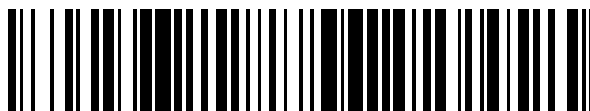


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 706 825**

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 15187394 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.10.2018** **EP 2997940**

54 Título: **Formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica intraquirúrgicas de procedimientos de cataratas**

30 Prioridad:

**19.12.2011 US 201113329529**

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

**01.04.2019**

73 Titular/es:

**ALCON LENSX, INC. (100.0%)**  
**1209 Orange Street**  
**Wilmington, DE 19801, US**

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 706 825 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 de tomografía de coherencia óptica intraquirúrgicas de procedimientos de cataratas

### Campo técnico

Este documento de patente se refiere a la utilización de sistemas de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica durante los procedimientos de cataratas. Con más detalle, este documento de patente se refiere a la formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral intraquirúrgicas de procedimientos de cataratas.

### Antecedentes

La cirugía de cataratas está experimentando una revolución. La precisión y velocidad de muchos aspectos de los procedimientos de cataratas han mejorado dramáticamente en los últimos años. Los sistemas de láser quirúrgico pulsado con pulsos láser de femtosegundo proporcionan funcionalidades de corte controladas con mucha precisión. Los sistemas ópticos avanzados proporcionan un control sin precedentes sobre la colocación y la orientación de los pulsos láser. Además, los sistemas de formación de imágenes proporcionan imágenes de alta calidad para ayudar a los cirujanos a planificar y ejecutar los procedimientos quirúrgicos de cataratas. Sin embargo, todavía hay mucho espacio para la mejora de los sistemas quirúrgicos de cataratas, especialmente en el área de formación de imágenes. Las referencias de la técnica anterior incluyen los documentos US2011/196350 y WO2010/075571.

### Resumen

Un área donde es posible y se requiere una mejora sustancial es proporcionar información de formación de imágenes más extensa y procesable para el cirujano de cataratas. Los sistemas más avanzados en la actualidad incluyen un sistema de formación de imágenes de 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 el procedimiento quirúrgico colocando marcas en la imagen de referencia mostrada para introducir puntos característicos o puntos finales de los diversos cortes y regiones a ser fotointerrumpidas o fototratadas. Una interfaz interactiva de un controlador láser puede detectar estas marcas y traducirlas en señales de control electrónico para guiar el rayo láser quirúrgico para formar los cortes correspondientes.

Para colocar la invención en contexto, se recuerda que un procedimiento de cataratas con un sistema de láser quirúrgico puede incluir las siguientes etapas. (1) En primer lugar, la lente se puede fotointerrumpir dentro de la bolsa capsular explorando con el rayo láser quirúrgico de acuerdo con un patrón de fotointerrupción. Dependiendo de la severidad de la catarata, el patrón de interrupción, el grado de interrupción y los resultados quirúrgicos deseados, este proceso se puede denominar como un corte, una fragmentación o una lisis. (2) En segundo lugar, se puede cortar una tapa o capuchón capsular en la bolsa capsular o la capa capsular anterior mediante una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior o una capsulotomía curvilínea continua. La tapa o capuchón capsular se forma de manera que cuando se retira, se abre un agujero en la bolsa capsular a través del cual el cirujano puede extraer o aspirar la lente fotointerrumpida de la bolsa capsular. (3) Se puede formar un corte de acceso próximo a la esclerótica, limbo o región de córnea periférica del ojo. A través de este acceso, se pueden insertar en el ojo dispositivos quirúrgicos, tales como unas pinzas o una punta de faco. (4) A continuación, la tapa o capuchón capsular se puede retirar mediante uno de los dispositivos quirúrgicos insertados para formar la abertura capsular mencionada anteriormente. (5) A menudo, el láser quirúrgico no interrumpe completamente la lente. En dichos casos, se puede insertar una punta de faco dentro de la bolsa capsular para completar la ruptura de la lente utilizando ultrasonido y cortando. (6) Posteriormente, los fragmentos de la lente se pueden retirar o aspirar a través de la abertura capsular. (7) Finalmente, se puede insertar una lente intraocular (LIO) para restaurar la visión en el ojo. El orden de las etapas (1) y (2) se puede invertir en algunos procedimientos.

Los procedimientos de cataratas se pueden complementar formando cortes adicionales, tales como incisiones relajantes del limbo o incisiones arqueadas en la córnea y varios cortes de acceso adicionales.

Sin embargo, una vez que la fotointerrupción del rayo láser quirúrgico comenzó a formar los cortes planeados, los sistemas de formación de imágenes actuales no generan imágenes adicionales que pudiesen proporcionar información procesable o retroalimentación para el cirujano de cataratas. Esto se debe principalmente al hecho de que, con los sistemas quirúrgicos modernos, los procedimientos quirúrgicos de cataratas pueden durar un tiempo bastante corto, tal como 10-20 segundos para una capsulotomía o 30-40 segundos para una fotointerrupción de la lente. Los sistemas de formación de imágenes existentes no pueden obtener imágenes de la región fotointerrumpida con una resolución suficiente en un tiempo quirúrgico tan corto. Aún menos son capaces de analizar la imagen de la región fotointerrumpida para proporcionar retroalimentación procesable, o de modificar de forma activa el procedimiento quirúrgico en curso. Dichas funcionalidades requerirían un rendimiento de formación de imágenes más rápido y sistemas electrónicos o de formación de imágenes adicionales o diferentes.

Si bien es difícil formar imágenes y analizar las regiones afectadas durante los cortos tiempos quirúrgicos, una retroalimentación basada en dicha formación de imágenes o análisis sería altamente deseable tanto para mejorar la

precisión del procedimiento quirúrgico como para resolver las complicaciones quirúrgicas inesperadas. Por ejemplo, una capsulotomía no puede cortar toda la bolsa capsular en algunas partes de la línea de corte circular, por lo que la tapa o capuchón circular permanece unido al resto de la cápsula en estas "tiras". Cuando, posteriormente, el cirujano intenta retirar la tapa circular con unas pinzas, la bolsa capsular se puede desgarrar en las tiras, conduciendo a bordes irregulares o desgarros importantes. Si el cirujano hubiese recibido una imagen de la capsulotomía incompleta a tiempo, podría haber optado por volver a explorar el círculo de la capsulotomía con el láser para cortar las tiras en lugar de comenzar la retirada de la tapa parcialmente no separada.

En otros casos, cuando se realiza la fotointerrupción de la lente, el láser quirúrgico puede explorar demasiado cerca de la capa capsular posterior, posiblemente perforándola. Una punción de este tipo puede requerir un procedimiento complejo de vitrectomía de emergencia, lo que eleva considerablemente el riesgo de todo el procedimiento de cataratas. De nuevo, si el cirujano hubiese recibido una retroalimentación de formación de imágenes de manera oportuna, podría haber modificado el patrón de exploración para guiar el rayo láser quirúrgico alejado de la capa capsular posterior, evitando la vitrectomía.

En todavía otros casos, el sistema de láser quirúrgico puede estar mal calibrado: el controlador del láser puede haber calculado mal la ubicación de los pulsos láser por una variedad de razones, incluidas las aberraciones ópticas, los problemas de tolerancias de fabricación del láser, una caracterización errónea de las propiedades refractivas de la lente, un error de diagnóstico preoperatorio, un movimiento o cambio de forma del ojo y la deformación térmica de los componentes. En un ejemplo, aunque el cirujano pueda haber colocado las marcas en una imagen de referencia para formar un corte quirúrgico, por ejemplo, a 100 micrones de la capa capsular posterior, la óptica de guiado puede haber dirigido los pulsos del láser quirúrgico a una ubicación a solo 50 micrones de la capa capsular posterior debido a la mala calibración, aumentando el riesgo y reduciendo la precisión y la seguridad del procedimiento de cataratas. Según se mencionó anteriormente, si se le hubiera proporcionado al cirujano una imagen del progreso de la cirugía, podría haber descubierto la mala calibración antes de que la fotointerrupción alcanzase la distancia peligrosamente cercana de 50 micrones de la capa capsular posterior.

En todavía otro ejemplo, la mala calibración se puede deber a que toda la lente 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, situada detrás de la lente a lo largo de la trayectoria del rayo óptico. La presión puede cambiar por diversas razones después de que se haya tomado la imagen de referencia tales como, por ejemplo, debido a la presión ejercida por la interfaz del paciente. Además, como el ojo es 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 durante un período prolongado, tal según segundos o decenas de segundos después de que la interfaz del paciente se acople al ojo.

En todavía otro ejemplo, la mala calibración puede ser provocada por el cambio de curvatura de la lente debido a la acomodación. La acomodación puede ser provocada por el paciente antes y durante el procedimiento. Los cirujanos normalmente administran medicamentos para detener o suprimir la acomodación, en efecto dilatando la pupila. Sin embargo, estos medicamentos tienen diferentes efectos en diferentes pacientes e incluso estos diferentes efectos siguen diferentes líneas de tiempo. Nuevamente, en los dos últimos ejemplos, como antes, si el cirujano hubiese recibido imágenes actualizadas u oportunas durante el procedimiento, podría haber reconocido la mala calibración y haber tomado medidas preventivas o correctivas.

Una característica común de estas y muchas otras posibles complicaciones quirúrgicas es que se vuelven detectables solo después de que se haya iniciado la fotointerrupción del tejido objetivo. Sin embargo, según se describió anteriormente, formar una imagen en un tiempo de formación de imágenes más corto que un tiempo quirúrgico de 10, 20, 40 o 60 segundos puede ser un gran reto para los sistemas de formación de imágenes actuales, especialmente si se necesita una imagen de alta resolución para proporcionar información de formación de imágenes procesable. Y puede ser un reto prohibitivo para los sistemas existentes sumado a analizar la imagen para mostrar una retroalimentación o una acción correctiva sugerida, o para modificar de forma activa la exploración del rayo láser quirúrgico fotointerruptor.

El presente documento de patente describe formas de realización de sistemas quirúrgicos de cataratas con sistemas de formación de imágenes avanzados que se configuran para obtener imágenes y en algunas implementaciones para analizar las regiones fotointerrumpidas por el rayo láser quirúrgico en un tiempo de formación de imágenes más corto que los tiempos quirúrgicos típicos. Estas formas de realización, por lo tanto, permiten la modificación del procedimiento quirúrgico de cataratas en tiempo real, tanto por parte del cirujano como por el propio sistema quirúrgico, prometiendo una mejora cualitativa de la eficacia y seguridad de la cirugía moderna de cataratas.

En particular, en una forma de realización, un sistema quirúrgico de cataratas puede incluir una fuente láser, configurada para generar un primer conjunto de pulsos láser; una óptica de guiado, acoplada a la fuente láser, configurada para guiar el primer conjunto de pulsos láser a una región de catarata objetivo en un ojo; un controlador láser, configurado para generar una representación electrónica de un patrón de exploración objetivo y para controlar la óptica de guiado para explorar el primer conjunto de pulsos láser de acuerdo con una parte del patrón de exploración objetivo para crear una primera región fotointerrumpida en la región de catarata objetivo; y un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral (SD-OCT), configurado para

generar una imagen de una parte de la primera región fotointerrumpida; en donde el controlador láser se configura para generar una representación electrónica de un patrón de exploración modificado en relación con la imagen generada por el sistema de formación de imágenes SD-OCT, y para controlar la óptica de guiado para explorar un segundo conjunto de pulsos láser de acuerdo con el patrón de exploración modificado para crear una segunda región fotointerrumpida. En algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes puede ser un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT).

En algunas formas de realización, un sistema quirúrgico de cataratas puede incluir un sistema de láser quirúrgico, configurado para generar un rayo láser quirúrgico y para guiar el rayo láser quirúrgico generado dentro de una región de catarata objetivo; un controlador láser, configurado para explorar el rayo láser quirúrgico en la región de catarata objetivo para crear una región fotointerrumpida; un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral (SD-OCT), configurado para generar una imagen de la región fotointerrumpida para un operador del sistema en un tiempo quirúrgico después de que la exploración del rayo láser quirúrgico se haya iniciado; en donde el controlador láser se configura para detener o suspender la exploración del rayo láser quirúrgico en respuesta a la recepción de una señal de control de detención 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 exploración objetivo para una lente de un ojo mediante un controlador láser; generando y explorando un rayo láser en la lente del ojo de acuerdo con el patrón de exploración objetivo mediante un sistema de láser quirúrgico, creando un corte en la lente; generando una imagen de una parte del ojo y el corte con un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral después de que la exploración del rayo láser quirúrgico se haya iniciado; generar una representación electrónica de un patrón de exploración modificado mediante el controlador láser en relación con la imagen generada; y generar y explorar el rayo láser en la lente del ojo de acuerdo con el patrón de exploración 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 exploración de un rayo láser en una lente de un ojo mediante un controlador láser; generar imágenes de una parte de la lente a una velocidad de al menos 5 fotogramas por segundo mediante un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral; y modificar la exploración del rayo láser mediante el controlador láser en respuesta a un análisis de las imágenes generadas.

### Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1A ilustra una forma de realización de un sistema de láser quirúrgico de cataratas.

La FIG. 1B ilustra una fotointerrupción asistida por imágenes en una región objetivo de la lente.

Las FIG. 1C-D ilustran formas de realización de un sistema de láser quirúrgico de cataratas.

Las FIG. 2A-C ilustran la formación de una primera y una segunda región fotointerrumpidas modificadas.

Las FIG. 3A-E ilustran la modificación de los patrones de exploración después de que se haya detectado un subproducto quirúrgico.

Las FIG. 4A-B ilustran la modificación del patrón de exploración después de que se haya detectado un subproducto quirúrgico.

Las FIG. 4C-D ilustran la modificación del patrón de exploración de la capsulotomía después de que la cápsula de la lente se haya dilatado.

Las FIG. 5A-D ilustran una nueva exploración de una capsulotomía ineficiente.

La FIG. 6 ilustra una forma de realización de un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral.

La FIG. 7 ilustra una forma de realización de un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral con una placa de entrada-salida dedicada.

La FIG. 8 ilustra una placa de entrada-salida dedicada.

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

La FIG. 10 ilustra un método quirúrgico de cataratas asistido por imágenes.

La FIG. 11 ilustra un método quirúrgico de cataratas asistido por imágenes.

## Descripción detallada

Las implementaciones y formas de realización en este documento de patente describen sistemas quirúrgicos de cataratas que generan retroalimentación de imágenes oportuna para ayudar al cirujano a ajustar el procedimiento quirúrgico en función de la retroalimentación o para determinar y llevar a cabo dicho ajuste por sí mismos.

