uno de entre una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior y una capsulotomía curvilínea.

3. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

- 40 la región diana de cataratas comprende una parte del cristalino; y
- el patrón de barrido de diana comprende un conjunto de puntos diana en por lo menos uno de entre planos de troceado radial, cilindros, un patrón de espiral y un patrón de malla para inducir por lo menos uno de entre un troceado, una fotodisrupción y una lisis del cristalino.
- 45

4. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

- el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está configurado para tener un intervalo de formación de imágenes en z mayor que 4 mm.
- 50

5. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

- el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está configurado para tener un intervalo de formación de imágenes en z mayor que 6 mm.
- 55

6. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

- el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está configurado para generar la imagen en un tiempo de formación de imágenes menor que 0,1 s.
- 60

7. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

- el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está configurado para generar imágenes repetidas con una resolución (x,y) en el intervalo de 500-2.000 barridos en A por barrido en B.
- 65

8. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está configurado para generar un barrido en B a partir de barridos en A que comprende puntos de imagen de por lo menos 1000 profundidades z.

5 9. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

el controlador de láser está configurado para generar la representación electrónica del patrón de barrido de diana modificado según una entrada de modificación recibida del operador del sistema en respuesta a que el operador del sistema haya analizado la imagen de la parte de la primera región sometida a fotodisrupción.

10

10. Sistema de láser para cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está configurado para mostrar marcas de calibración para ayudar al operador del sistema a calibrar una ubicación de la primera región sometida a fotodisrupción con relación al patrón de barrido de diana.

15

11. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 1, en el que:

el sistema de formación de imágenes por OCT en SD incluye un sistema de formación de imágenes por OCT basado en espectrómetro, que comprende:

20

una fuente luminosa de banda ancha para generar un haz de banda ancha;

un sistema de guiado de haz

25

para dividir el haz de banda ancha en un haz de imagen y un haz de referencia,

para guiar el haz de imagen hacia el ojo y para guiar un haz de imagen devuelto desde el ojo,

30

para guiar el haz de referencia a un espejo de referencia y para guiar un haz de referencia devuelto desde el espejo de referencia, y

para combinar el haz de imagen devuelto y el haz de referencia devuelto en un haz combinado; y

35

una cámara de OCT, configurada para recibir el haz combinado, que comprende

un descomponedor espectral para descomponer el haz combinado en componentes espectrales;

una matriz de sensores para detectar las componentes espectrales;

40

un sistema de transformada rápida de Fourier para generar una transformada de Fourier a partir de las componentes espectrales detectadas; y

un generador de imágenes, para generar una imagen a partir de las componentes espectrales sometidas a transformada de Fourier.

45

12. Sistema de cirugía de cataratas según la reivindicación 11, comprendiendo el sistema de formación de imágenes por OCT en SD:

50

un panel de entrada-salida dedicado configurado para emitir señales de control de patrón de barrido de diana, en el que el panel de entrada-salida dedicado comprende

un controlador de memoria dedicado

una memoria intermedia de datos; y

55

un convertidor de digital a analógico de salida; y

la formación de imágenes por el sistema de formación de imágenes por OCT en SD está sincronizada con la emisión de las señales de control de patrón de barrido de diana por el convertidor de digital a analógico de salida.

60

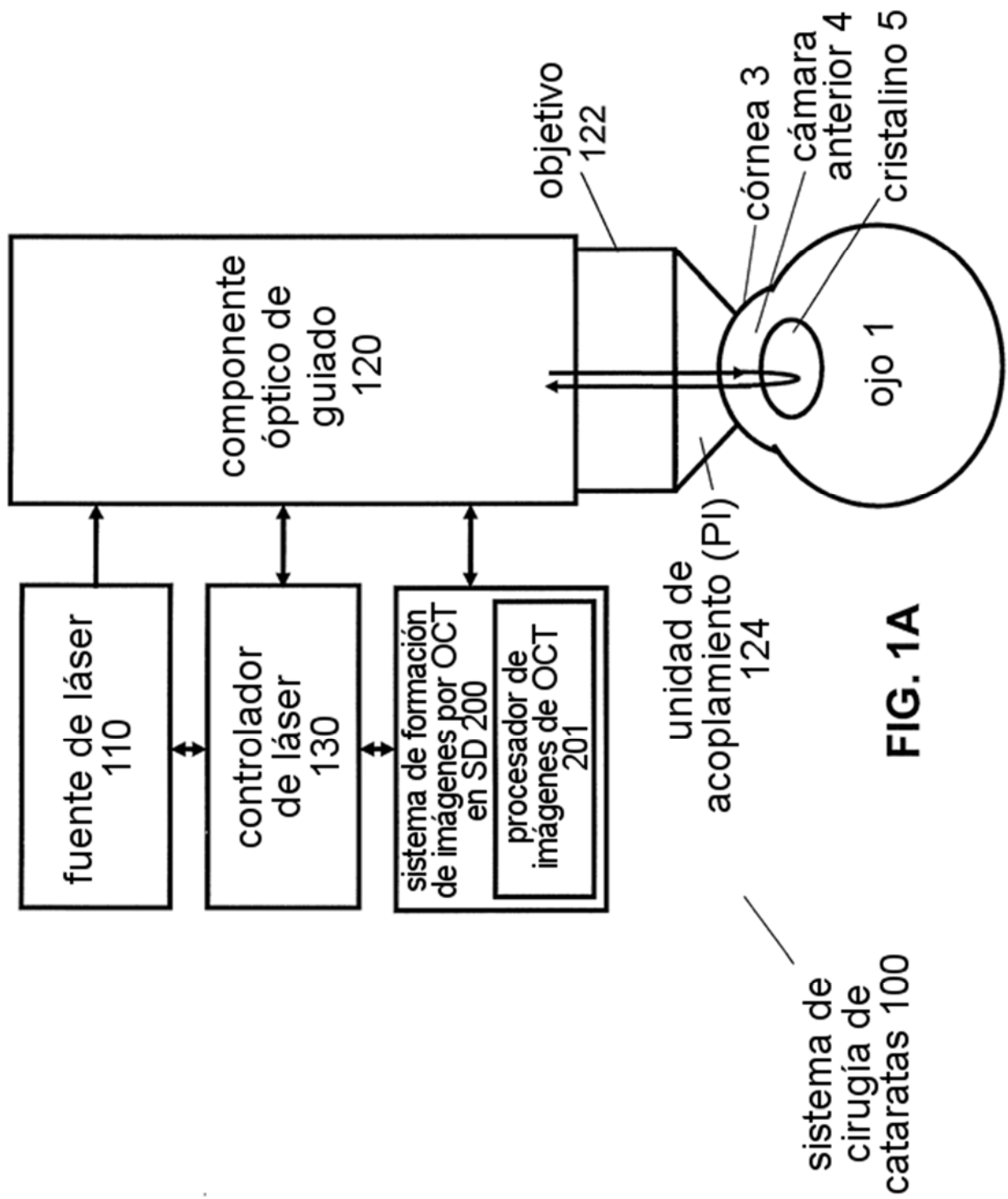


FIG. 1A

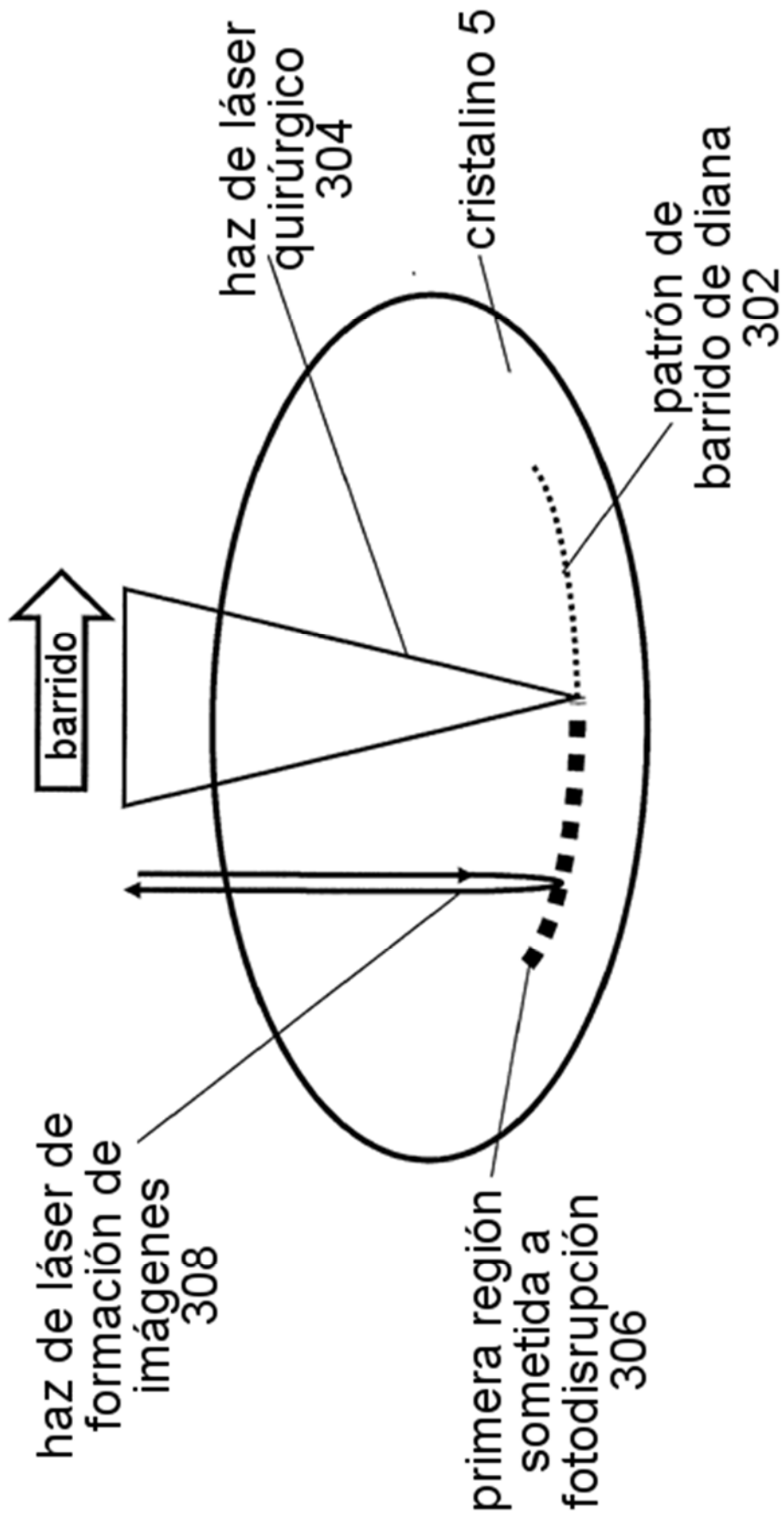


FIG. 1B

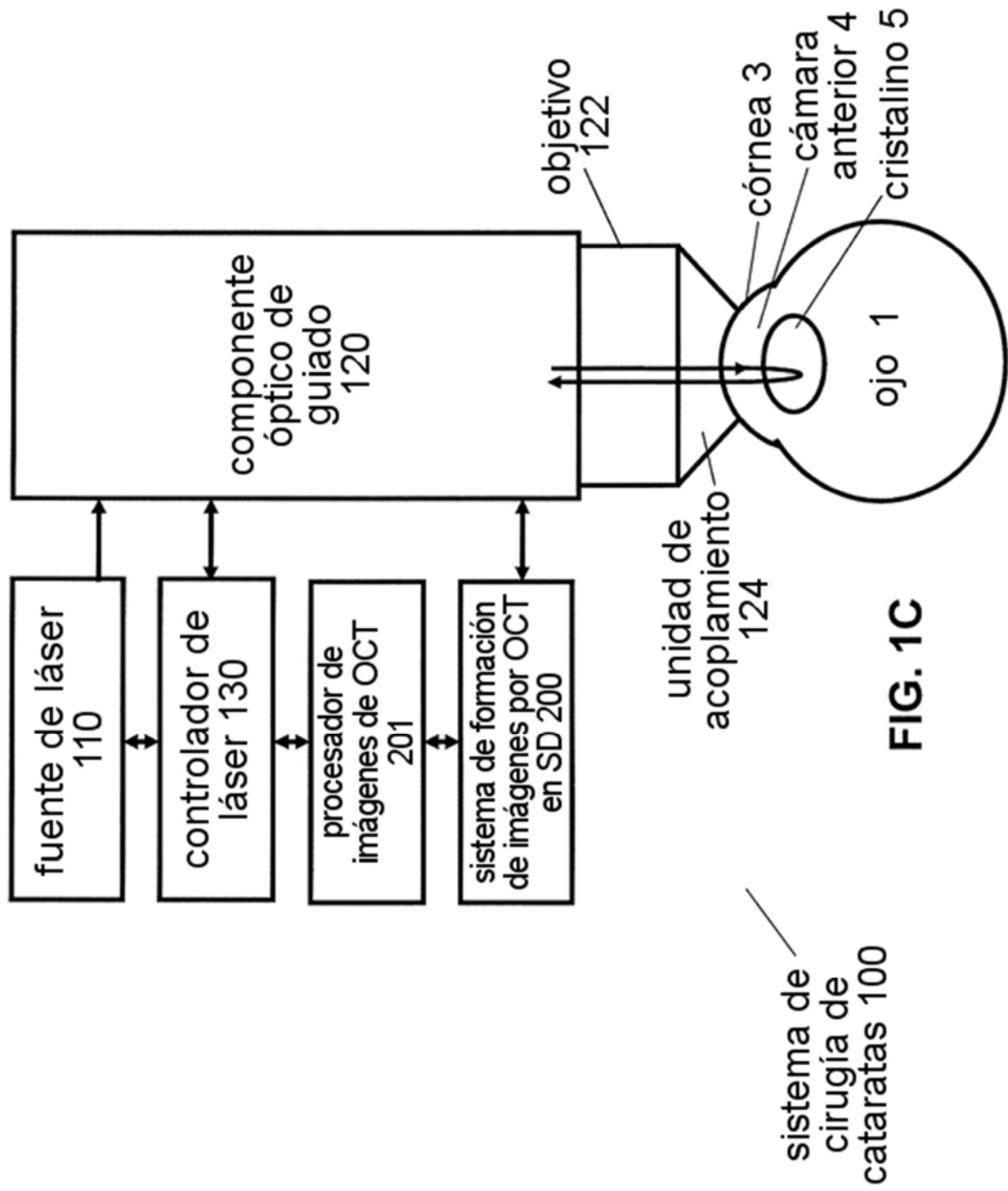


FIG. 1C

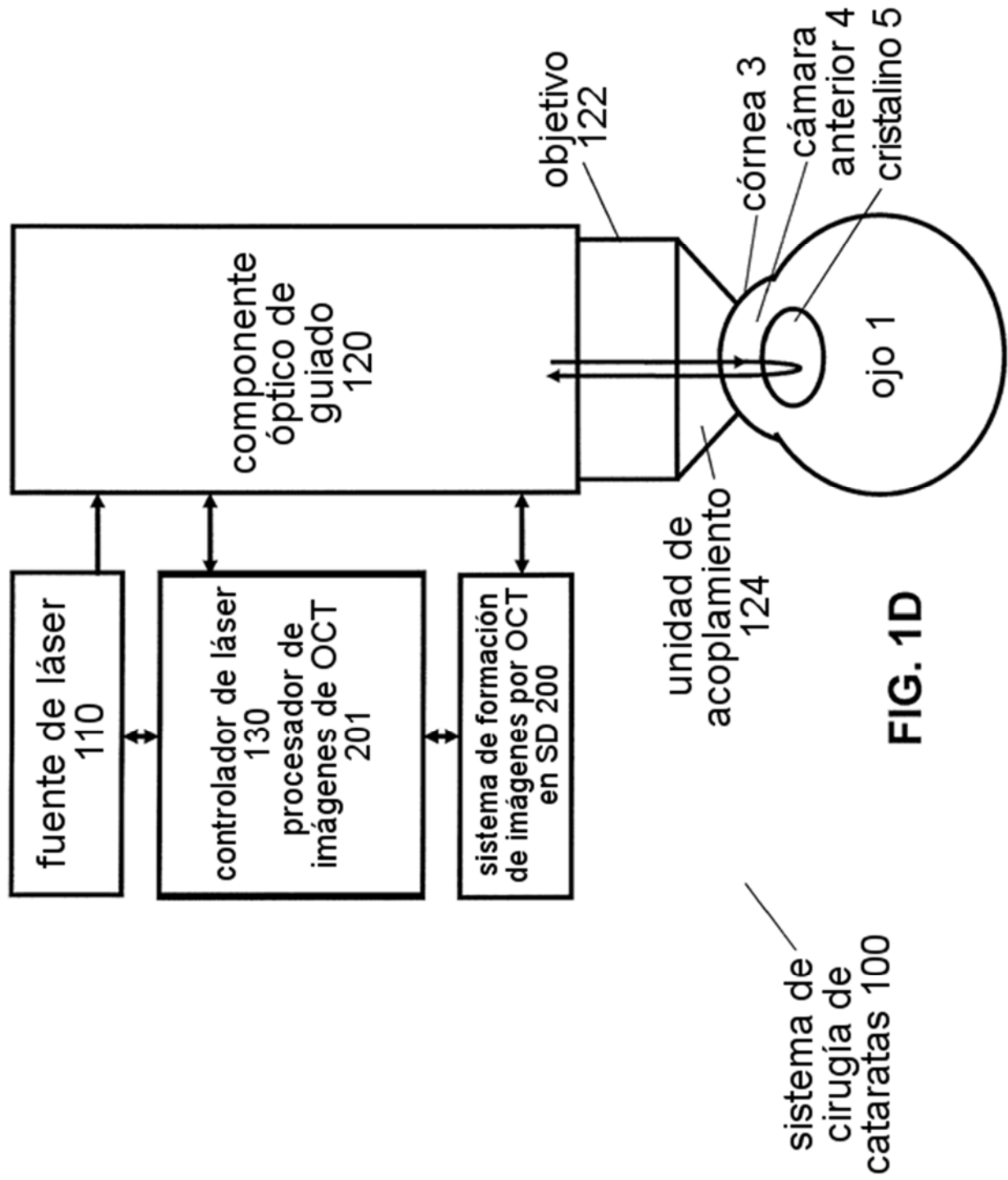