La FIG. 1A ilustra un sistema quirúrgico de cataratas 100, que incluye una fuente láser 110 para generar un rayo láser de un primer conjunto de pulsos láser. Estos pulsos láser pueden tener una duración o longitud de pulso en el rango de 1-1.000 femtosegundos o 1-1.000 picosegundos. La energía y la potencia del rayo láser se pueden seleccionar para lograr una fotointerrupción bien controlada en la región objetivo seleccionada de manera eficiente sin causar daño en otros tejidos oftálmicos, tal como en la retina fotosensible. El sistema quirúrgico de cataratas 100 también puede incluir una óptica de guiado 120, acoplada a la fuente láser 110 para guiar el primer conjunto de pulsos láser a través de una córnea 3 y una cámara anterior 4 hasta una lente 5 de un ojo 1. La lente 5 está envuelta por una bolsa o capa capsular 6. La óptica de guiado 120 se puede configurar para guiar el rayo láser dentro de una región objetivo de cataratas a través de un objetivo 122 y una unidad de acoplamiento o interfaz del paciente (PI) 124 que se puede acoplar al ojo 1 e inmovilizarlo con respecto al sistema quirúrgico de cataratas 100 utilizando succión por vacío. En algunas formas de realización, puede que no haya una conexión directa o de inmovilización entre el objetivo 122 y el ojo 1. Estas formas de realización pueden emplear, en cambio, rastreadores oculares para correlacionar el proceso de formación de imágenes con posibles movimientos del ojo, por ejemplo.

La región objetivo de cataratas se puede ubicar en un segmento anterior del ojo 1 que incluye la córnea 3, la cámara anterior 4, la lente 5 y la bolsa capsular 6 del ojo 1. La región objetivo de cataratas puede ser, por ejemplo, un círculo, un cilindro o un cilindro inclinado en una capa capsular o bolsa capsular anterior de la lente 5 cuando se realiza una capsulotomía. La región objetivo de cataratas también puede ser una fracción de gran volumen de la lente 5 para lograr una fotointerrupción, un corte o una lisis de la lente 5 o al menos de su núcleo. La región objetivo de cataratas también puede estar en la córnea 3, tal como un corte de acceso para crear un puerto para la inserción de dispositivos quirúrgicos para cataratas. En procedimientos más completos de cataratas, tales como en la cirugía refractiva de cataratas, también se pueden formar incisiones o cortes limbares relajantes adicionales (LRI) o incisiones arqueadas.

La capsulotomía puede tener un diámetro en el rango de 3-6 mm, según lo dictado por el diseño de la lente intraocular, o LIO, a insertar dentro de la cápsula de la lente preservada a una profundidad  $z$  en el rango de 2-4 mm, donde la profundidad  $z$  se mide a lo largo de un eje óptico del sistema quirúrgico de cataratas 100, utilizando una superficie de contacto de la córnea 3 y el PI 124 como un nivel de referencia cero para la profundidad  $z$ . La región objetivo de una fotointerrupción de la lente se puede extender desde 2 a 4 mm de profundidad  $z$  hasta 7 a 10 mm de profundidad  $z$ , con un diámetro de 4 a 8 mm. Finalmente, los cortes LRI de córnea, arqueados y de acceso se pueden formar en la profundidad  $z$  de 0-2 mm en el diámetro grande de 6-14 mm para minimizar o evitar por completo el impacto directo en el campo de visión. Estos rangos numéricos muestran que los desafíos de los procedimientos de cataratas superan considerablemente los de los procedimientos puramente de córnea, tales como el LASIK, o los procedimientos de retina. Tanto los procedimientos de córnea/LASIK como los de retina se realizan en un rango de profundidad  $z$  mucho más estrecho y en un volumen quirúrgico general mucho más pequeño que los procedimientos de cataratas. Los procedimientos de córnea suelen estar restringidos a rangos de profundidad  $z$  de 0,1-0,5 mm, ya que el grosor de la córnea rara vez excede de 1 mm y la fotointerrupción no suele atravesar toda la córnea para mantener intacta la cámara anterior. Los diámetros típicos de los cortes de córnea pueden estar en el rango de 2-3 mm. Mientras que los procedimientos de retina se realizan en profundidad en el segmento posterior del ojo 1 a una gran profundidad  $z$ , el rango de profundidades  $z$  donde se forman los cortes suele ser inferior a 2 mm, el grosor total de las capas de retina de interés.

En contraste, los procedimientos de cataratas normalmente suponen la fotointerrupción en la mayoría o en todas las regiones objetivo de cataratas descritas anteriormente, tanto en la córnea 3 como en la lente 5. Por lo tanto, los procedimientos de cataratas pueden involucrar cortes en un rango de profundidad  $z$  de 4 mm o mayor, a veces 6 mm o mayor. Estos rangos de profundidad  $z$  de catarata son considerablemente más grandes que los rangos de profundidad  $z$  descritos anteriormente de los procedimientos de córnea o retina. Además, el diámetro de los cortes relacionados con la catarata también excede considerablemente al de los cortes de córnea. Por lo tanto, la formación de cortes de cataratas plantea desafíos considerablemente más difíciles para el diseño de un sistema quirúrgico de cataratas, que incluye su sistema de formación de imágenes, que plantea la formación de cortes de córnea para el diseño de un sistema LASIK, o plantea la formación de cortes de retina para el diseño de un sistema quirúrgico de retina.

El sistema quirúrgico de cataratas 100 también puede incluir un controlador láser 130 para generar una representación electrónica de un patrón de exploración objetivo y para controlar la óptica de guiado 120 para explorar el primer conjunto de pulsos láser de acuerdo con una parte del patrón de exploración objetivo para crear una primera región fotointerrumpida en la región objetivo de cataratas.

Según se describió anteriormente, la región objetivo de cataratas puede estar en la proximidad de una capa capsular anterior y el patrón de exploración objetivo puede ser un conjunto de puntos objetivo en un círculo o un cilindro en la

capa capsular anterior de la lente 5 para una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior o una capsulotomía curvilínea.

O bien, la región objetivo de cataratas puede ser una parte de la lente 5 y el patrón de exploración objetivo puede ser un conjunto de puntos objetivo en planos de corte radiales, cilindros, un patrón en espiral o un patrón de malla para inducir la fotointerrupción de la propia lente 5. Los puntos del patrón de exploración objetivo se pueden definir, por ejemplo, por sus coordenadas (x, y, z) o radiales. Estas coordenadas se pueden representar electrónicamente en un procesador, en función de los ejecutables almacenados en una memoria correspondiente del controlador láser 130.

El sistema quirúrgico de cataratas también puede incluir un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral (SD-OCT) 200 para generar una imagen de una parte de la primera región fotointerrumpida, creada mediante la exploración del rayo láser quirúrgico. El sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se puede configurar para acoplar un rayo de formación de imágenes dentro de la óptica de guiado 120 para que sea guiado dentro del ojo 1 y para recibir un rayo de formación de imágenes devuelto por la óptica de guiado 120. El sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se puede configurar para generar la imagen o las imágenes de la primera región fotointerrumpida durante la cirugía para proporcionar retroalimentación oportuna o procesable para el cirujano o para el controlador láser 130, según se describe a continuación en detalle.

La FIG. 1B ilustra una operación del sistema quirúrgico de cataratas 100. En este ejemplo, el controlador láser 130 puede generar la representación electrónica de un patrón de exploración objetivo 302 en la región objetivo de cataratas, un arco cercano a la capa capsular posterior. La óptica de guiado 120 puede enfocar y explorar el primer conjunto de pulsos láser de un rayo láser quirúrgico 304, generado mediante la fuente láser 110, a través de los puntos del patrón de exploración objetivo 302 para crear una primera región fotointerrumpida 306. La primera región fotointerrumpida 306 en este ejemplo puede consistir en un conjunto de burbujas o burbujas de cavitación, formadas en los puntos del patrón de exploración objetivo 302. Una vez iniciada la fotointerrupción, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede explorar un rayo de formación de imágenes 308 a través de la región objetivo de cataratas para generar una imagen de la primera región fotointerrumpida 306. En algunas implementaciones, el rayo de formación de imágenes 308 y el rayo láser quirúrgico 304 se pueden explorar o guiar mediante la misma óptica de guiado 120 compartida. En otras implementaciones, solo parte de la vía óptica se puede compartir y el rayo de formación de imágenes 308 se puede explorar parcialmente mediante una óptica de guiado de imágenes no compartida adicional. Todos estos diseños son formas de realización de la óptica de guiado 120.

Si la imagen generada por el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 indica que el procedimiento avanza según lo planeado, tal que las burbujas fotointerrumpidas 306 se forman de acuerdo con el patrón de exploración objetivo 302 y sin consecuencias no deseadas, el controlador láser 130 puede continuar explorando el rayo láser quirúrgico 304 a lo largo del patrón de exploración objetivo 302 original. Sin embargo, si la imagen indica que existe una desviación con respecto al procedimiento planificado, el controlador láser 130 puede responder generando una representación electrónica de un patrón de exploración modificado y controla la óptica de guiado 120 para explorar un segundo conjunto de pulsos láser de acuerdo con el patrón de exploración modificado para crear una segunda región fotointerrumpida, según será ilustrado en las siguientes figuras.

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

La FIG. 1A ilustra que, en algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede incluir un procesador de imágenes OCT 201 que puede analizar la imagen generada después del inicio de la fotointerrupción. En algunas formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 puede mostrar los resultados del análisis al cirujano para proporcionar una retroalimentación oportuna y procesable durante la cirugía, de manera que el cirujano pueda introducir un patrón de exploración modificado dentro del controlador láser 130. En el ejemplo de la FIG. 1B, el procesador de imágenes OCT 201 se puede configurar para medir la distancia de la primera región fotointerrumpida 306 desde la capa capsular posterior y si la distancia llega a ser menor que un margen de seguridad predeterminado, entonces se muestran señales de advertencia al cirujano.

En algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se puede acoplar al controlador láser 130, como en la FIG. 1A, o el procesador de imágenes OCT 201 puede ser una unidad autónoma, acoplada directamente al sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 y al controlador láser 130, como en la FIG. 1C. En estas formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 puede generar señales de control en relación con la imagen de la primera región fotointerrumpida 306 y puede aplicar las señales de control generadas al controlador láser 130 para hacer que el controlador láser 130 genere la representación electrónica del patrón de exploración modificado. El procesador de imágenes OCT 201 se puede integrar total o parcialmente dentro del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 como en la FIG. 1A.

La FIG. 1D ilustra que, en algunas formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 también se puede superponer o incluso integrar con el controlador láser 130. Las formas de realización de las FIG. 1A, 1C y 1D ilustran que las funciones relacionadas con el software de procesamiento de la imagen OCT y generación del patrón de exploración modificado se pueden ejecutar parcial o totalmente mediante un procesador multipropósito que se puede alojar tanto en el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 como en el controlador láser 130, o en un bloque que integre ambos, o puede ser un bloque autónomo, diferente de ambos.

Según se mencionó anteriormente, el rango 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 SD-OCT 200, en esencia, mucho más complejo que el empleado en los sistemas de córnea y de retina. Por consiguiente, en algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se puede configurar para tener un rango  $L_{\max}$  de formación de imágenes o profundidad  $z$  mayor que 4 mm, tal como en el rango de 4-20 mm. En otras formas de realización, el rango  $L_{\max}$  de formación de imágenes o profundidad  $z$  puede ser mayor de 6 mm, tal como en el rango de 6-10 mm.

$L_{\max}$ , el rango de formación de imágenes o profundidad  $z$  del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede depender de la longitud de onda  $\lambda$  del rayo láser de formación imágenes 308, la resolución de longitud de onda  $\delta\lambda$ , la frecuencia Nyquist  $N_f$ , la distancia focal  $f$  y la pupila  $d$  del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200, según se describe a continuación en detalle. Por consiguiente, las formas de realización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se puede diseñar con parámetros  $\lambda$ ,  $\delta\lambda$ ,  $N_f$ ,  $f$  y  $d$  tales que el intervalo de formación de imágenes o de profundidad  $z$  sea mayor de 4 mm, o en algunas formas de realización mayor de 6 mm.

La dificultad de extender el rango de profundidad de formación de imágenes de un sistema de 1-2 mm a 4 mm o más también se puede apreciar en el hecho de que algunos sistemas existentes que requieren rangos de formación de imágenes de más de 2 mm logran esto sin involucrar ópticas más avanzadas ya que eso habría sido prohibitivamente difícil. En su lugar, estos sistemas emplean un sistema de formación de imágenes convencional con un rango de formación de imágenes de menos de 2 mm y aumentan el rango de formación de imágenes de este sistema convencional tomando varias imágenes a profundidades  $z$  adyacentes separadas por unos 2 mm y generan una imagen única con el rango más amplio integrando las imágenes en profundidad adyacente utilizando un complejo circuito de procesamiento y reconocimiento de imágenes. Dichos sistemas pueden ser complejos electrónicamente y la integración de la imagen reduce considerablemente la velocidad de su rendimiento. Para evitar la considerable disminución del rendimiento de formación de imágenes y la necesidad de componentes electrónicos complejos, las implementaciones del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 alcanzan un rango de profundidad de formación de imágenes de más de 4 o 6 mm sin integrar dos o más imágenes.

Para mayor claridad, se observa que es costumbre distinguir entre dos tipos de exploraciones de imágenes: exploraciones A y exploraciones B. Una exploración A se refiere a una imagen del objetivo en un rango de profundidades  $z$  correspondientes a una sola coordenada transversal  $(x, y)$ , en el fotograma de referencia cuyo eje  $z$  está alineado con un eje óptico de la óptica de guiado 120. Se puede obtener una exploración A dirigiendo un rayo de formación de imágenes de un sistema de formación de imágenes a un único punto  $(x, y)$  del objetivo y recopilando la información de formación de imágenes correspondiente a diferentes profundidades  $z$ .

Algunos sistemas de formación de imágenes generan una exploración A al explorar el rango de profundidad de formación de imágenes  $z$  y graban los datos de imagen para diferentes profundidades  $z$  secuencialmente. Sin embargo, aunque los sistemas de formación de imágenes SD-OCT, según se explica a continuación, recopilan los datos de la imagen para diferentes profundidades  $z$  simultáneamente, es decir, sin explorar en la dirección  $z$ , sin embargo, a menudo se hace referencia a sus imágenes como exploraciones A.

Una exploración B se refiere a un conjunto de exploraciones A que corresponden a un conjunto o línea de puntos  $(x, y)$ , que se recopilan a medida que el rayo de formación de imágenes se explora a lo largo de una línea transversal o en un patrón de exploración transversal. Una exploración B típica con resolución regular  $(x, y)$  puede incluir 500-2.000 exploraciones A. Una exploración B con alta resolución  $(x, y)$  puede incluir 1.000-3.000 exploraciones A. Las exploraciones B de resolución particularmente alta  $(x, y)$  pueden incluir 2.000-5.000 o 2.000-16.000 exploraciones A. Normalmente, la exploración B puede incluir estas exploraciones A integradas dentro de una imagen en sección transversal, circular o cilíndrica del objetivo. Como tal, una exploración B puede proporcionar una información de formación de imágenes de retroalimentación para el cirujano considerablemente más detallada y, por lo tanto, considerablemente más procesable que una exploración A individual. Por consiguiente, en las formas de realización del sistema quirúrgico de cataratas 100, una imagen de la primera región fotointerrumpida y la segunda región fotointerrumpida se puede referir a una exploración B que puede incluir 500-2.000, 1.000-3.000, 2.000-5.000, o 2.000-16.000 exploraciones A.