FIG. 1D

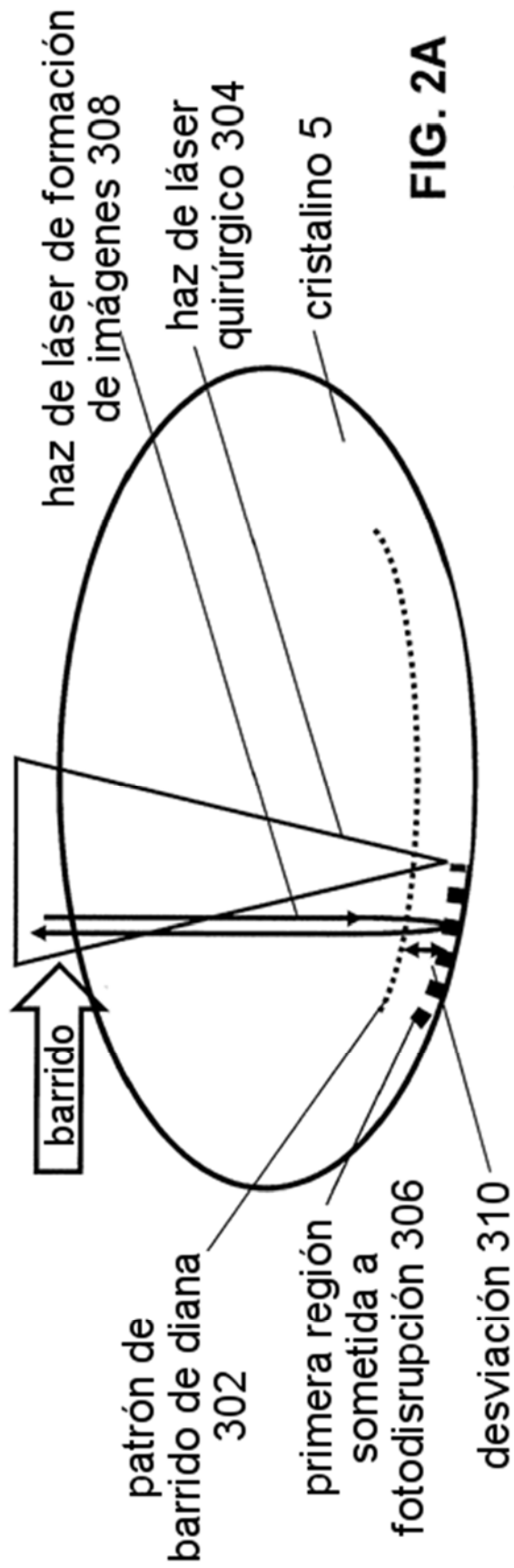


FIG. 2A

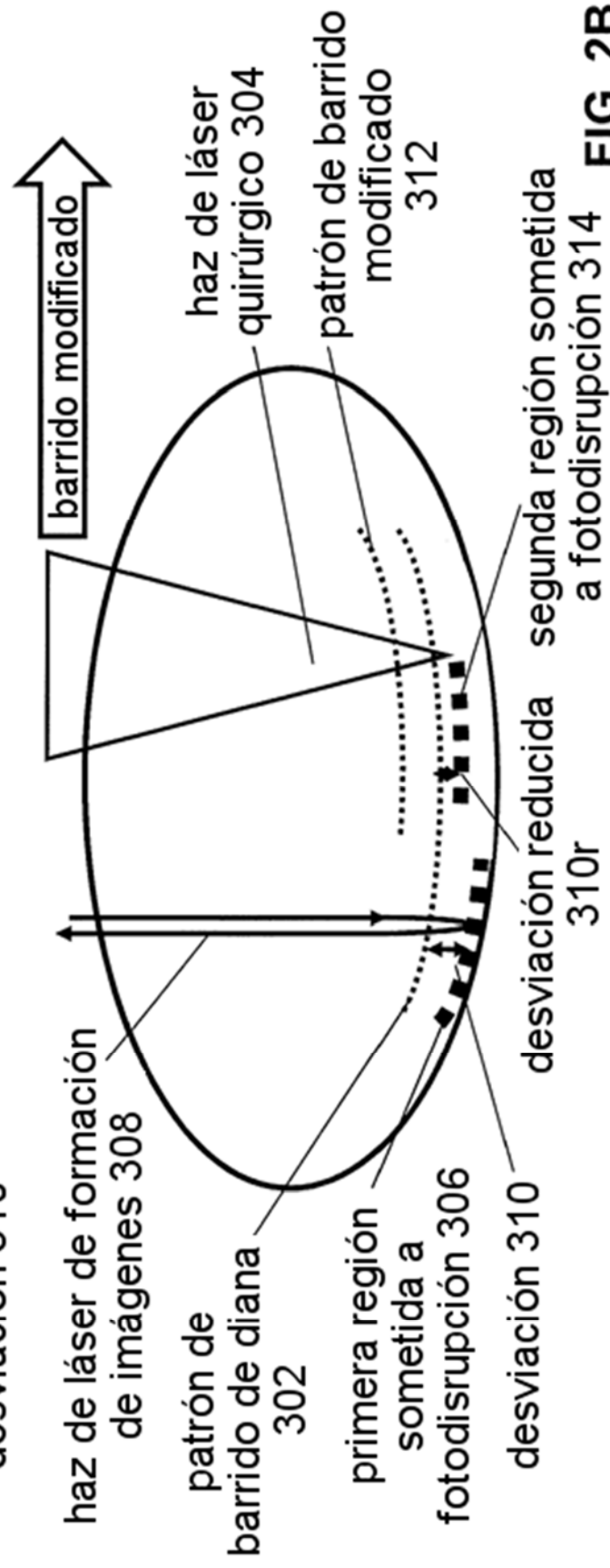


FIG. 2B

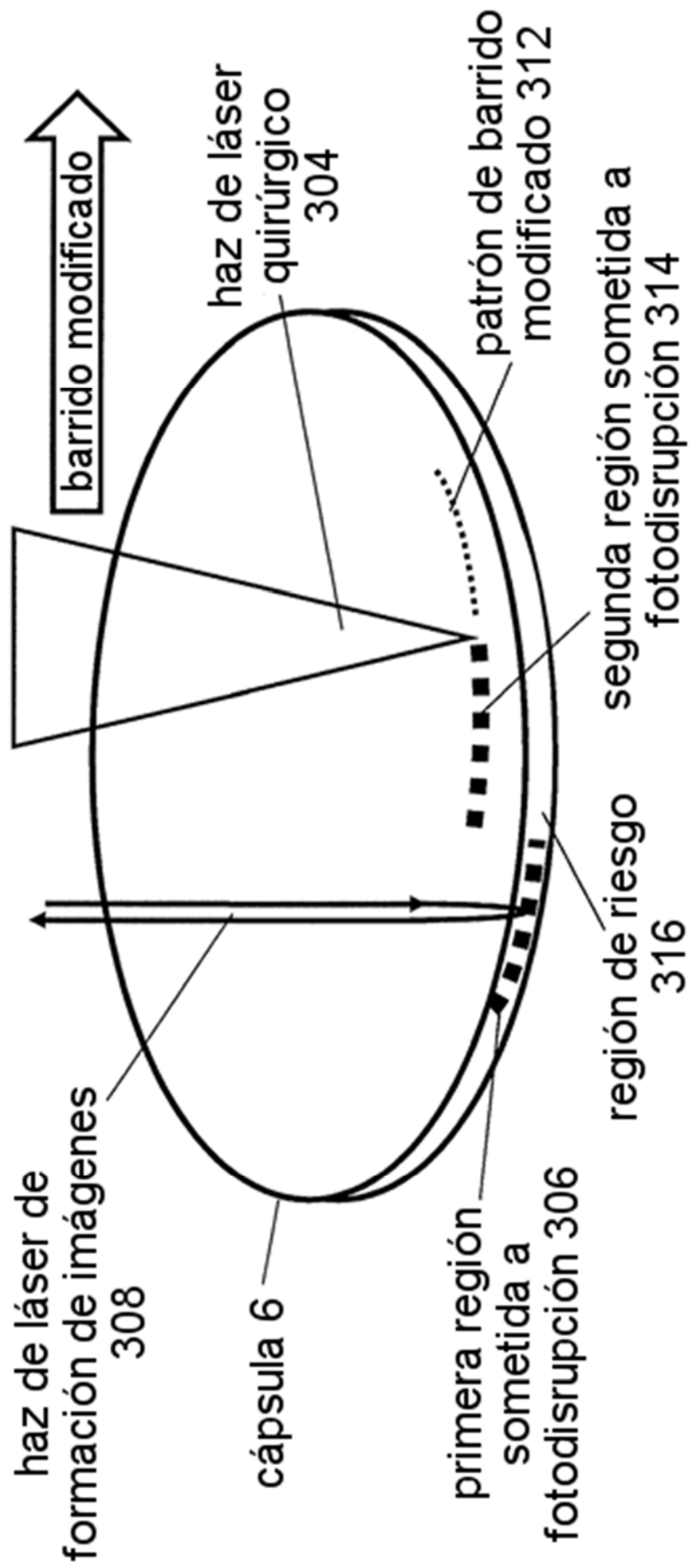


FIG. 2C

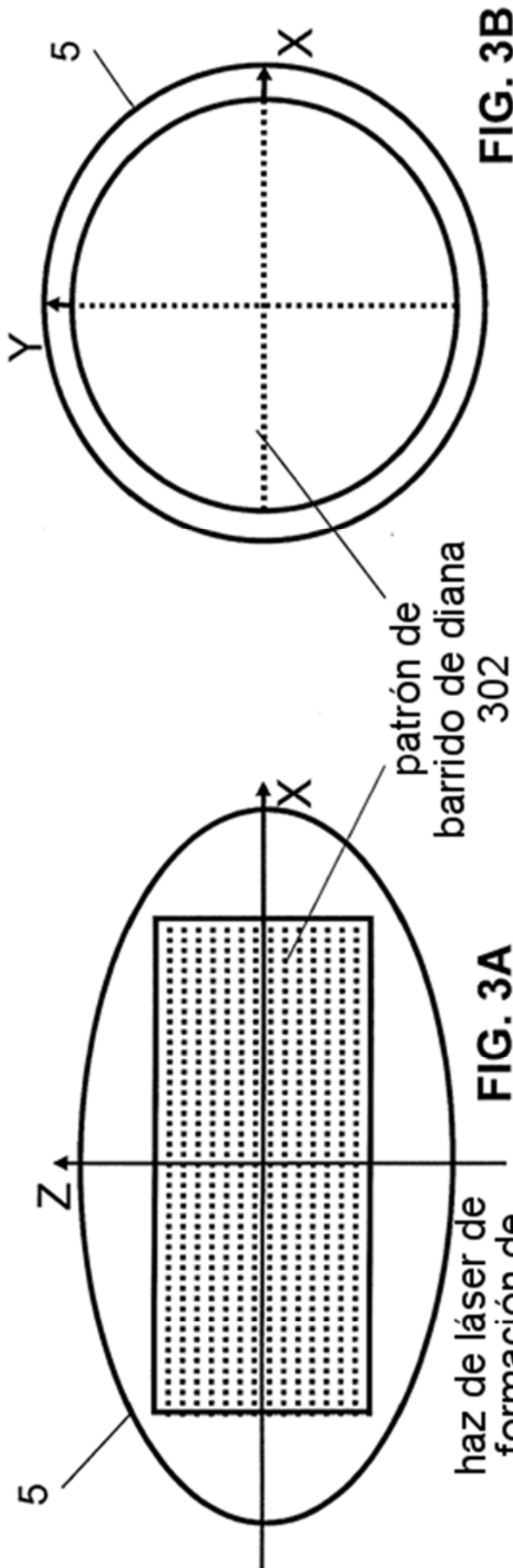


FIG. 3B

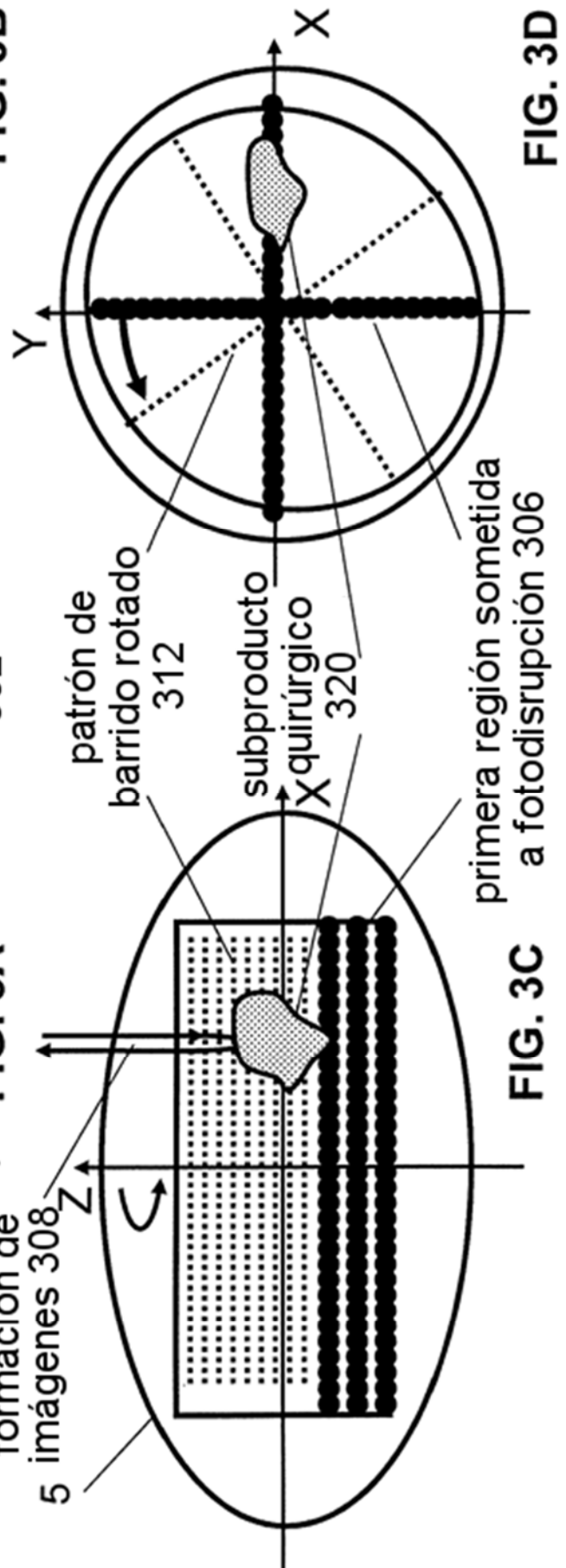
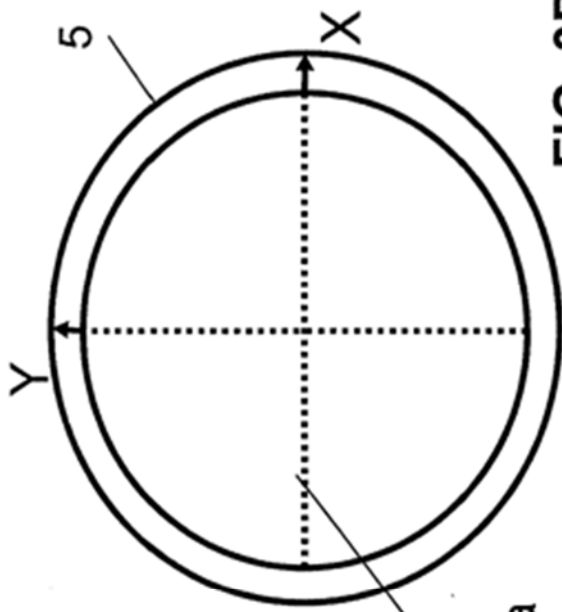
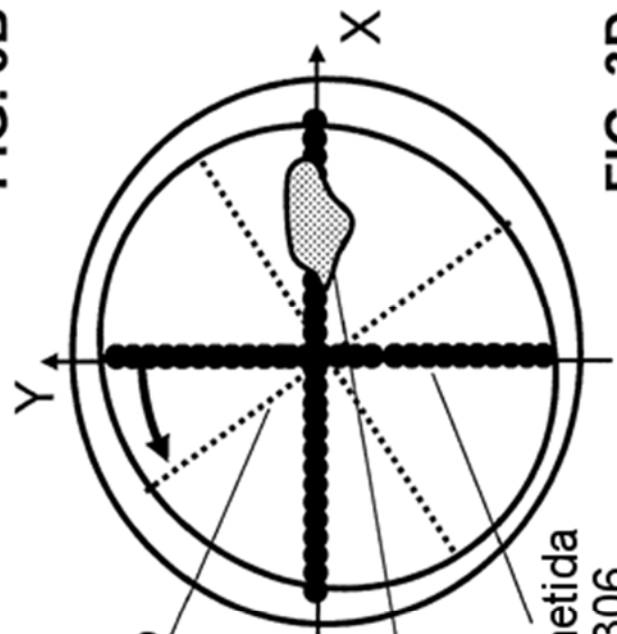