Los sistemas de formación de imágenes OCT se pueden clasificar en dos clases: dominio del tiempo o sistemas de formación de imágenes TD-OCT, y dominio espectral o sistemas de formación de imágenes SD-OCT. Los sistemas de formación de imágenes TD-OCT utilizan un rayo de luz de formación de imágenes con un ancho de banda adecuado para definir longitudes de pulso cortas y recopilar la información de formación de imágenes de diferentes profundidades  $z$  secuencialmente, en esencia, explorando a lo largo del eje  $z$ . En contraste, los sistemas de formación de imágenes SD-OCT utilizan un rayo de luz de formación de imágenes con un ancho de banda donde los

diferentes componentes espectrales de la longitud de onda capturan y transportan información de formación de imágenes que representa diferente profundidad z en paralelo, al mismo tiempo. Esto permite que los sistemas de formación de imágenes SD-OCT recopilen 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 SD-OCT en un factor de 10-1.000 en relación con los sistemas de formación de imágenes TD-OCT. Este rendimiento más rápido de los sistemas de formación de imágenes SD-OCT se puede utilizar en varias formas de realización, según 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 SD-OCT 200 que pueden generar una imagen de exploración B después de que la fotointerrupción comience en un tiempo de formación de imágenes menor que un tiempo quirúrgico. El tiempo de formación de imágenes puede ser inferior a 1 segundo, tal como en el rango de 0,1 ms-1 s. En algunas formas de realización, el tiempo de formación de imágenes puede ser inferior a 0,1 segundos, tal como en el intervalo de 1 ms-0,1 s. Estos cortos tiempos de formación de imágenes significan que el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede generar imágenes que pueden proporcionar retroalimentación oportuna y, por lo tanto, útil acerca del progreso del procedimiento de cataratas para el cirujano, de manera que el cirujano pueda modificar el procedimiento quirúrgico en respuesta a la retroalimentación. Esta modificación puede incluir la introducción de un patrón de exploración del objetivo modificado.

El siguiente nivel de utilidad es ofrecido por algunas formas de realización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 que puede proporcionar imágenes de retroalimentación no sólo una vez, sino de forma repetida durante la cirugía de cataratas. Dichos sistemas pueden proporcionar retroalimentación valiosa y oportuna sobre el desarrollo, la ubicación y el crecimiento de la primera región fotointerrumpida 306, ofreciendo por lo tanto una mejora cualitativa en la precisión, el rendimiento y la seguridad del sistema quirúrgico de cataratas 100.

Algunas formas de realización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 pueden ofrecer mejoras más cualitativas. Pueden proporcionar no solo unas pocas imágenes actualizadas durante la cirugía de cataratas, sino una imagen esencialmente en vivo del progreso del procedimiento. Una retroalimentación esencialmente en vivo puede suministrar información valiosa, oportuna y procesable para que el cirujano supervise el progreso de la cirugía, mejore la precisión quirúrgica, detecte resultados indeseables y reaccione a ellos en tiempo real.

Una velocidad de refresco de imágenes de vídeo en vivo utilizada a menudo es aproximadamente 24 fotogramas/segundo. Por lo tanto, los sistemas de formación de imágenes que pueden proporcionar imágenes con una velocidad de refresco o velocidad de fotogramas de 20 a 25 fotogramas/segundo o mayor pueden proporcionar imágenes que parecerán esencialmente en vivo para el cirujano. Mientras que los sistemas con una velocidad de fotogramas o una velocidad de refresco considerablemente inferior a 20-25 fotogramas/segundo pueden ser percibidos no como imágenes de video en vivo, sino como imágenes entrecortadas y a saltos, posiblemente incluso distrayendo al cirujano del procedimiento de cataratas.

En este contexto, puesto que los sistemas de formación de imágenes TD-OCT adquieren información de formación de imágenes en profundidad z de forma secuencial, solo pueden ser capaces de generar exploraciones B de baja resolución con una velocidad de refresco de sólo uno o unos pocos fotogramas por segundo. Los sistemas de formación de imágenes TD-OCT de los que se espera que proporcionen imágenes con una resolución más alta se pueden ver obligados a explorar y refrescar las imágenes con una velocidad incluso más baja, muy por debajo de un fotograma/segundo. Dichas imágenes de retroalimentación claramente más lentas que en vivo parecen entrecortadas para el cirujano e incluso pueden ser una distracción. Además, la velocidad de exploración lenta y la velocidad de refresco lenta resultantes pueden hacer que algunos sistemas de formación de imágenes TD-OCT muestren artefactos, tales como escalones o saltos discontinuos en la imagen de una capa que en realidad es continua.

En contraste, los sistemas SD-OCT recopilan los datos de imagen en un punto (x, y) de todas las profundidades z simultáneamente, en paralelo. Estas imágenes a veces aún se llaman exploraciones A, aunque no se trate de una exploración z secuencial. Debido a la naturaleza paralela o simultánea de la recopilación de datos de imágenes de diferentes profundidades, las formas de realización del sistema SD-OCT 200 pueden adquirir las exploraciones A 10-1.000 veces más rápido que los sistemas de formación de imágenes TD-OCT, según se describió anteriormente. En particular, los sistemas de formación de imágenes SD-OCT 200 de calidad pueden adquirir 10.000-100.000 exploraciones A por segundo, o equivalentemente, pueden tener una velocidad de adquisición de exploraciones A de 10-100 kHz. Los sistemas de formación de imágenes de alta calidad SQ-OCT 200 pueden tener una velocidad de adquisición de exploraciones A de 30-300 kHz, y los sistemas de formación de imágenes SD-OCT 200 con una calidad particularmente alta pueden tener una velocidad de adquisición de exploraciones A de 100 kHz a 1.000 kHz, superando con creces la velocidad de adquisición de exploraciones A que se puede lograr con los sistemas de formación de imágenes TD-OCT.

Es evidente que la velocidad de adquisición de exploraciones A o el número de exploraciones A/s, es aproximadamente igual a la cantidad de exploraciones A/ exploraciones B multiplicado por el número de imágenes/s, la velocidad de refresco de imágenes. Por ejemplo, a la velocidad de adquisición de exploraciones A de calidad de 10.000-100.000 exploraciones A/s, o 10-100 kHz, las imágenes con la resolución (x, y) regular de 500-2.000



exploraciones A/exploraciones B se pueden capturar a velocidades de refresco de imágenes en el rango de 5 a 200 fotogramas/s que incluye el rango de velocidad de refresco a 20 a 200 fotogramas/s. En otro ejemplo, con la velocidad de adquisición de exploraciones A de alta calidad de 30-300 kHz, las imágenes con la alta resolución (x, y) de 1.000-3.000 exploraciones A/exploraciones B se pueden capturar con velocidades de refresco de imágenes en el

5 rango de 10-300 fotogramas/s, que incluye el rango de 25-300 fotogramas/s. Finalmente, con el rango de adquisición de exploraciones A de alta calidad de 100-1.000 kHz, se pueden generar imágenes con la resolución particularmente alta (x, y) de 2.000-5.000 exploraciones A/exploraciones B con frecuencias de actualización de imágenes en el rango de 25-500 fotogramas/s.

Estos ejemplos muestran que las formas de realización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 con diversos emparejamientos de la calidad de la velocidad de adquisición exploraciones A y las relaciones de resolución de exploraciones A/exploraciones B pueden proporcionar frecuencias de actualización de imágenes que están claramente por encima de la velocidad de video en vivo umbral de 20 fotogramas/s y por lo tanto ofrece ventajas cualitativas sobre los sistemas de formación de imágenes TD-OCT.

Se debe observar que las formas de realización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se pueden operar a velocidades de refresco de imágenes inferiores a la velocidad de vídeo en vivo, por lo general cuando se opera con una resolución particularmente alta y una calidad de velocidad de adquisición de exploraciones A regular. Dichas formas de realización se pueden utilizar cuando el operador del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 solicita la configuración de resolución particularmente alta por razones médicas, renunciando voluntariamente a la capacidad de velocidad de video en vivo del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200.

La cantidad total de datos de imagen se puede capturar de otras maneras también. Los parámetros de diseño específicos del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200, tales como la longitud total de su matriz de sensores, controlan la distancia z direccional de los puntos resueltos, la resolución z. Esta resolución z puede ser, por ejemplo, una distancia z direccional de 5 micras entre los puntos de datos, que se traduce a 1.000 puntos de profundidad z en un rango típico de  $L_{\text{máx}} = 5$  mm de profundidad z. En una forma de realización de resolución regular (x, y), donde una exploración B contiene 500-2.000 exploraciones A, a menudo separadas también por

25 aproximadamente 5 micras 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 ser capaces de capturar imágenes con una resolución de imagen de 1 a 3 millones, 2 a 5 millones, o incluso de 2 a 10 millones de puntos de imagen/fotograma, proporcionando aún las imágenes a una velocidad de video en vivo de 20-200, 25- 300 o 25-500 fotogramas/s o más rápido.

Debido a estas remarcablemente altas resoluciones (x, y), z- y de imagen, las formas de realización de los sistemas de formación de imágenes SD-OCT 200 pueden capturar y mostrar imágenes de visualización complejas, nítidas y ricas en detalles. Por ejemplo, las exploraciones B pueden incluir la exploración de la lente 5 a lo largo de varios círculos, rayos radiales, espirales y cuadrículas de exploración transversales o laterales bidimensionales (2D) en el plano (x, y). Estas imágenes detalladas permiten que el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 trace la forma real de la lente 5 en lugar de utilizar modelos y basarse en suposiciones sobre su geometría y forma.

Se observa aquí que la visualización de las imágenes OCT también lleva su tiempo. Por lo tanto, la velocidad de refresco de la visualización de imágenes, limitada por la velocidad del rendimiento electrónico de una unidad de visualización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200, podría ser menor que la velocidad de la unidad de adquisición de imágenes OCT. En este contexto, las velocidades de refresco citadas anteriormente caracterizan la velocidad de adquisición de imágenes con el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200, no la velocidad de visualización de la unidad de visualización que puede ser más lenta, según los factores de limitación electrónicos y de transferencia de datos.

Dado que las velocidades de formación de imágenes de los sistemas de formación de imágenes SD-OCT y TD-OCT están en lados opuestos de la velocidad de vídeo en vivo de 20-25 fotogramas/segundo, las formas de realización del sistema quirúrgico de cataratas que incluyen el sistema la formación de imágenes SD-OCT 200 pueden ser capaces de proporcionar información de retroalimentación en vivo de forma oportuna y sin problemas para el cirujano que esté libre de artefactos con movimiento, mientras que aquellas que utilizan los sistemas de formación de imágenes TD-OCT típicos no son capaces de proporcionar dicha retroalimentación en vivo sin problemas para el cirujano y son propensos a mostrar artefactos con movimiento.

Un factor final, que impacta el rendimiento a largo plazo de las formas de realización del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 es que los sistemas de formación de imágenes SD-OCT no tienen partes móviles y por lo tanto su fiabilidad y facilidad de mantenimiento es bastante satisfactoria. En contraste, los sistemas TD-OCT tienen partes que se mueven rápidamente, asociadas con el movimiento de un espejo de referencia en un brazo de referencia del aparato TD-OCT. Obviamente, la presencia de piezas móviles en los sistemas TD-OCT aumenta la posibilidad de un mal funcionamiento y una desalineación, lo que posiblemente disminuya su rendimiento general, exija un servicio de campo más frecuente y todavía afronte la mayor probabilidad de degradación del rendimiento a largo plazo.

En resumen, los sistemas de formación de imágenes SD-OCT son cualitativamente diferentes de los sistemas TD-OCT, especialmente para aplicaciones de cataratas, al menos por las siguientes razones. (1) Los sistemas de formación de imágenes SD-OCT se configuran para proporcionar imágenes en vivo o imágenes de retroalimentación a velocidades de refresco de 20-200, 20-300 o 20-500 fotogramas/s, útiles para procesos quirúrgicos de cataratas de alta precisión, mientras que los sistemas TD-OCT no. (2) Los sistemas de formación de imágenes SD-OCT pueden proporcionar imágenes a velocidades de video en vivo con una alta resolución (x, y) de 500-2.000, 1.000-3.000 o 2.000-5.000 exploraciones A/exploraciones B o superiores, mientras que los sistemas de formación de imágenes TD-OCT no pueden. (3) Los sistemas de formación de imágenes SD-OCT se pueden operar con una velocidad de adquisición de exploraciones A de calidad de 10-100 kHz, 30-300 kHz, o 100-1.000 kHz, mientras que el sistema TD-OCT no puede. (4) Los sistemas de formación de imágenes SD-OCT son muy adecuados para proporcionar imágenes ricas en detalles con alta resolución de imagen a velocidades de video en vivo, tales como con 0,5-2, 1-3 o 2-5 millones de puntos de imagen, mientras que el sistema TD-OCT no. (5) Los sistemas de formación de imágenes SD-OCT pueden proporcionar imágenes tan ricas en detalles que se puede formar una imagen general de la lente 5 sin utilizar un modelo de la lente 5, mientras que el sistema TD-OCT no puede. (6) Los sistemas de formación de imágenes SD-OCT generalmente no muestran artefactos con movimiento, mientras que los sistemas TD-OCT probablemente lo hagan. (7) Finalmente, los sistemas de formación de imágenes SD-OCT requieren un servicio y mantenimiento de campo poco frecuentes, tal como cada 6 o 9 meses, mientras que los sistemas de formación de imágenes TD-OCT con sus partes móviles normalmente requieren servicios y mantenimiento de campo con mucha más frecuencia.

Una ventaja del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 que proporciona una o más imágenes de retroalimentación o un video de retroalimentación de la región objetivo de cataratas en general y de la primera región fotointerrumpida 306, en particular, es que el cirujano puede reaccionar a la retroalimentación y modificar la cirugía generando un patrón de exploración modificado en respuesta a las imágenes o videos de retroalimentación proporcionados. El patrón de exploración modificado se puede generar de diferentes maneras después de que el controlador láser 130 haya generado la representación electrónica del patrón de exploración objetivo 302 original de acuerdo con una entrada inicial recibida de un operador del sistema.

En algunas formas de realización, el controlador láser 130 puede generar la representación electrónica del patrón de exploración objetivo modificado de acuerdo con una entrada de modificación también recibida del operador del sistema. En dichas formas de realización, la entrada de modificación se puede generar por el operador del sistema en respuesta al análisis de la imagen de la parte de la primera región fotointerrumpida 306. Por ejemplo, el cirujano puede estudiar la imagen de la primera región fotointerrumpida 306, descubrir la formación de una burbuja de gas indeseable que dispersaría excesivamente el rayo láser quirúrgico y provocar la generación de un patrón de exploración modificado que desvíe el rayo láser quirúrgico 304 de la burbuja de gas.

En otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede mostrar marcas de calibración para ayudar al cirujano o al operador del sistema a calibrar una ubicación de la primera región fotointerrumpida 306 en relación con el patrón de exploración objetivo 302. Dichas marcas de calibración se pueden asociar con puntos característicos de la imagen, tal como el vértice de la córnea 3 o la lente 5.

En todavía otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede incluir el procesador de imágenes OCT 201. El procesador de imágenes OCT 201 puede analizar la imagen de la primera región fotointerrumpida 306 y mostrar una retroalimentación para el operador del sistema. Por ejemplo, si el procesador de imágenes OCT 201 detecta una mala calibración, es decir, que la primera región fotointerrumpida 306 se forma a una distancia desde donde el patrón de exploración objetivo 302 hubiese requerido, puede enviar una señal de retroalimentación de mala calibración al cirujano, quien entonces puede decidir detener el procedimiento y recalibrar el sistema, o introducir un patrón de exploración modificado que compense la distancia de calibración incorrecta.

En todavía otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede tomar una imagen de referencia antes de que se genere el primer conjunto de pulsos del láser quirúrgico y una imagen de reacción después de que el primer conjunto de pulsos láser genere la primera región fotointerrumpida 306. El procesador de imágenes OCT 201 puede determinar las diferencias entre las dos imágenes y mostrar indicaciones de estas diferencias. Las diferencias determinadas y mostradas pueden permitir que el cirujano o el procesador de imágenes OCT 201 supervisen el progreso de la cirugía de cataratas, para rastrear las discrepancias con respecto al patrón de exploración objetivo 302, incluyendo la aparición de subproductos quirúrgicos no deseados, tales como burbujas de gas de manera oportuna y provocar la generación del patrón de exploración modificado en respuesta a la imagen y las diferencias mostradas.

Por último, en algunas formas de realización el procesador de imágenes OCT 201 puede desempeñar un papel más avanzado y activo. Por ejemplo, el procesador de imágenes OCT 201 puede analizar activamente la imagen de la primera región fotointerrumpida 306 y generar una señal de control para hacer que el controlador láser 130 genere la representación electrónica del patrón de exploración modificado sin esperar necesariamente una entrada de modificación del cirujano. Por ejemplo, si el procesador de imágenes OCT 201 descubre una situación de alto riesgo inminente, tal como cuando la primera región fotointerrumpida se forma demasiado cerca de la capa capsular

posterior, entonces puede detener el procedimiento de cataratas sin esperar el resultado de una interacción lenta y que consuma mucho tiempo con el cirujano.

Las cinco formas de realización anteriores se pueden combinar de varias maneras. Por ejemplo, tras determinar a partir de la imagen que una situación de alto riesgo es inminente, el procesador de imágenes OCT 201 puede mostrar una señal de retroalimentación al cirujano y preparar una señal de control para que el controlador láser 130 detenga el procedimiento. El procesador de imágenes OCT 201 puede entonces esperar una entrada de modificación del cirujano durante un tiempo predeterminado. En ausencia de una entrada de modificación de este tipo dentro del tiempo predeterminado, el procesador de imágenes OCT 201 puede proceder con una acción por sí solo para evitar la situación de alto riesgo inminente y enviar la señal de control al controlador láser 130 para detener el procedimiento sin esperar más una entrada del cirujano.

Las FIG. 2A-B ilustran el ejemplo particular del controlador láser 130 que planificó el patrón de exploración objetivo 302 en la región posterior de la lente 5. El sistema quirúrgico de cataratas 100 puede utilizar el rayo láser quirúrgico 304 de acuerdo con el patrón de exploración objetivo 302, creando la primera región fotointerrumpida 306. Sin embargo, la imagen posterior de la primera región fotointerrumpida 306 con el rayo láser de formación de imágenes 308 puede revelar que la primera región fotointerrumpida 306 se puede haber formado fuera de lugar por una desviación 310 de su patrón de exploración objetivo 302 deseado. La desviación 310 puede ser una desviación de una ubicación, una orientación o una forma de la primera región fotointerrumpida 306 en relación con el patrón de exploración objetivo 302. Esta mala colocación o mala calibración puede ocurrir por una variedad de razones: una entrada errónea del cirujano, una imprecisión de fabricación del proceso de producción de la óptica de guiado 120, una dilatación térmica de los componentes, un movimiento del paciente después de la formación de imágenes inicial, una deformación del ojo provocada por la presión de la interfaz del paciente 124, o una caracterización errónea de las propiedades refractivas del ojo 1 durante un proceso de diagnóstico preoperatorio, entre otros.

La FIG. 2B ilustra que, en algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede mostrar la imagen de retroalimentación del patrón de exploración objetivo 302 y la imagen de la primera región fotointerrumpida 306 sin un análisis. A partir de esta imagen de retroalimentación, el cirujano puede determinar visualmente la desviación 310 e introducir una entrada de modificación de compensación para hacer que el controlador láser 130 realice un patrón de exploración modificado 312. En otras formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede mostrar marcas de calibración para ayudar al análisis del cirujano.

En otras formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 puede determinar la desviación 310. A continuación, en algunas formas de realización el procesador de imágenes OCT 201 puede mostrar la desviación 310 determinada, así como la retroalimentación y la recomendación para el cirujano, tal como una magnitud y la dirección de un cambio del patrón de exploración sugeridas, o una señal de advertencia al cirujano. En estas formas de realización, el cirujano puede introducir una entrada de modificación en el controlador láser 130 para provocar la generación de un patrón de exploración modificado 312 con el objetivo de reducir la desviación 310 a la desviación reducida 310r. En todavía otras formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 puede indicar directamente al controlador láser 130 que genere la representación electrónica del patrón de exploración modificado 312 para reducir la desviación 310 determinada a la desviación reducida 310r, todo sin esperar una entrada de modificación del cirujano.

La FIG. 2B ilustra que la generación del patrón de exploración modificado 312 puede tener en cuenta la falta de calibración de la óptica de guiado 120 en cualquiera de las formas de realización anteriores. El patrón de exploración modificado 312 se puede desplazar del patrón de exploración objetivo 302 aproximadamente en la mala calibración de la óptica de guiado 120, de manera que cuando el rayo láser quirúrgico 304 forma una segunda región fotointerrumpida 314 fuera de lugar del patrón de exploración modificado 312 debido a la mala calibración de la óptica de guiado 120, la segunda región fotointerrumpida 314 termina cerca del patrón de exploración objetivo 302 originalmente previsto, reduciendo la desviación 310 a la desviación reducida 310r.

La FIG. 2C ilustra una forma de realización relacionada, donde el procesador de imágenes OCT 201 puede determinar si la primera región fotointerrumpida 306 se formó o extendió inadvertidamente en una región de riesgo 316. La primera región fotointerrumpida 306 que se formó en la región de riesgo 316 pone en riesgo la integridad de la capa de la cápsula posterior y puede romperla, perforando la cápsula 6 y necesitando un procedimiento de vitrectomía complejo. Esto elevaría considerablemente el riesgo del procedimiento de cataratas.

Para anticiparse a una ruptura de este tipo, en varias formas de realización el procesador de imágenes OCT 201 puede analizar la imagen o imágenes de retroalimentación, o esencialmente la formación de imágenes en vivo del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 para supervisar si se formó la primera región fotointerrumpida 306 demasiado cerca o en la capa de la cápsula posterior, en la región de riesgo 316. Si el procesador de imágenes OCT 201 detecta que la primera región fotointerrumpida 306 se ha formado en esta región de riesgo 316, entonces el procesador de imágenes OCT 201 puede: mostrar un comentario de advertencia para el cirujano, o puede generar una señal de control para que el controlador láser 130 provoque la generación del patrón de exploración modificado 312. En todas las formas de realización anteriores, el controlador láser 130 puede generar el patrón de exploración modificado 312 y dirigir el rayo láser quirúrgico 304 en consecuencia para formar la segunda región fotointerrumpida 314 fuera de la región de riesgo 316.

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

- 5 Las FIG. 3A-E ilustran una forma de realización en la que el patrón de exploración objetivo 302 es un patrón de corte. En algunos casos, el cirujano de cataratas puede optar por cortar la lente en 2, 4 o 6 partes para facilitar su extracción o succión a través de la capsulotomía.

- 10 Las FIG. 3A-B ilustran que, en la fase de diseño de la cirugía de cataratas, al recibir la información correspondiente del cirujano, el controlador láser 130 puede generar un patrón de exploración objetivo 302 que consta de puntos en dos planos de corte, formados en los planos (x, z) y (y, z), por ejemplo. En un procedimiento ideal de cataratas, cuando el primer conjunto de pulsos láser se aplica a este patrón de exploración objetivo 302, la primera región interrumpida 306 generada incluye cuatro planos de corte, cortando la lente en cuatro segmentos a lo largo de estos planos de corte.

- 15 Las FIG. 3C-D ilustran que, en casos no ideales, después de que el primer conjunto de pulsos láser del rayo láser quirúrgico 304 se haya dirigido a los puntos del patrón de exploración objetivo 302 y la primera región fotointerrumpida 306 haya comenzado a formarse, se puede formar también el subproducto quirúrgico no deseado 320. Este subproducto quirúrgico 320 puede ser un grupo de burbujas de fotointerrupción recién formadas que se fusionan en una sola burbuja grande que puede dispersar o redirigir los pulsos láser posteriores en direcciones no deseadas, tal como hacia la retina, causando posiblemente daño y fototoxicidad. Por lo tanto, la precisión del  
20 proceso de fotointerrupción puede disminuir y su riesgo puede aumentar si los pulsos láser posteriores se dirigen hacia la burbuja de gas 320.

- 25 Como el desarrollo no deseado se puede prevenir mediante un procesador de imágenes OCT 201 que pueda reconocer la formación de la burbuja de gas 320 u otro subproducto quirúrgico a partir del análisis de las imágenes del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200. Y dado que las imágenes SD-OCT se pueden generar a una velocidad esencialmente en vivo, el procesador de imágenes OCT 201 puede transmitir este reconocimiento como una retroalimentación oportuna y procesable, tanto para el cirujano como para el controlador láser 130, provocando una respuesta de modificación, según se describe a continuación.

- 30 Las FIG. 3C-D ilustran que la retroalimentación puede tomar la forma de un procesador de imágenes OCT 201 que analiza la imagen, determina un grado de giro recomendado del patrón de corte y muestra el patrón de corte girado recomendado para que el cirujano introduzca la entrada de modificación correspondiente. En otras formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 puede aplicar una señal de control al controlador láser 130 directamente para generar una representación electrónica de un patrón de corte girado como el patrón de exploración modificado 312, de manera que el patrón de corte girado 312 no se superponga con la burbuja de gas 320. El patrón de corte girado 312 se puede extender a través de todo el rango de profundidad z de la lente 5, en  
35 efecto, comenzando el procedimiento una y otra vez, o puede ser un patrón de corte parcial, continuando el corte desde la profundidad z donde el patrón de exploración objetivo 302 original fue abandonado.

- La FIG. 3E ilustra que el procesador de imágenes OCT 201 podría recomendar dirigir el rayo láser quirúrgico 304 a los puntos del patrón de exploración modificado 312 o girado para formar la segunda región fotointerrumpida 314 girada o modificada que no se superponga con la burbuja 320 fusionada. Esta forma de realización evita por lo tanto  
40 que el rayo láser quirúrgico 304 se disperse en direcciones no deseadas, reduciendo el riesgo del procedimiento de cataratas.

- La FIG. 4A ilustra una forma de realización alternativa de la formación de un patrón de exploración modificado 312 o no superpuesto en respuesta al procesador de imágenes OCT 201 que detecta la aparición del subproducto quirúrgico 320. En este caso, el patrón de exploración modificado 312 o no superpuesto no incluye planos cortados  
45 girados. En su lugar, la superposición se evita al explorar el rayo láser quirúrgico 304 de acuerdo con el patrón de exploración objetivo 302 inalterado, pero con el controlador láser 130 bloqueando los pulsos láser que se dirigirían a la burbuja 320 del subproducto quirúrgico. El controlador láser 130 puede desbloquear los pulsos láser para impactar todos los puntos del patrón de exploración objetivo 302 una vez que la exploración pasa la burbuja 320 de subproducto quirúrgico.

- 50 La FIG. 4B ilustra todavía otra forma de realización en la que una vez que el procesador de imágenes OCT 201 reconoce que continuar la exploración del rayo láser quirúrgico 304 a lo largo del patrón de exploración objetivo 302 original crearía una primera región fotointerrumpida 306 que se superpone con la burbuja de subproducto quirúrgico 320 al analizar las imágenes de retroalimentación o la transmisión de imágenes a velocidad en vivo del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200, simplemente puede detener la exploración del rayo láser quirúrgico 304. En  
55 algunas formas de realización, después de detener el procesador de imágenes OCT 201 o el controlador láser 130 se puede mostrar un aviso al operador del sistema, solicitando una entrada de modificación o acción correctiva.

En algunos escenarios quirúrgicos, múltiples burbujas 320-i se pueden formar más o menos simultáneamente. Por lo tanto, algunas formas de realización del sistema quirúrgico de cataratas 100 se pueden configurar para generar un patrón de exploración modificado 312 que evite múltiples burbujas simultáneamente.

Las FIG. 4C-D ilustran que, en algunas formas de realización, el procesador de imágenes OCT 201 se puede configurar para analizar una parte de la imagen que es distinta de la primera región fotointerrumpida 306, y generar una retroalimentación en función de este análisis. En este ejemplo particular, la formación de la primera región fotointerrumpida 306 puede hacer que la lente 5 y, por lo tanto, la cápsula de la lente 6 se dilate, según se indica por la flecha. El sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede formar la imagen de esta capa capsular anterior 322 dilatada. El procesador de imágenes OCT 201 puede analizar esta imagen y determinar el desplazamiento de la ubicación de la capa capsular anterior 322 dilatada.

El conocimiento de la ubicación de la capa capsular anterior es importante para un procedimiento de cataratas porque, en algunas formas de realización, el patrón de exploración objetivo de capsulotomía 324 se coloca para cortar a través de la capa capsular anterior. Si el patrón de exploración objetivo de capsulotomía 324 se coloca de acuerdo con una imagen tomada antes de la dilatación capsular, entonces el rayo láser quirúrgico 304 intentará crear la capsulotomía en una ubicación incorrecta.