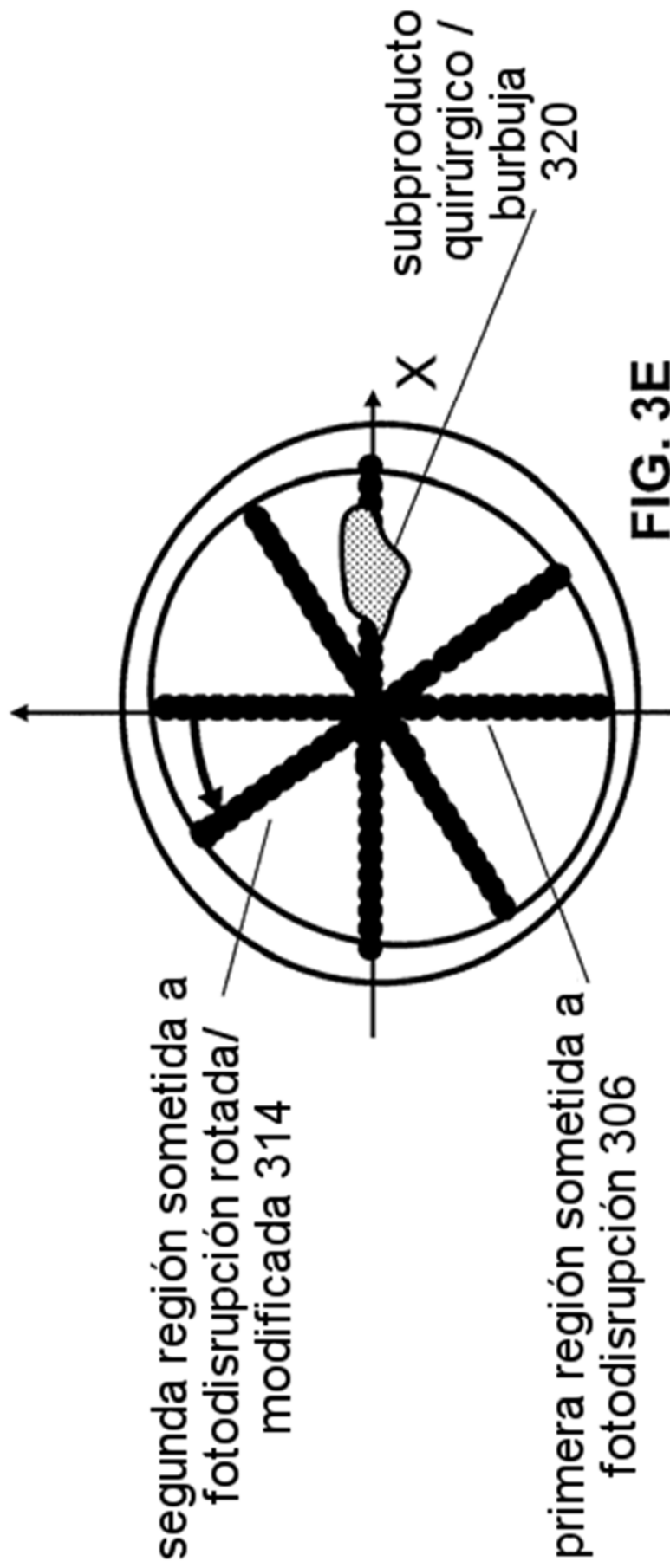
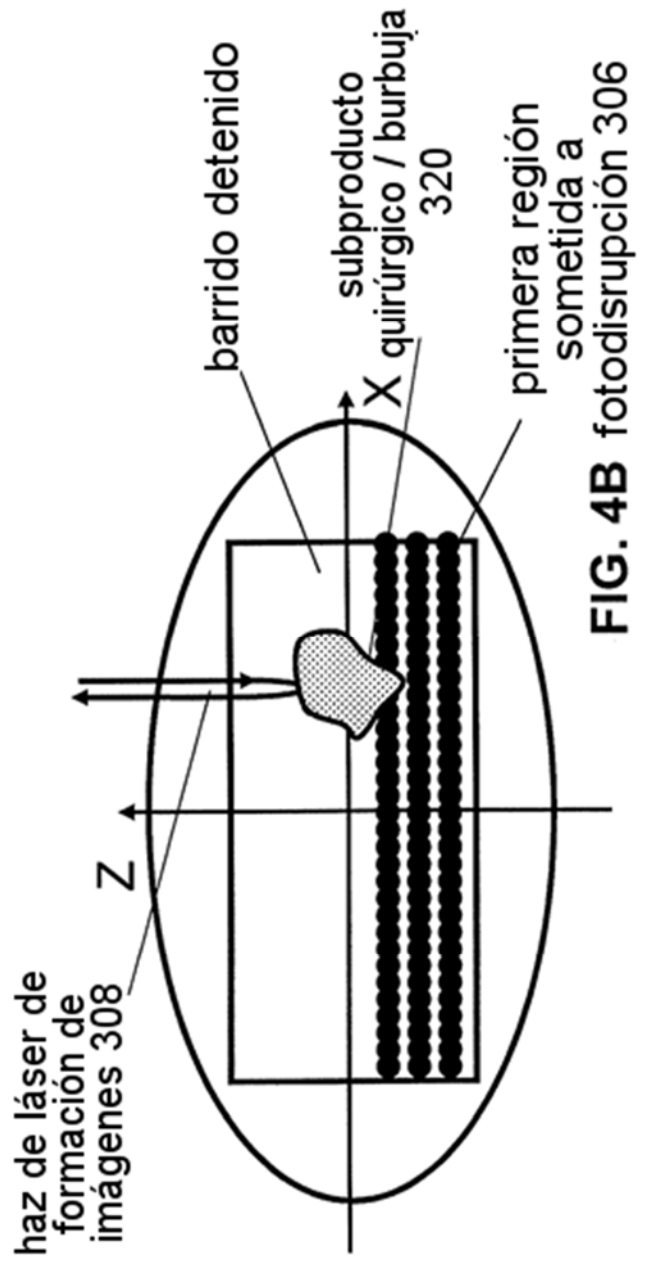
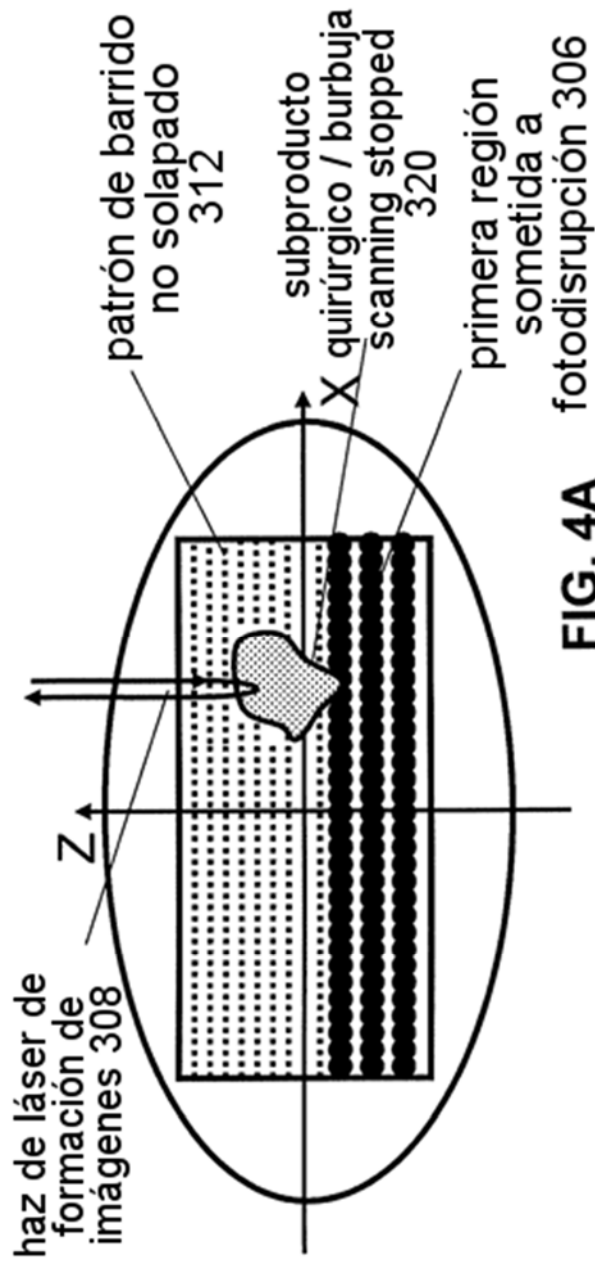
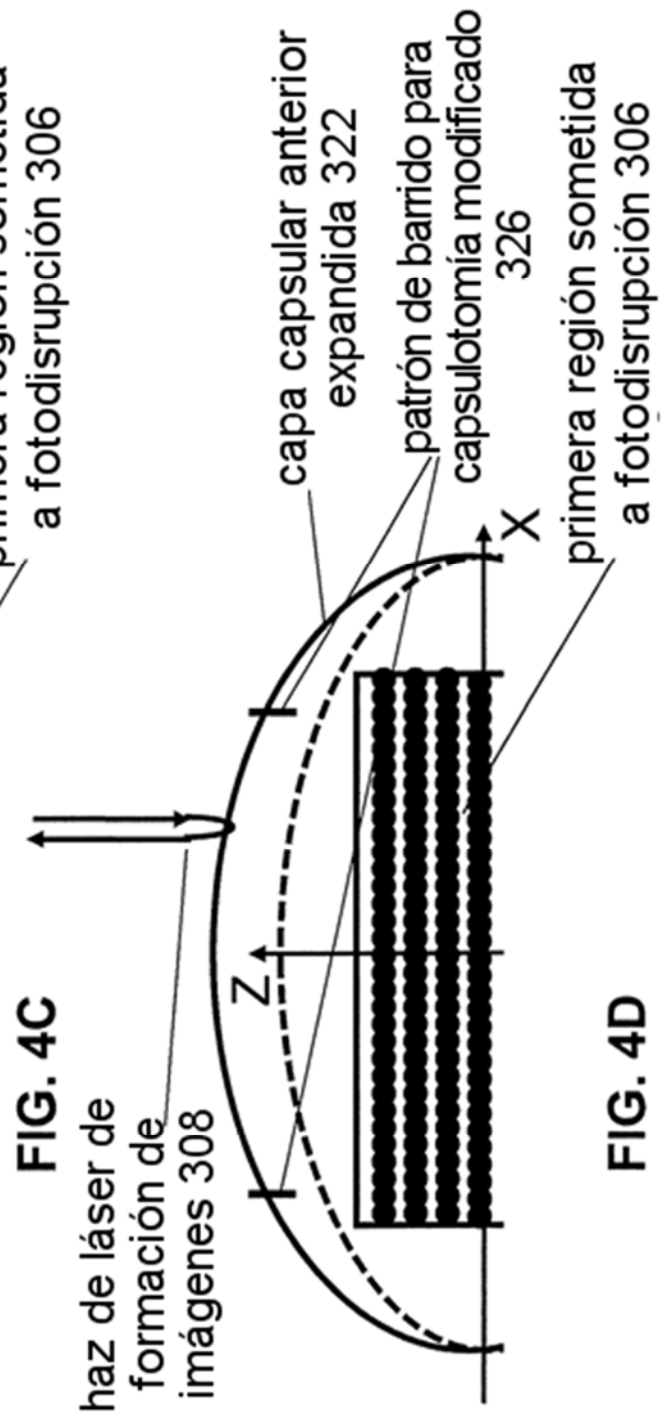
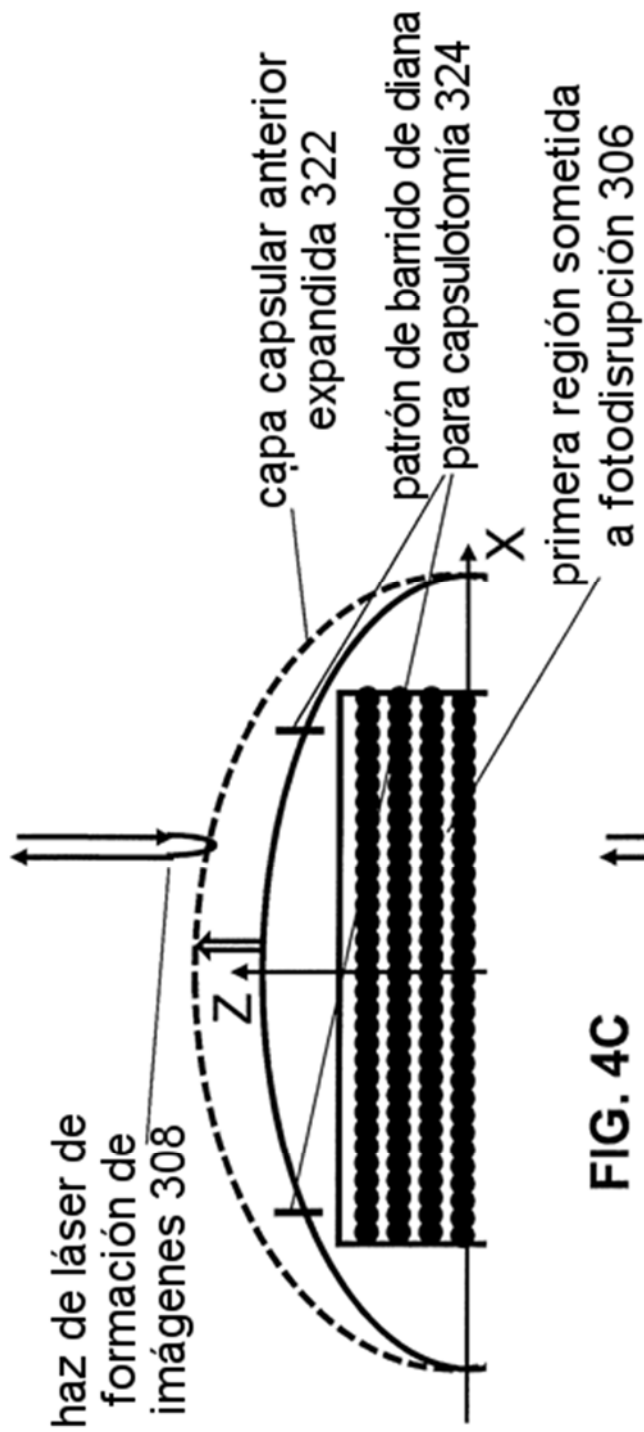


FIG. 3D









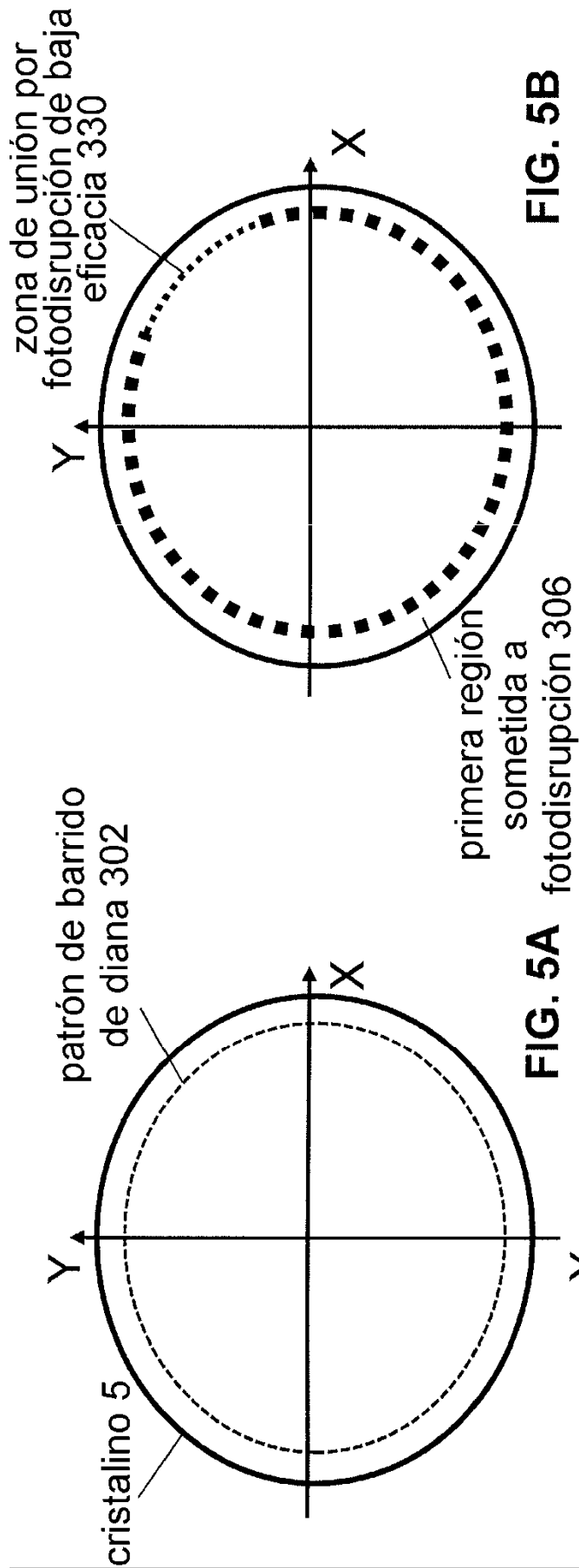


FIG. 5A fotodisrupción 306

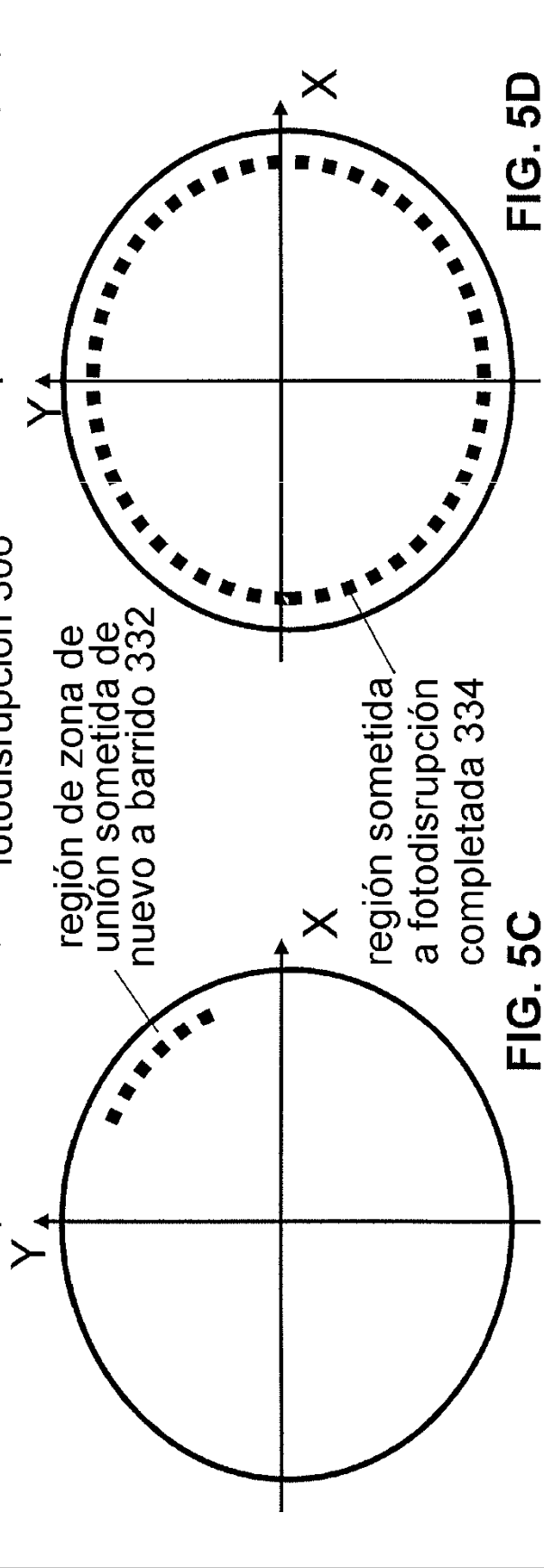


FIG. 5B

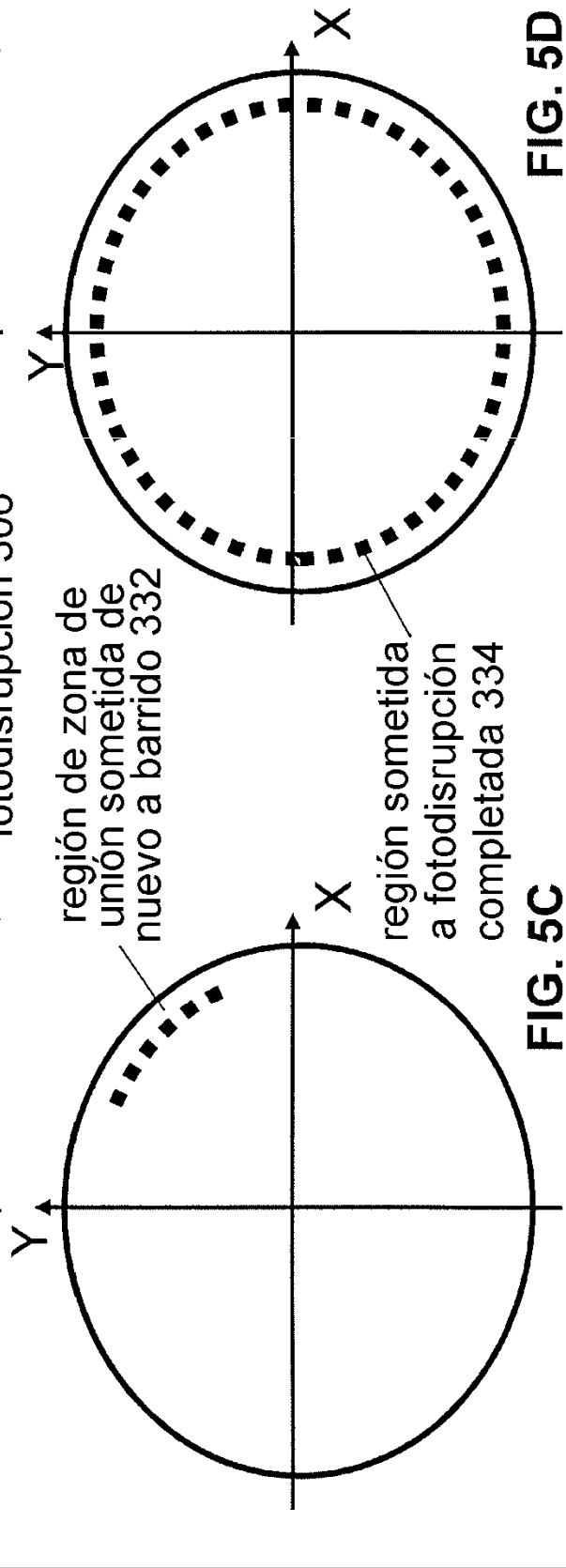