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

Las FIG. 5A-D ilustran otra forma de realización en relación con la formación de una capsulotomía o incisión asistida por láser. En esta forma de realización, el procesador de imágenes OCT 201 puede analizar las imágenes de retroalimentación repetidas o imágenes de transmisión en vivo e identificar una parte sin cortar o "etiqueta" 330 dentro de la primera región fotointerrumpida 306 donde la eficiencia de la fotointerrupción fue limitada y por lo tanto la membrana capsular anterior no se cortó completamente, dejando atrás la parte sin cortar o la "etiqueta" 330. Dichas etiquetas 330 pueden elevar el riesgo de desgarrar la cápsula o la membrana capsular cuando el cirujano retira la tapa o capuchón capsular. Para evitar un resultado indeseable o de alto riesgo de este tipo, el procesador de imágenes OCT 201 puede mostrar tanto una recomendación al cirujano sobre cómo quitar la etiqueta 330 al explorar un patrón de exploración modificado adicional 312, como puede aplicar una señal de control al controlador láser 130 directamente para generar la representación electrónica del patrón de exploración modificado 312 para volver a explorar al menos la etiqueta 330 para generar una región de etiqueta 332 reexplorada como la segunda región fotointerrumpida 314. Con esta nueva exploración, la primera región fotointerrumpida 306 y la segunda región fotointerrumpida 314 pueden formar una región fotointerrumpida completada 334, en este caso una capsulotomía completada 334, lo que permite al cirujano extraer la tapa o capuchón capsular con un riesgo mínimo de desgarre.

La FIG. 6 ilustra que, en algunas formas de realización, el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede comprender un sistema de formación de imágenes OCT basado en espectrómetro (SB-OCT) que incluya una fuente de luz de banda ancha 210 para generar una luz o un rayo láser de banda ancha. El rayo de banda ancha puede tener una longitud de onda media  $\lambda_0$  y un ancho de banda  $W_{\text{fuente}}$  relativamente amplio. En algunos ejemplos típicos,  $\lambda_0$  puede estar en el rango de 800-1100 nm, y el  $W_{\text{fuente}}$  puede estar en el rango de 10-150 nm.

El rayo de banda ancha se puede acoplar en un sistema de guiado de rayos 211 que puede incluir un primer divisor de rayos 212. El primer divisor de rayos 212 puede dividir el rayo de banda ancha en un rayo de imagen 222 y un rayo de referencia 224. El rayo de imagen 222 se puede guiar con un segundo divisor de rayos 214 dentro de la vía óptica principal de la óptica de guiado 120, y desde allí a través del objetivo 122 y posiblemente la interfaz del paciente 124 al ojo 1. El sistema de guiado de rayos 211 también puede guiar un rayo de imagen devuelto 222r desde el ojo 1 hasta el primer divisor de rayos 212. El rayo de imagen 222 y el rayo de imagen devuelto 222r se denominaron anteriormente conjuntamente como el rayo láser de formación de imágenes 308.

Además, el sistema de guiado de rayos 211 puede guiar el rayo de referencia 224 hacia un espejo de referencia 216, guiar un rayo de referencia devuelto 224r desde el espejo de referencia 216, y combinar el rayo de imagen devuelto 222r y el rayo de referencia devuelto 224r en un rayo combinado 226 en el primer divisor de rayos 212. El rayo combinado 226 transporta la información de formación de imágenes desde el ojo 1 en la interferencia del rayo de imagen devuelto 222r y el rayo 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 otro divisor de rayos para combinar el rayo de imagen devuelto 222r y el rayo de referencia devuelto 224r. En algunas formas de realización, el sistema de guiado de rayos 211 puede incluir un interferómetro Mach-Zehnder. Dichos sistemas pueden tener propiedades de reducción de ruido favorables.

Los sistemas de formación de imágenes TD-OCT capturan los datos de formación de imágenes de las diferentes profundidades  $z$  en el rango de formación de imágenes  $z$  de forma secuencial moviendo el espejo de referencia 216 en un rango de distancia correspondiente para cada punto  $(x, y)$  por separado, esencialmente como un

interferómetro de Michelson-Morley. En contraste, los sistemas de formación de imágenes SD-OCT utilizan los 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 SD-OCT se pueden considerar como muchos interferómetros de Michelson-Morley (MM) que operan con diferentes longitudes de onda en paralelo. Dado que los sistemas MM que operan con diferentes longitudes de onda forman la imagen del ojo 1 a diferentes profundidades z, el rayo combinado 226 de un sistema SD-OCT 200 transporta los datos de formación de imágenes o información de todas las profundidades z del ojo 1 simultáneamente y, por lo tanto, no requiere el movimiento o exploración de cualquier componente del sistema mecánico, tal como el espejo de referencia 216. Según se describió anteriormente, esta ausencia de exploración mecánica para los sistemas SD-OCT se traduce en una aceleración de la velocidad de formación de imágenes por un factor de al menos 10, o más normalmente 100-1.000 en relación con los sistemas de formación de imágenes TD-OCT.

El sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 también puede incluir una cámara OCT 230, configurada para recibir el rayo combinado 226. Para recuperar la información de imagen para todas las profundidades z, el rayo combinado 226 se puede descomponer en sus componentes espectrales mediante un descomponedor espectral 231, tal como un prisma o una rejilla. Cada componente espectral con un ancho de banda de  $\delta\lambda$  alrededor de una longitud de onda  $\lambda$  y la información de interferencia que transporta se pueden detectar en paralelo mediante sensores individuales de una matriz de sensores 232, estando separados los sensores una distancia d' entre sí. La información de interferencia detectada por los sensores de forma individual se puede utilizar a continuación para reconstruir la imagen de la totalidad del rango de profundidad z mediante un sistema de transformada rápida de Fourier (FFT) 233 para generar una transformada de Fourier a partir de los componentes espectrales detectados. En efecto, los datos de interferencia o la información transportada por los componentes de diferentes longitudes de onda se pueden traducir en una "exploración z" simultánea o, en esencia, instantánea del rango de profundidad z de las imágenes formadas. Esta traducción de los datos de interferencia en datos de "exploración z" se puede realizar con un generador de imágenes 234 para generar y emitir una imagen OCT a partir de la transformada de Fourier de los componentes espectrales detectados.

Algunas formas de realización de la cámara OCT 230 pueden utilizar píxeles CCD (dispositivo de carga acoplada) como los sensores de la matriz de sensores 232. Otras formas de realización pueden alcanzar velocidades de lectura mejoradas mediante la utilización de sensores CMOS. En dichas formas de realización, los sensores CMOS se pueden leer en paralelo. Además, en las formas de realización con CMOS, es posible leer solo sensores o píxeles de interés, ya sea seleccionados antes de la formación imágenes o seleccionados en tiempo real en función de si su contenido cambió debido a la formación imágenes. Ambos aspectos hacen que los píxeles CMOS sean bastante útiles para acelerar el rendimiento de la cámara OCT 230.

Utilizando el análisis óptico estándar, los parámetros de formación de imágenes y de rendimiento críticos del sistema SD-OCT 200 se pueden caracterizar por sus parámetros de diseño y arquitectura de la siguiente manera. Dado que el descomponedor espectral 231 dirige los componentes de diferentes longitudes de onda del rayo combinado 226 en direcciones ligeramente diferentes, cuanto más pequeños y apilados más densos están los sensores o píxeles individuales (más pequeño es d'), más estrechos se resuelven los rangos de longitud de onda  $\delta\lambda$  /espectral con la cámara OCT 230. La otra cantidad, que determina  $\delta\lambda$  además de la densidad de píxeles, es el rango total de longitudes de onda, es decir, el ancho de banda  $W_{\text{cámara}}$  de la cámara OCT 230. 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 de sensores 232.

El rango de profundidades z de formación de imágenes importante, o rango de formación de imágenes z,  $L_{\text{max}}$  está íntimamente relacionado con  $\delta\lambda$ : cuanto más estrechos son los rangos de longitud de onda  $\delta\lambda$ , más amplio será el rango de formación de imágenes en la dirección z, porque estas dos cantidades están conectadas con una transformada de Fourier inversa. En particular, el rango de formación de imágenes máximo teórico está 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  $\lambda_0$  se refiere a la longitud de onda media o central de la fuente de luz de banda ancha 210 y  $Nf$  denota la frecuencia de Nyquist de la cámara OCT 230. En realidad, factores adicionales pueden limitar el rango de formación de imágenes efectivo por debajo de este máximo teórico, tal como la relación señal/ruido. Por lo tanto, el rango de formación de imágenes efectivo es normalmente más pequeño que este valor teórico  $L_{\text{max}}$ .

Un factor que puede limitar el rango de formación de imágenes adicionalmente es el rango Rayleigh R. R se puede expresar utilizando  $\Delta x$ , la resolución en la dirección transversal x, o "resolución transversal", que se rige por la apertura numérica NA y la longitud de onda  $\lambda_0$  de la fuente de luz 210. Específicamente,  $\Delta x$  se puede expresar 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. Utilizando  $\Delta x$ , el rango R de Rayleigh descrito anteriormente se puede expresar como:

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

- 5 El rango Rayleigh R se define a menudo como la distancia z direccional entre la profundidad focal y la profundidad donde la anchura del rayo es  $\sqrt{2}$  veces la anchura de la profundidad focal. Por lo tanto, R caracteriza el rango z dentro del cual el rayo es lo suficientemente estrecho como para permitir la formación de imágenes de alta resolución limitada por las ópticas geométrica y ondulada. En este contexto, se puede considerar que Lmax caracteriza el rango de formación de imágenes z limitado por la fuente de luz 210 y la resolución de la matriz de sensores 232. Un principio de diseño del sistema a menudo considerado como óptimo, por ejemplo, para los rayos de Gauss, es hacer que estos dos rangos z se alineen entre sí. Por ejemplo, en algunas implementaciones, Lmax se puede elegir para que sea esencialmente igual a 1-6 R:

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

- 15 El mismo principio de diseño se puede afirmar a través del concepto de la "profundidad de foco" ampliamente utilizado, que a menudo se define como dos veces el rango Rayleigh.

Según se muestra con las ecuaciones (1) - (4), el rango de z de formación de imágenes depende de Lmax y R, que a su vez dependen de los parámetros de diseño del sistema incluyendo  $\lambda_0$ ,  $\delta\lambda$ ,  $W_{\text{cámara}}$ ,  $W_{\text{fuente}}$ , f, d', Nf y d. Por lo tanto, para los sistemas de formación de imágenes para la cirugía de cataratas, los parámetros de diseño del sistema anteriores se deben elegir de tal manera que el rango de formación de imágenes en profundidad z del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 exceda 4 mm o 6 mm, de tal manera que se encuentre en el rango de 4-20 mm o 6-10 mm, haciendo de este modo que el sistema quirúrgico de cataratas 100 sea capaz de ayudar a las cirugías de cataratas mediante la formación de imágenes de alta resolución y suficientemente rápido. Este requisito de diseño es bastante exigente y distingue los sistemas de formación de imágenes de cataratas de los sistemas de formación de imágenes de córnea o retina.

- 25 La FIG. 7 ilustra una forma de realización que puede garantizar no solo un amplio rango de formación de imágenes en profundidad z, sino también un tiempo rápido de formación de imágenes, lo que permite que el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 proporcione imágenes de retroalimentación de manera oportuna y, por lo tanto, procesable, que incluye el funcionamiento con una velocidad de video esencialmente en vivo. Según se describió anteriormente, un sistema quirúrgico de cataratas 100 con el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 puede tener su sistema de control, que incluye el procesador de imágenes OCT 201 y el controlador láser 130 que operan esencialmente en tiempo real, con la opción de ajustar o modificar los patrones de exploración quirúrgica durante la cirugía de acuerdo con la información de formación de imágenes de retroalimentación recibida.

Según se describe a continuación en detalle, las formas de realización de la FIG. 7 también se configuran para explorar el rayo de formación de imágenes OCT 308/222 particularmente rápido, utilizando patrones de exploración precalculados. En algunas formas de realización, estas rápidas velocidades de refresco de formación de imágenes del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 se pueden lograr incluyendo una placa de entrada-salida 260 dedicada.

Una función de la placa de entrada-salida 260 dedicada es abordar los problemas de algunos sistemas de formación de imágenes OCT existentes que no tienen circuitería y un procesador dedicados a la formación de imágenes. En estos sistemas, el procesador que está a cargo de la formación de imágenes puede ser obligado o incitado a realizar múltiples tareas y realizar más de una función de manera intercalada, paralela o superpuesta. Para llevar a cabo estas funciones, el procesador de formación de imágenes puede realizar una "interrupción" al cambiar, por ejemplo, de la tarea de explorar el rayo de formación de imágenes 222/308 a otra tarea y viceversa. Dichas interrupciones, aunque sean breves, pueden provocar problemas, ya que durante el tiempo en que la exploración se detiene o congela por la interrupción, el rayo láser puede permanecer apuntando en la misma posición. Esta congelación de la exploración puede interrumpir el tiempo de la exploración (x, y), introduciendo un error y ruido en las coordenadas de las ubicaciones formadas en imágenes. Este error de tiempo en los datos de exploración emitidos puede alcanzar retardos de 50, 100 o más microsegundos: un fenómeno a veces llamado "jitter" o fluctuación del retardo.

Además, normalmente otros varios agentes de entrada/salida se comunican en el mismo bus de sistema en el que el procesador de formación imágenes está impulsando la exploración del rayo de formación de imágenes, todos exigiendo una fracción del tiempo de ciclo del bus. Esta naturaleza compartida del canal le permite soportar solo velocidades de transferencia de datos lentas, desafortunadamente. Además, para gestionar estas demandas competitivas, una parte del ciclo del bus del sistema normalmente se ocupa con señales de control. Por lo tanto,

incluso aunque un sistema de formación de imágenes OCT se diseñe para evitar la congelación de la exploración al cambiar del procesador de formación de imágenes a emitir los datos de exploración a la unidad de exploración 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 exploración. Todas estas restricciones reducen considerablemente el rendimiento de dichos sistemas de formación de imágenes existentes.

Las implementaciones del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200 pueden superar estas dificultades empleando el siguiente diseño eficiente. La exploración del rayo de imagen 222 se puede controlar con un procesador de formación de imágenes 250 y una placa de entrada-salida 260 dedicada. El procesador de imágenes 250 puede calcular datos de exploración, tales como el patrón de exploración objetivo 302 y el patrón de exploración modificado 312. Estos datos de exploración pueden incluir, por ejemplo, una secuencia de coordenadas (x, y) donde el rayo de imagen OCT 222 se tiene que dirigir en la región objetivo de cataratas. El procesador de imágenes 250 puede calcular los datos de exploración, así como realizar sus otras funciones en conexión con un medio de almacenamiento que almacena un código de computadora o un conjunto de instrucciones para facilitar estas funciones del procesador de formación de imágenes 250.