FIG. 5D

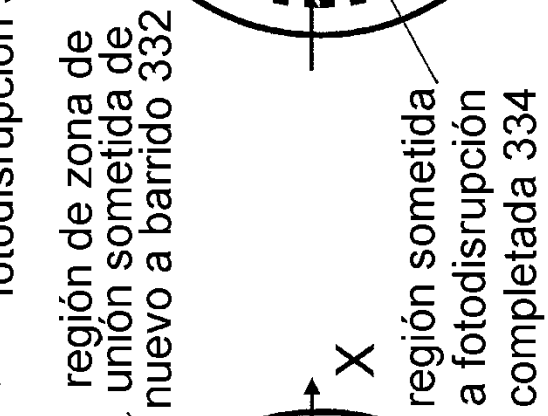


FIG. 5C

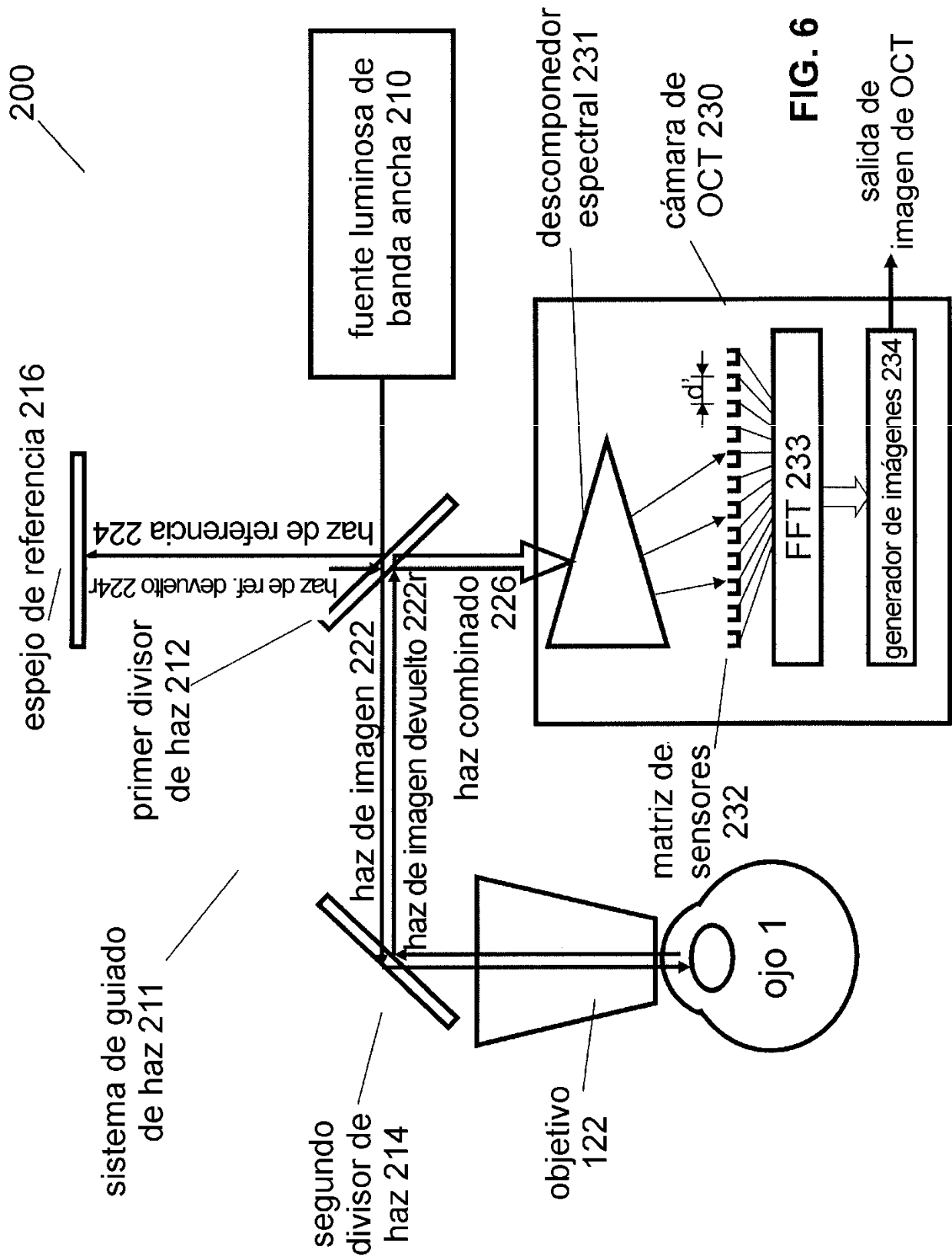


FIG. 6

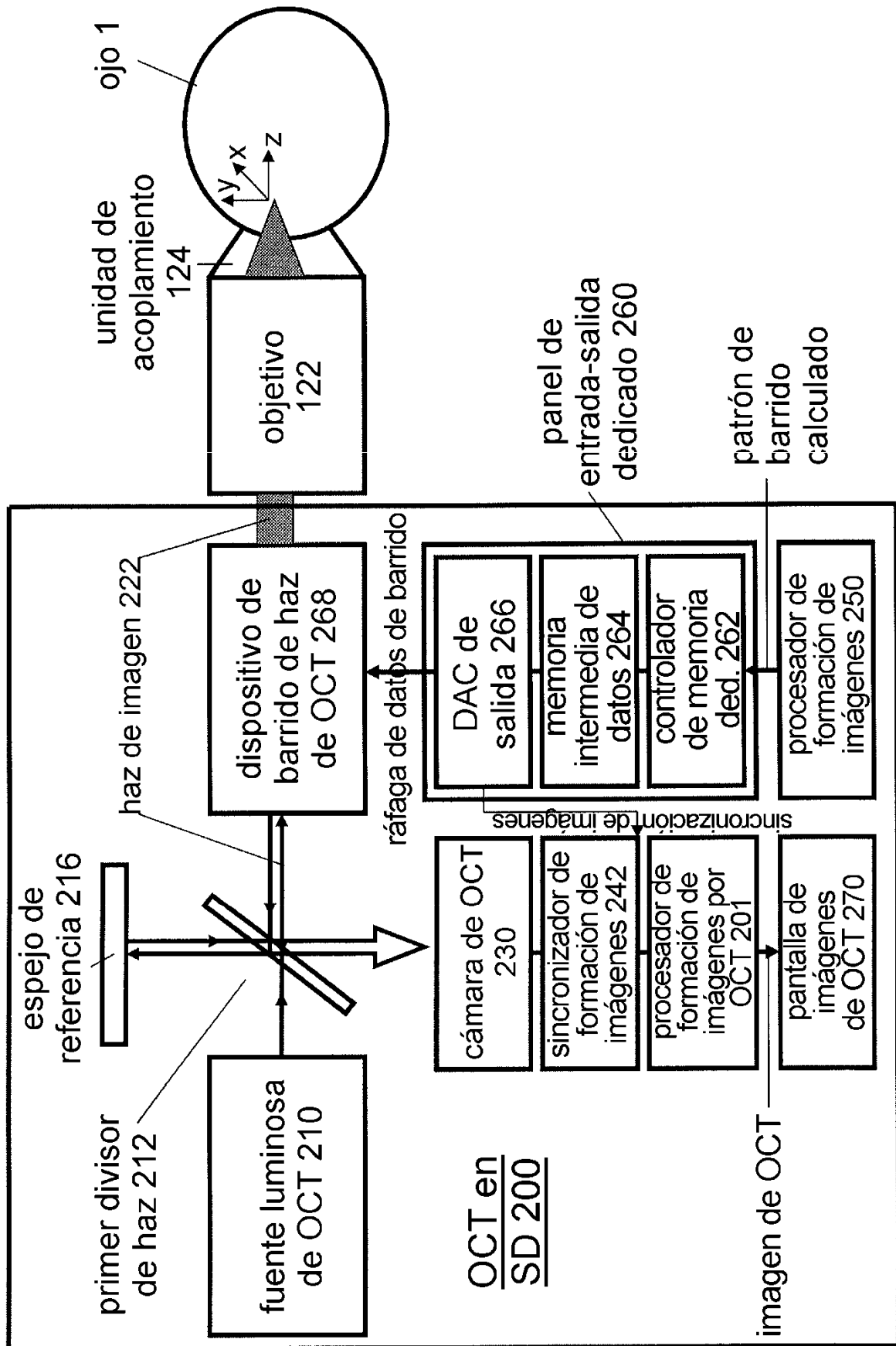


FIG. 7

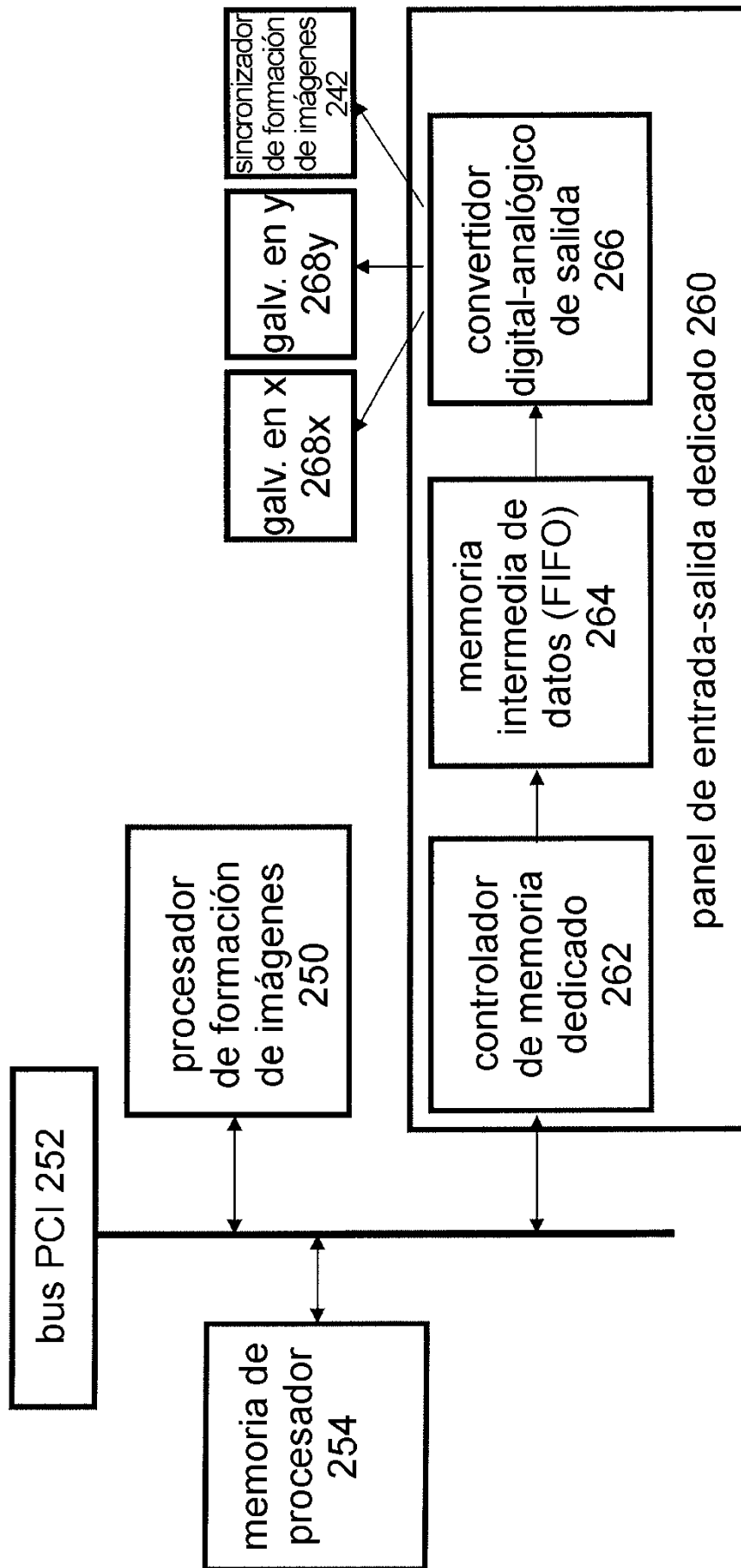