La placa de entrada-salida 260 dedicada puede incluir un controlador de memoria local o dedicado 262, también denominado como un motor de acceso directo a memoria (DMA) 262. El controlador de la memoria/motor DMA 262 puede gestionar una transferencia de los datos de exploración calculados, directa o indirectamente, desde el procesador de formación de imágenes 250 hacia un búfer de datos 264. El búfer de datos 264, acoplado al controlador de memoria local 262 puede almacenar los datos de exploración y se puede operar para emitir los datos de exploración hacia un convertidor analógico-digital de salida (salida DAC) 266 a alta velocidad. La salida DAC 266 se puede acoplar al búfer de datos 264 para recibir los datos de exploración, para convertir los datos de exploración emitidos seleccionados en señales de exploración analógicas, y para emitir las señales de exploración hacia un escáner de rayos OCT 268, por ejemplo, en un modo ráfaga de datos de exploración.

El rayo de imagen 222 se puede explorar con el escáner de rayos OCT 268 a través de una óptica de formación de imágenes dedicada diferente, o parcialmente a través de una óptica de guiado 120 del rayo quirúrgico. En cualquiera de estas implementaciones, el rayo de imagen 222 se puede acoplar en el ojo a través del objetivo 122 y la correspondiente unidad de acoplamiento o la interfaz del paciente (PI) 124. En otras formas de realización, el rayo de imagen 222 se puede guiar hacia el ojo 1 a través del aire sin que la unidad de acoplamiento 124 se acople al ojo 1.

La emisión de los datos explorados por la salida DAC 266 se puede sincronizar mediante una sincronización de formación de imágenes 242 con el funcionamiento de la cámara OCT 230, de manera que la cámara OCT 230 pueda tomar las imágenes OCT de forma simultánea con las operaciones de exploración. Las imágenes OCT tomadas de forma simultánea se pueden emitir al procesador de imágenes OCT 201 que puede realizar una cualquiera de las muchas tareas de procesamiento de imágenes descritas hasta ahora. Finalmente, las imágenes generadas y procesadas se pueden mostrar mediante una pantalla de imágenes OCT 270. En algunas formas de realización, el procesador de formación de imágenes 250 y el procesador de imágenes OCT 201 se pueden integrar parcial o por completo.

La FIG. 8 ilustra una implementación de la placa de entrada-salida 260 dedicada con algo más de detalle. El procesador de formación de imágenes 250 se puede acoplar 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 exploración y a continuación emitir los patrones de exploración calculados a través del bus PCI 252 compartido con la memoria de procesador 254. Después de que el procesador de formación de imágenes 250 generara los patrones de exploración, pero antes del comienzo de la operación de exploración real, el motor DMA 262 dedicado puede transferir los datos de exploración desde la memoria de procesador 254 al búfer de datos 264. El búfer de datos 264 puede ser una memoria de primero en entrar, primero en salir (FIFO) 264. El búfer de datos FIFO 264 puede almacenar el patrón de exploración o los datos de exploración y emitir los datos de exploración almacenados a la salida DAC 266 cuando se lo solicite el motor DMA 262 dedicado. La salida DAC 266 puede convertir los datos de exploración en señales de exploración analógicas y emitirlas a un escáner de rayos galvo x 268x y a un escáner de rayos galvo y 268y del escáner de rayos OCT 268 que controlan los espejos galvo x o y, o los elementos de redireccionamiento, para explorar el rayo de imagen OCT 222/308 de acuerdo con el patrón de exploración objetivo 302 y el patrón de exploración modificado 312, codificado en los datos de exploración. Algunas implementaciones pueden tener un controlador de galvo (x, y) 268xy integrado que controle un solo espejo galvo capaz de girar alrededor de ambos ejes x e y. La salida DAC 266 también puede conducir la sincronización de formación de imágenes 242 para sincronizar la toma de las imágenes OCT con las operaciones de exploración.

En algunas implementaciones, el procesador de formación de imágenes 250 puede emitir los datos de exploración a la placa de entrada-salida 260 dedicada 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 al menos por las siguientes razones. (1) Los datos de exploración o los patrones de exploración son precalculados por el procesador de imágenes 250, por lo tanto, el cálculo de datos de exploración en tiempo real involucrado no requiere mucho tiempo. (2) El procesador de imágenes 250 no tiene la tarea de emitir los datos de exploración en tiempo real, ya que los datos de exploración precalculados se almacenan en el búfer de datos 264 dedicado. Este diseño puede reducir las interrupciones, congelaciones y fluctuaciones del retardo por debajo de 50, 40 o incluso 20 microsegundos, provocados por el procesador de imágenes 250 multitarea. (3) La transferencia de los datos de exploración no será interrumpido por el bus 252 que se comparte con otros agentes, ni se ralentizará por las velocidades de transferencia normalmente lentas del bus PCI 252 compartido. (4) El búfer de datos 264 se dedica a la tarea de explorar, por lo que la salida de los datos de exploración se puede realizar en un modo de transferencia rápida, tal como un modo de ráfaga, acelerando aún más la velocidad de exploración.

Además, dado que la placa de entrada-salida 260 dedicada controla la salida de los datos de exploración esencialmente de forma autónoma, el procesador de formación de imágenes 250 es libre de realizar otras funciones en paralelo con la salida de datos de exploración, tal como generar el patrón de exploración modificado 312.

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

La FIG. 9 ilustra que algunos sistemas de láser quirúrgico de cataratas 100 pueden incluir otro tipo de sistema de formación de imágenes: un sistema de formación de imágenes OCT de fuente de barrido (SS-OCT) 280. El sistema de formación de imágenes SS-OCT 280 puede incluir una fuente de luz de longitud de onda de barrido 282 que emite un rayo de imagen coherente con un ancho de banda más estrecho  $W_{fuente}$  que la fuente de luz SD-OCT 210. Mediante técnicas de modulación avanzadas, la fuente de luz SS-OCT 282 puede variar la longitud de onda del rayo de imagen emitido 222, "barriendo" la longitud de onda  $\lambda$  a través del ancho de banda  $W_{fuente}$  en el tiempo. El sistema de formación de imágenes SS-OCT 280 puede emplear un sistema de guiado de rayos 211 que es análogo al del sistema de formación de imágenes SD-OCT 200. En particular, el primer divisor de rayos 212 puede crear nuevamente el rayo combinado 226 que transporta la información de formación imágenes asociada con diferentes longitudes de onda.

Como una diferencia de los sistemas de formación de imágenes basados en espectrómetro, el sistema de formación de imágenes SS-OCT 280 separa las diferentes longitudes de onda o componentes espectrales en el tiempo, mientras que los sistemas de SD-OCT 200 los separan en el espacio. Los diferentes componentes de longitud de onda, que transportan datos de imagen correspondientes a diferentes profundidades  $z$ , se separan en una secuencia de tiempo a medida que la longitud de onda  $\lambda$  es barrida por la fuente de luz SS-OCT 282. Por lo tanto, la cámara OCT 230 de los sistemas SS-OCT 280 también es diferente.

En algunas implementaciones, se compone de un único detector 284 que puede detectar y resolver el rayo 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 ser capaz de transferir o descargar las señales detectadas, correspondientes a diferentes longitudes de onda o componentes espectrales, a un conjunto de compiladores de datos 286. Algunas formas de realización del sistema de formación de imágenes SS-OCT 280 son análogas a los sistemas de formación de imágenes SB-OCT porque ambas generan las imágenes mediante descomposición espectral. Los componentes espectrales de la imagen de SS-OCT se pueden ensamblar en la imagen OCT de manera similar como en los sistemas SB-OCT: una transformada rápida de Fourier 288 puede llevar a cabo una transformación de Fourier de los contenidos de los compiladores de datos 286 para ayudar al generador de imágenes 234 a generar la imagen OCT. La unidad FFT 288 puede ser análoga a la unidad FFT 233 en el sistema de formación de imágenes SD-OCT 200.

De acuerdo con la descripción anterior, los sistemas de formación de imágenes SS-OCT 280 tienen características similares a los sistemas de formación de imágenes TD-OCT como que, en una fase, los datos de imagen se capturan de forma secuencial, no en paralelo. Sin embargo, a diferencia de los sistemas TD-OCT, los diferentes datos de formación de imágenes en profundidad  $z$  se capturan con diferentes componentes espectrales del rayo combinado 226, lo que requiere la realización de la transformación de Fourier por parte de la unidad FFT 288. En este sentido, los sistemas de formación de imágenes SS-OCT 280 están relacionados con los sistemas de formación de imágenes SD-OCT 200 que funcionan claramente con diferentes componentes espectrales. Los sistemas SS-OCT están cerca de los sistemas SD-OCT en un sentido más: barren la longitud de onda del rayo de imagen de la fuente de luz de longitud de onda de barrido 282 sin mover partes mecánicas tales como el espejo de referencia 216. Finalmente, como el barrido de la longitud de onda de la fuente de luz de longitud de onda de barrido 282 se puede realizar con una velocidad muy superior a la velocidad de exploración del sistema TD-OCT, ya que no hay partes móviles involucradas en el barrido, los sistemas SS-OCT 280 pueden formar imágenes a velocidades mucho más rápidas de los sistemas TD-OCT, aunque por debajo de las velocidades de formación de imágenes de los sistemas SD-OCT. Por lo tanto, las implementaciones del sistema de formación de imágenes SS-OCT 280 también pueden ser capaces de generar sus imágenes a velocidades de refresco en vivo con una resolución aceptable,

proporcionando una funcionalidad muy útil y una retroalimentación procesable para el sistema quirúrgico de cataratas 100.

La FIG. 10 ilustra un método quirúrgico oftálmico 500 para operar el sistema quirúrgico de cataratas 100. El método 500 puede incluir: una generación de una representación electrónica de un patrón de exploración objetivo 302 para la lente 5 del ojo 1 mediante el controlador láser 130 (510); una generación y exploración de un rayo láser quirúrgico 304 en la lente 5 del ojo de acuerdo con el patrón de exploración objetivo 302 mediante el sistema de láser quirúrgico de cataratas 100, creando un corte 306 en la lente (520); una generación de una imagen de una parte del ojo y el corte 306 con un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral 200 después de iniciada la exploración del rayo láser (530); una generación de una representación electrónica de un patrón de exploración modificado 312 mediante el controlador láser 130 en relación con la imagen generada (540); y una generación y exploración del rayo láser quirúrgico 304 en la lente 5 del ojo de acuerdo con el patrón de exploración modificado 312 mediante el sistema de láser quirúrgico de cataratas 100, creando un corte modificado 314 (550).

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

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

La FIG. 11 ilustra un método relacionado de cirugía de cataratas 600. El método 600 puede incluir controlar una exploración del rayo láser quirúrgico 304 en la lente 5 del ojo 1 mediante el controlador láser 130 (610); generar imágenes de una parte de la lente 5 a una velocidad de al menos 5 fotogramas por segundo mediante el sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral 200 (620); y modificar la exploración del rayo láser quirúrgico 304 mediante el controlador láser 130 en respuesta a un análisis de las imágenes generadas (630).

Si bien esta especificación contiene muchos detalles, estos no se deben interpretar como limitaciones en el alcance de la invención o de lo que se puede reivindicar, sino más bien como descripciones de características específicas de formas de realización particulares. Determinadas características que se describen en esta especificación en el contexto de formas de realización diferentes también se pueden implementar en combinación en una única forma de realización. A la inversa, varias características que se describen en el contexto de una única forma de realización también se pueden implementar en múltiples formas de realización por separado o en cualquier subcombinación adecuada. Además, aunque anteriormente se pueden haber descrito características como actuando en determinadas combinaciones e incluso reivindicadas inicialmente como tales, en algunos casos se pueden eliminar de la combinación una o más características de una combinación reivindicada, y la combinación reivindicada se puede dirigir a una subcombinación o variación de una subcombinación.

## REIVINDICACIONES

1. Un sistema quirúrgico de cataratas, que comprende:

una fuente láser (282), configurada para generar un primer conjunto de pulsos láser;

una óptica de guiado (211), acoplada a la fuente láser, configurada para guiar el primer conjunto de pulsos láser a una región objetivo de cataratas en un ojo;

un controlador láser (130), configurado

para generar una representación electrónica de un patrón de exploración objetivo, y

para controlar la óptica de guiado (211, 212) para explorar el primer conjunto de pulsos láser de acuerdo con una parte del patrón de exploración objetivo para crear una primera región fotointerrumpida en la región objetivo de cataratas; y

un sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT) (280), configurado para generar imágenes repetidas que incluyen una parte de la primera región fotointerrumpida con una resolución de imagen en el rango de 0,5-10 millones de puntos de imagen por imagen y una velocidad de fotogramas en el rango de 20-500 fotogramas/s; en donde

el controlador láser (130) se configura

para generar una representación electrónica de un patrón de exploración modificado en relación con las imágenes generadas por el sistema de formación de imágenes SS-OCT, y

para controlar la óptica de guiado para explorar un segundo conjunto de pulsos láser de acuerdo con el patrón de exploración modificado para crear una segunda región fotointerrumpida.

2. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

El sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT) se configura para generar la imagen que incluye una parte de la primera región fotointerrumpida con una resolución de imagen en el rango de 0,5-2 millones de puntos de imagen por imagen y una velocidad de fotogramas en el rango de 20-200 fotogramas/s.

3. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

El sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT) se configura para generar la imagen que incluye una parte de la primera región fotointerrumpida con una resolución de imagen en el rango de 2 a 10 millones de puntos de imagen por imagen y una velocidad de fotogramas en el rango de 25-500 fotogramas/s.

4. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

El sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT) se configura para generar la imagen que incluye una parte de la primera región fotointerrumpida con una resolución de imagen en el rango de 2.000-5.000 exploraciones A por exploraciones B.

5. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

El sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT) se configura para generar la imagen que incluye una parte de la primera región fotointerrumpida con una velocidad de adquisición de exploraciones A de 30-300 kHz.

6. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

El sistema de formación de imágenes de tomografía de coherencia óptica de fuente de barrido (SS-OCT) se configura para generar la imagen que incluye una parte de la primera región fotointerrumpida con una velocidad de adquisición de exploraciones A de 100-1.000 kHz.

7. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

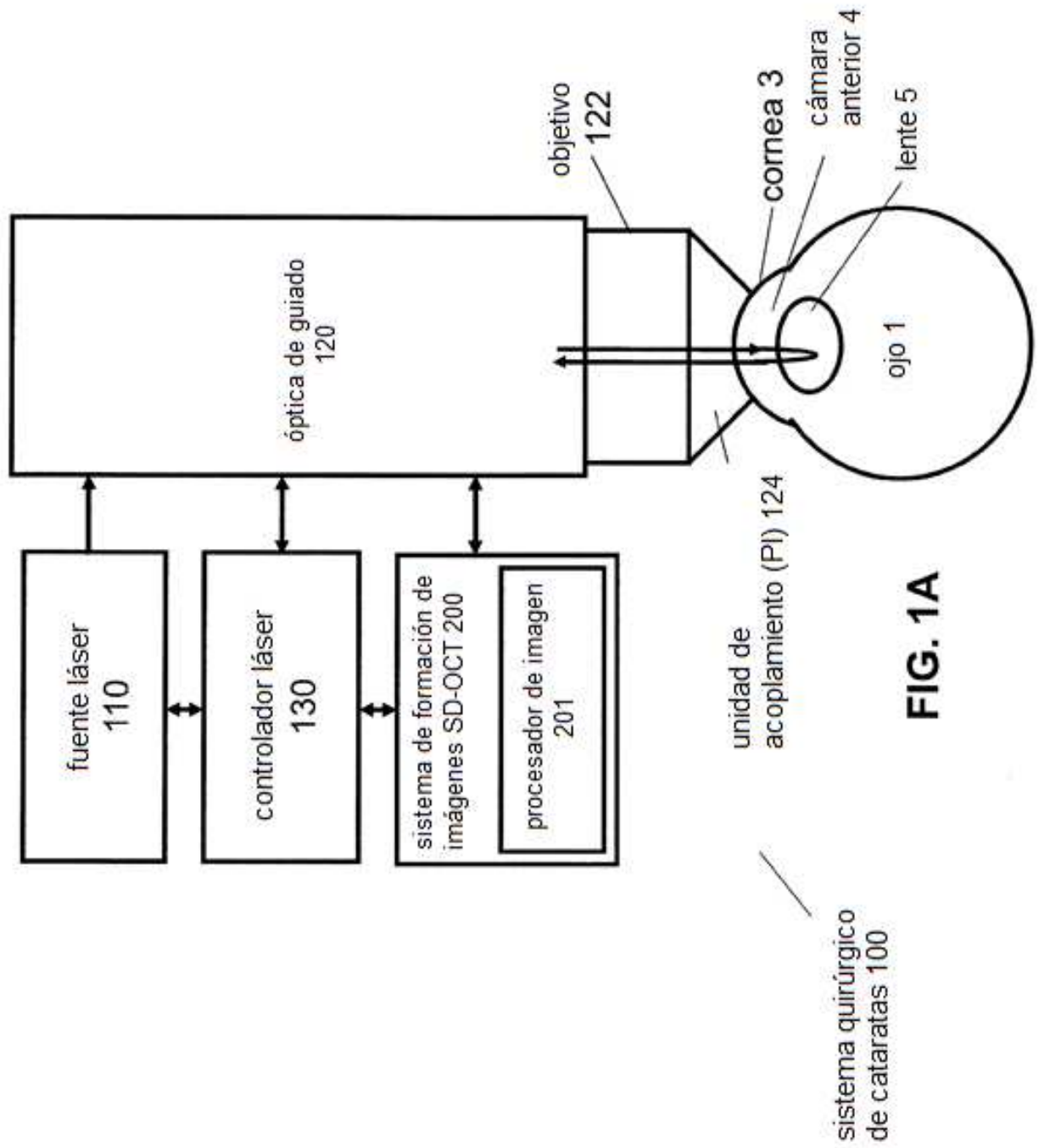
la región objetivo de cataratas comprende una capa capsular anterior; y el patrón de exploración objetivo comprende un conjunto de puntos objetivo en un cilindro para formar al menos uno de una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior y una capsulotomía curvilínea.

8. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:

la región objetivo de cataratas comprende una parte de la lente; y

el patrón de exploración objetivo comprende un conjunto de puntos objetivo en al menos uno de los planos de corte radiales, cilindros, un patrón en espiral y un patrón de malla para inducir al menos uno de un corte, una fotointerrupción y una lisis de la lente.

- 5 9. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde: el sistema de formación de imágenes SS-OCT se configura para tener un rango de formación de imágenes z superior a 4 mm.
10. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde: el sistema de formación de imágenes SS-OCT se configura para tener un rango de formación de imágenes z superior a 6 mm.
11. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde: el sistema de formación de imágenes SS-OCT se configura para generar la imagen en un tiempo de formación de imágenes menor de 0,1 segundos.
- 10 12. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, comprendiendo el sistema de formación de imágenes OCT de fuente de barrido:  
una fuente de luz de longitud de onda de barrido para generar un rayo de longitud de onda de barrido;  
un sistema de guiado por rayo, configurado  
para dividir el rayo de longitud de onda de barrido en un rayo de imagen y un rayo de referencia,  
15 para guiar el rayo de imagen al ojo y para guiar un rayo de imagen devuelto desde el ojo, para guiar el rayo de referencia a un espejo de referencia y para guiar un rayo de referencia devuelto desde el espejo de referencia, y  
para combinar el rayo de imagen devuelto y el rayo de referencia devuelto en un rayo combinado; y  
una cámara OCT, configurada para recibir el rayo combinado, que comprende  
un detector para detectar el rayo combinado;
- 20 un compilador de datos para detectar el rayo combinado como una secuencia de datos temporal;  
un sistema de transformada rápida de Fourier para realizar la transformada de Fourier de la secuencia de datos temporal detectada; y  
un generador de imágenes para generar una imagen a partir de la transformada de Fourier.
13. El sistema quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:
- 25 el controlador láser se configura para generar la representación electrónica del patrón de exploración objetivo modificado de acuerdo con 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 fotointerrumpida.
14. El sistema de láser quirúrgico de cataratas de la reivindicación 1, en donde:
- 30 el sistema de formación de imágenes SS-OCT se configura para mostrar marcas de calibración para ayudar al operador del sistema a calibrar una ubicación de la primera región fotointerrumpida en relación con el patrón de exploración objetivo.



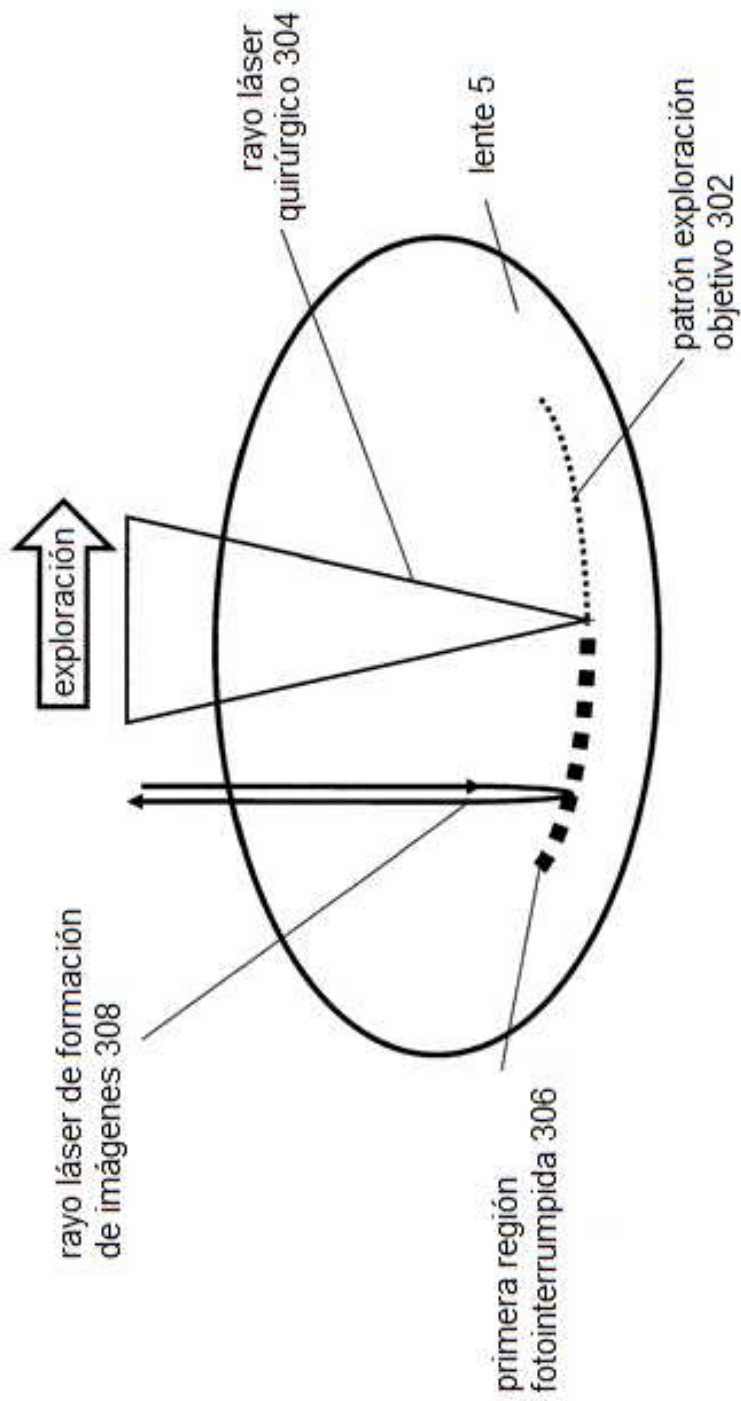


FIG. 1B

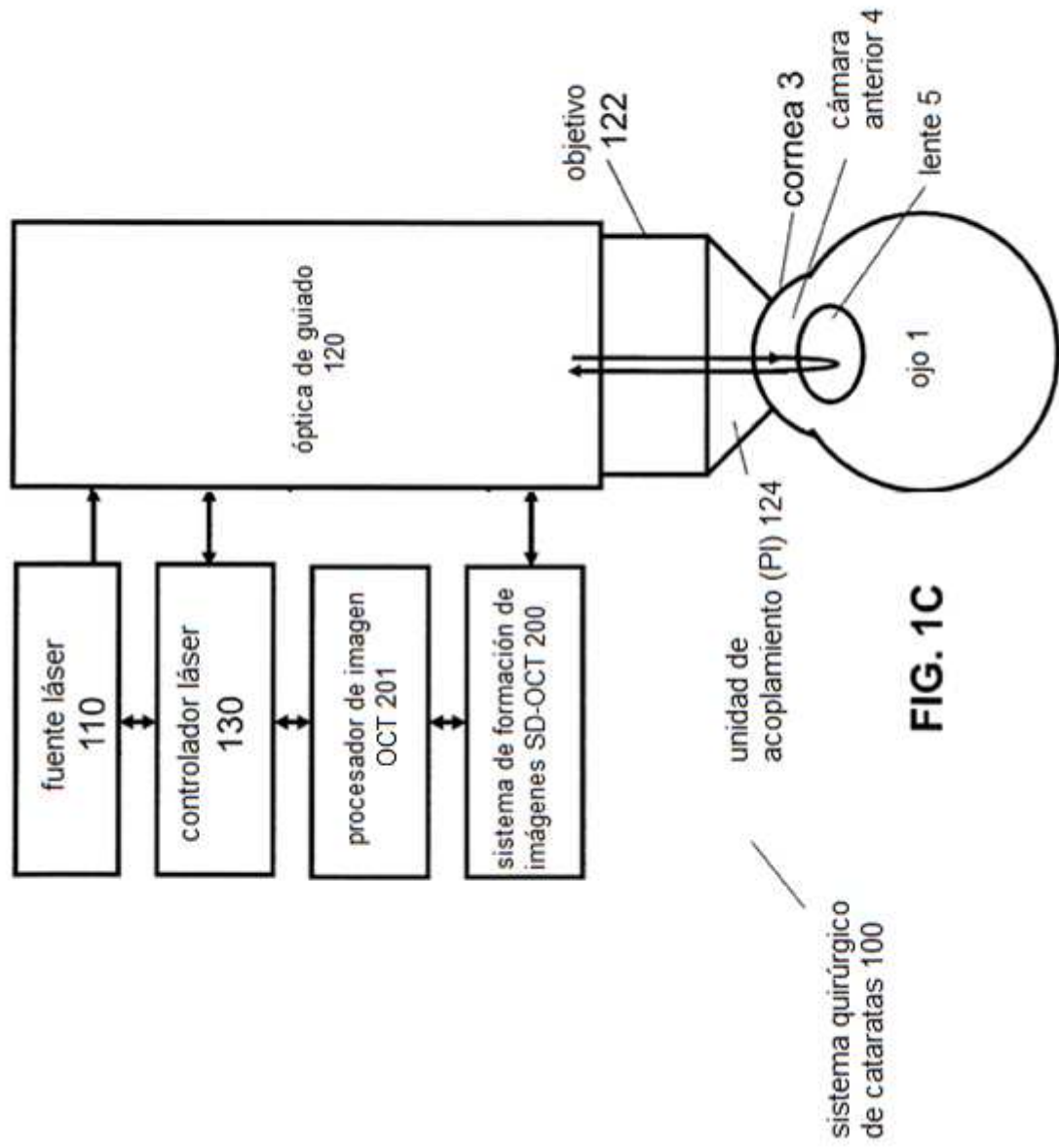
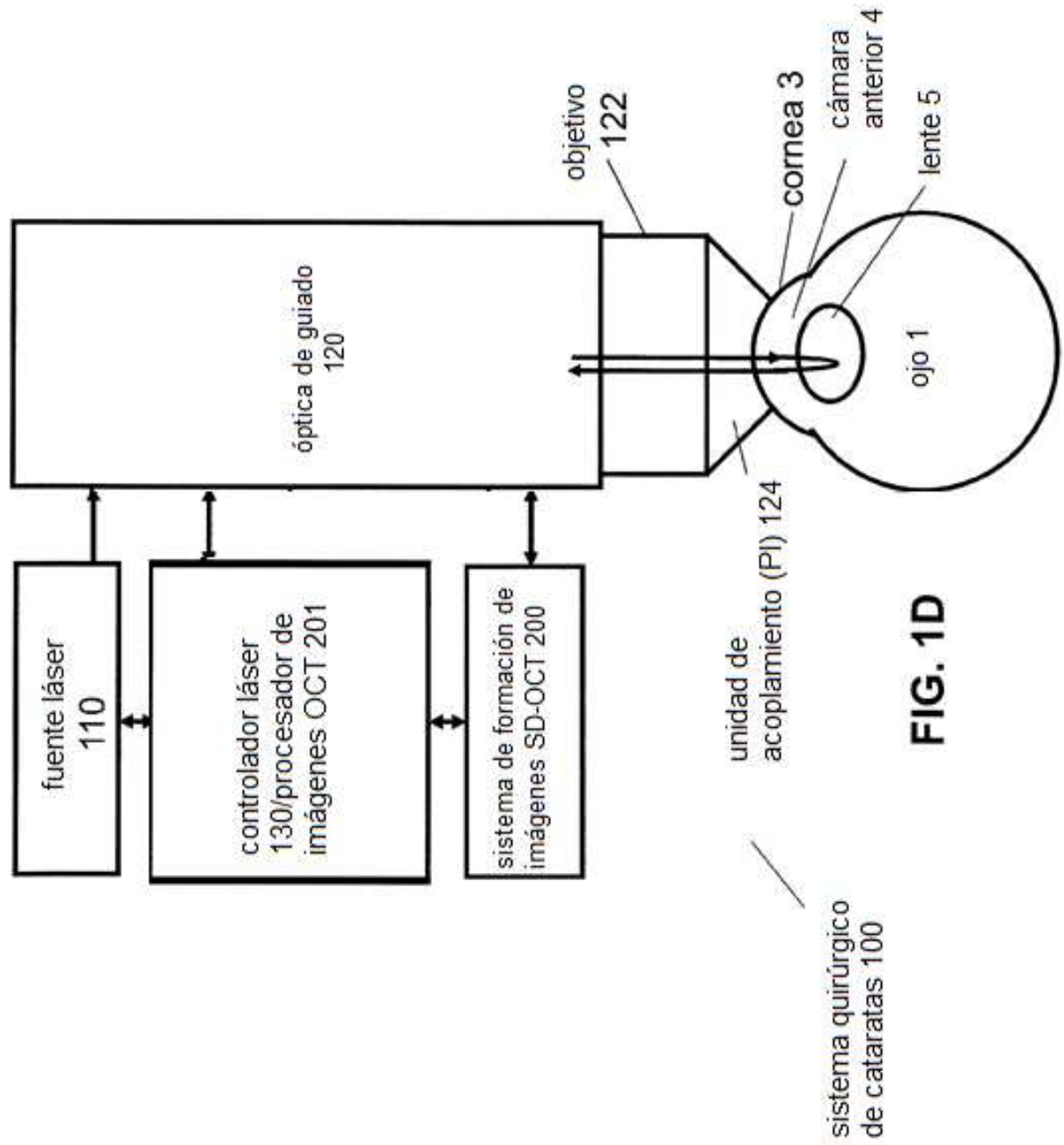
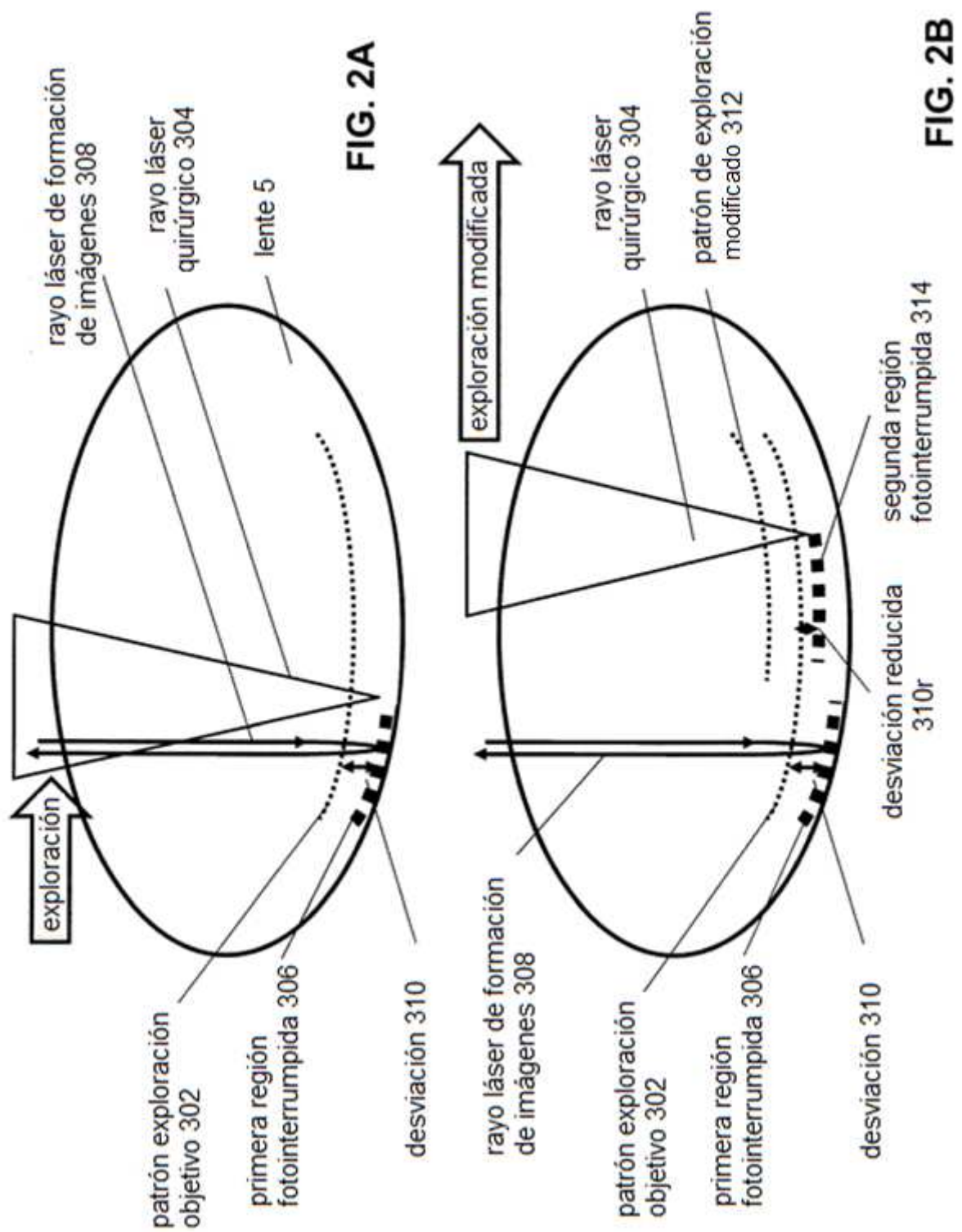