FIG. 8

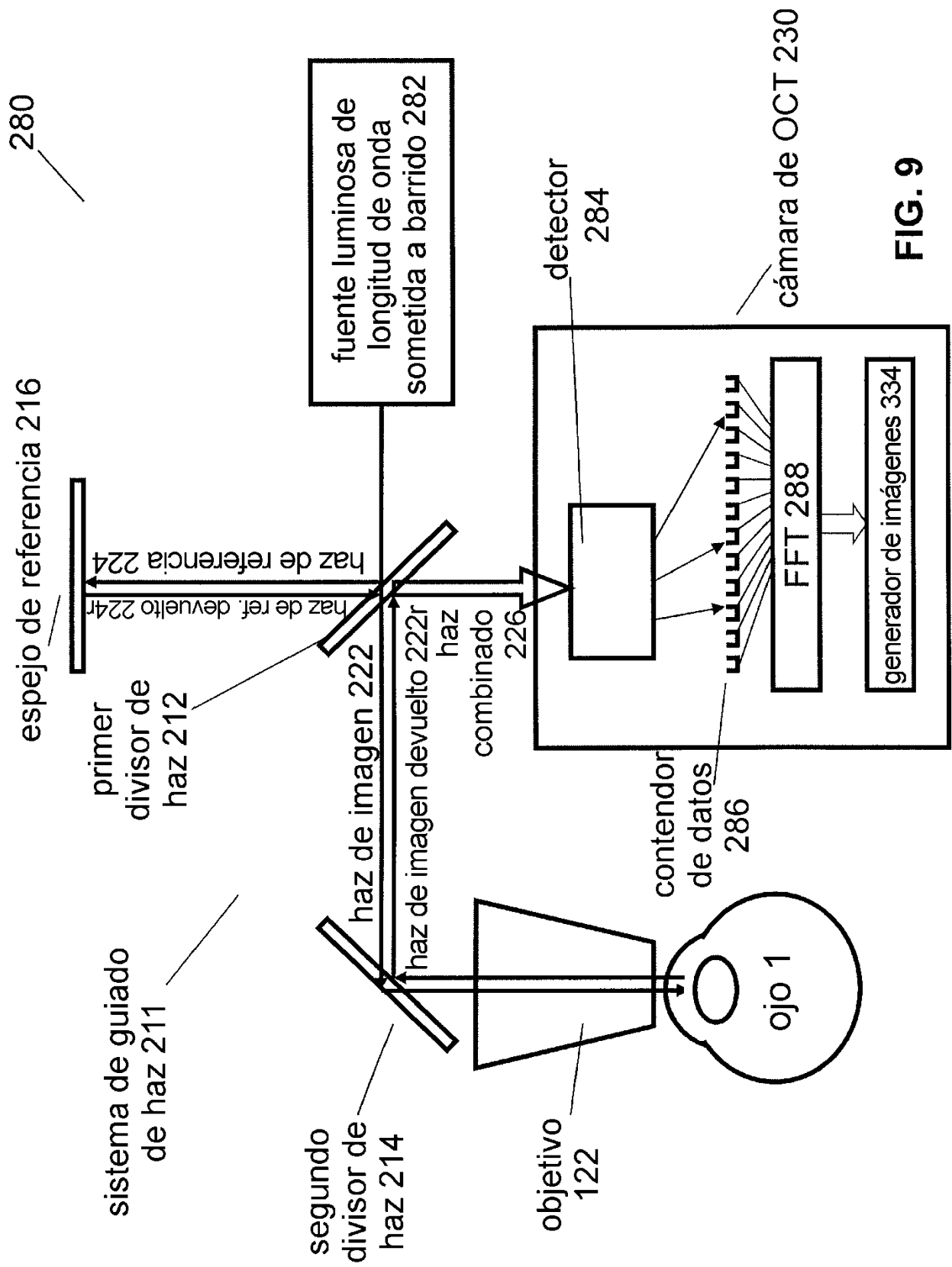
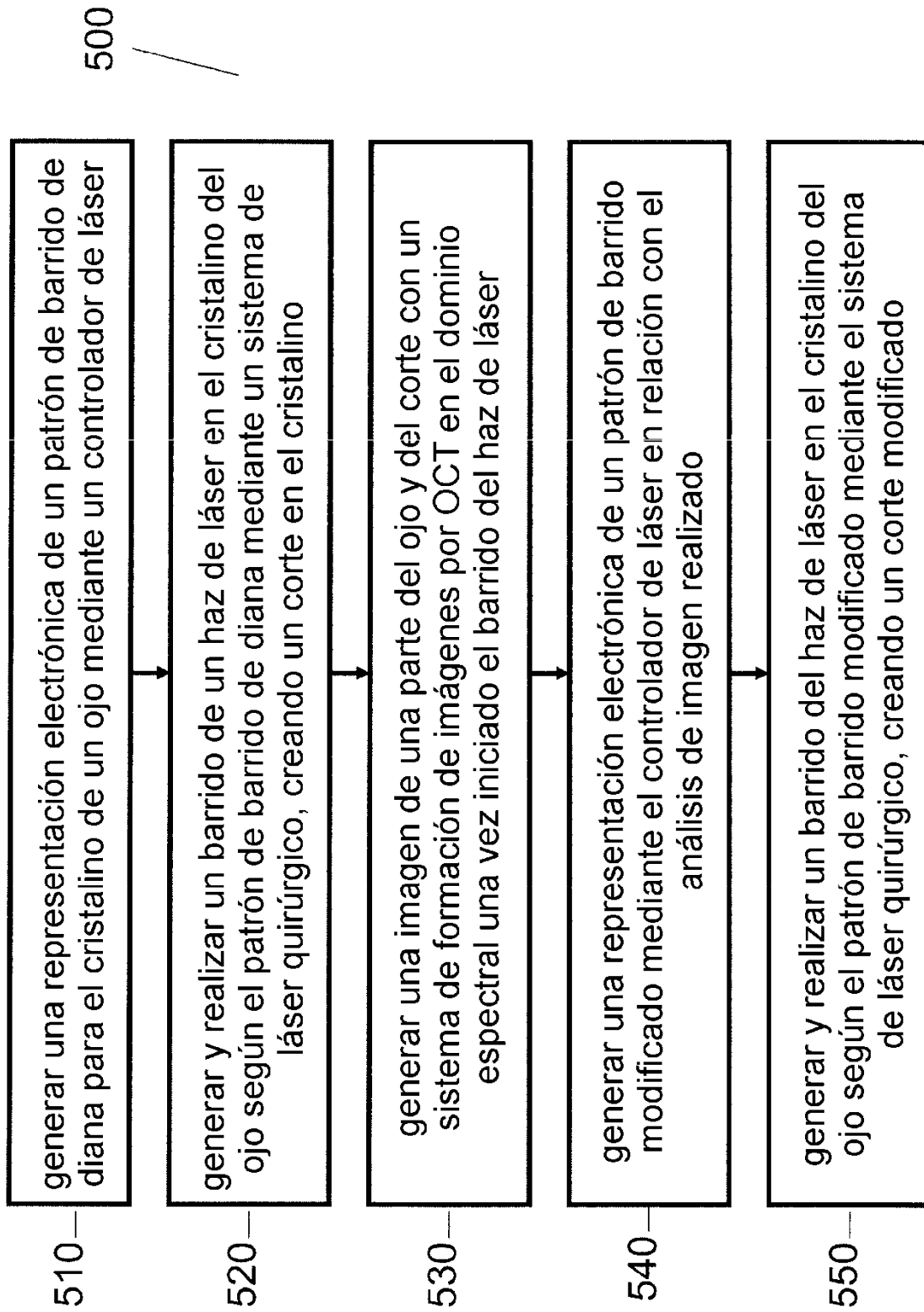
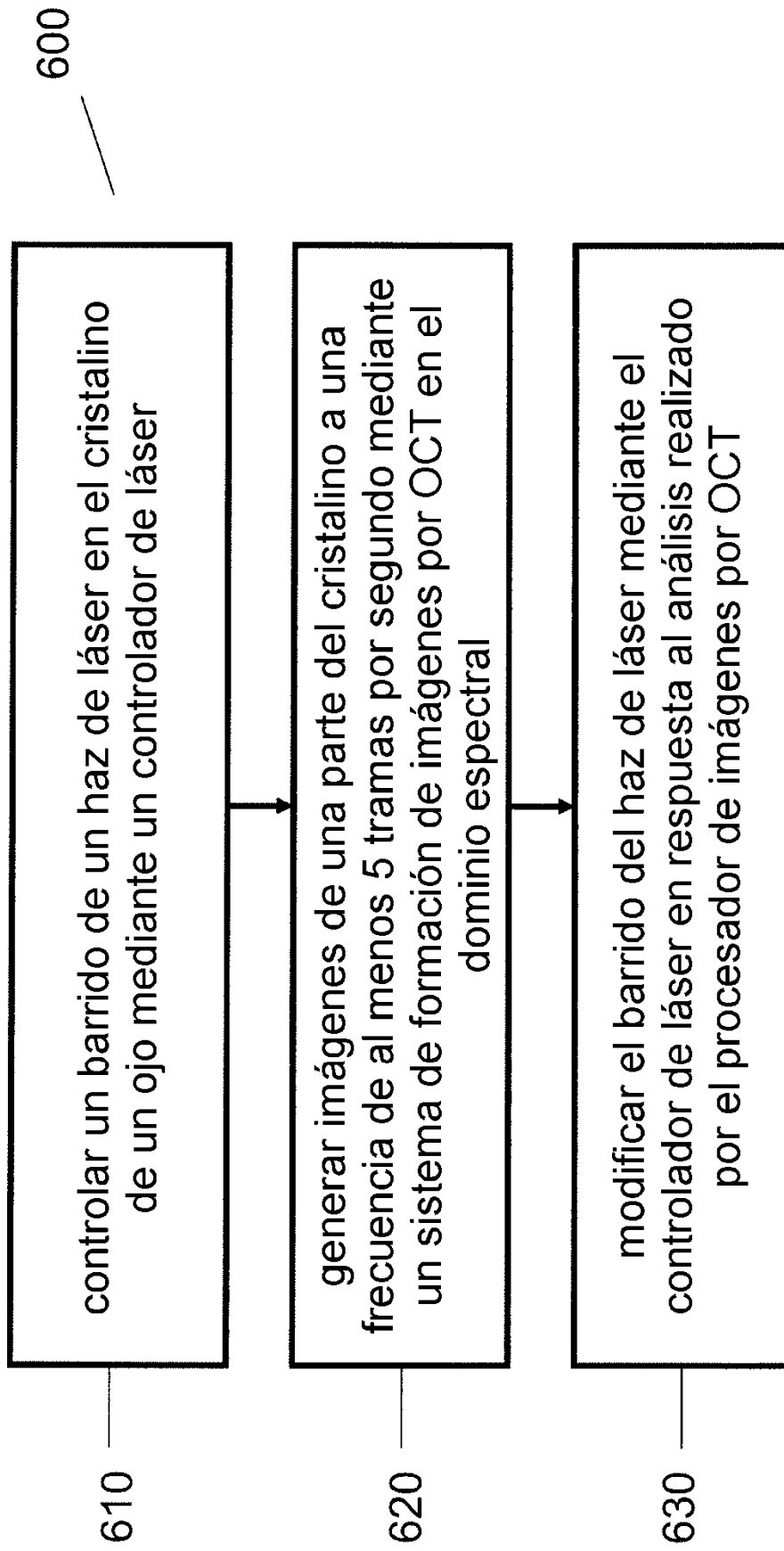


FIG. 9

**FIG. 10**

**FIG. 11**