FIG. 1C







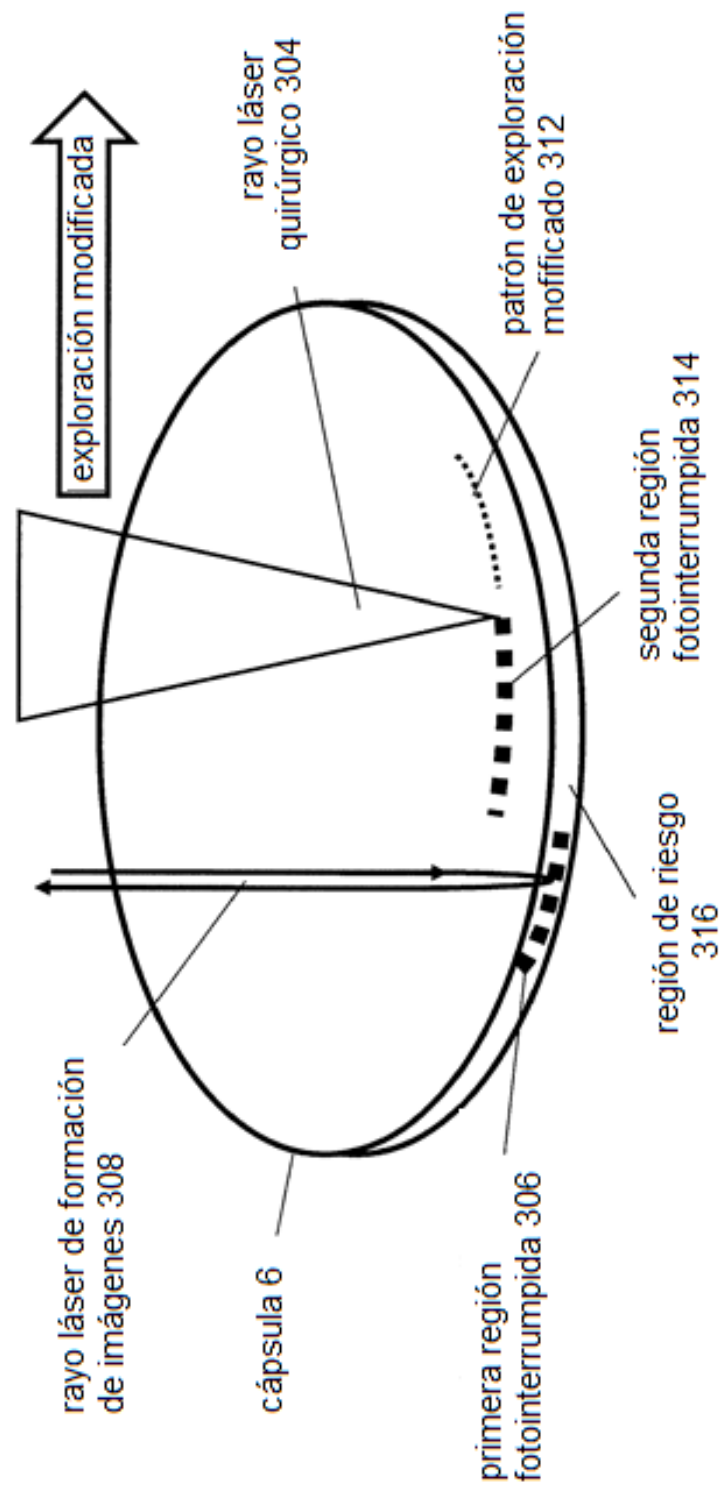


FIG. 2C

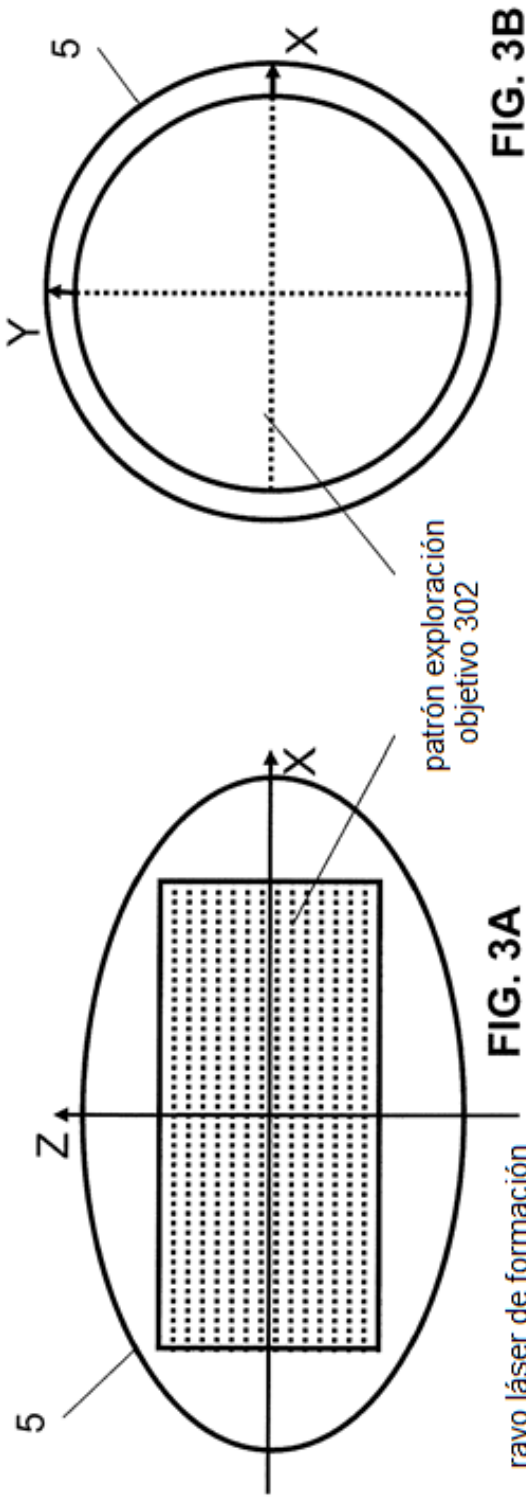


FIG. 3B

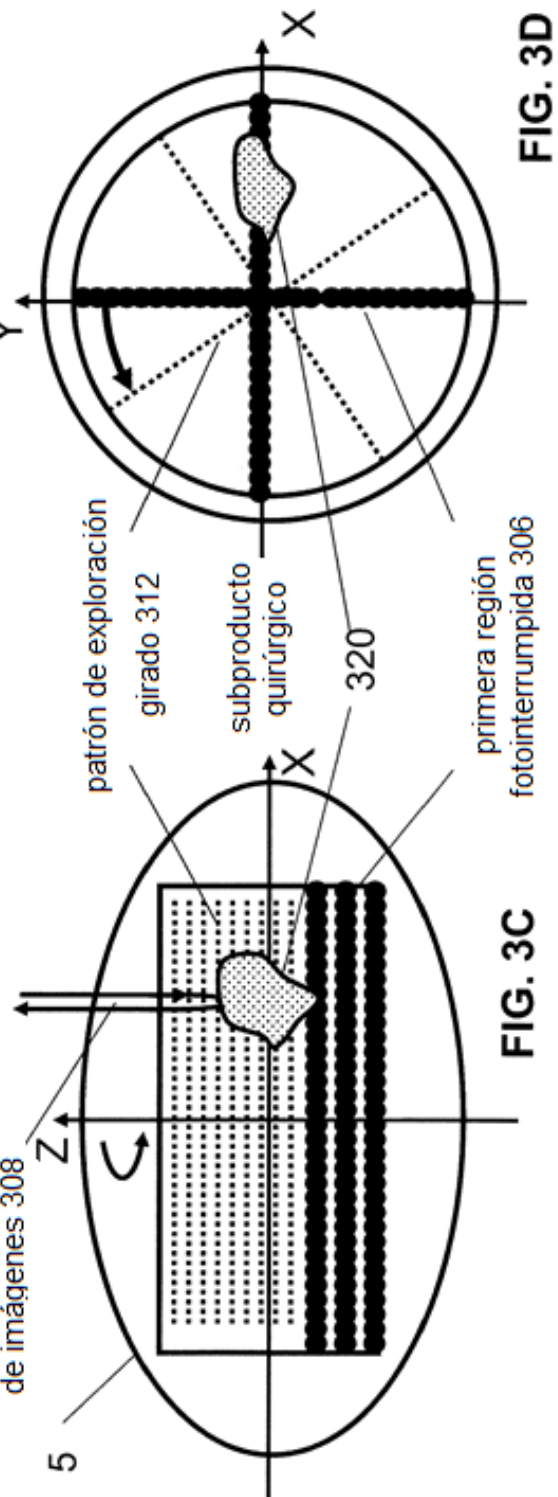
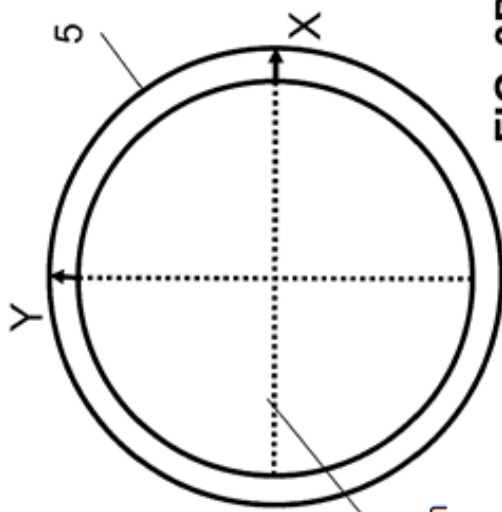
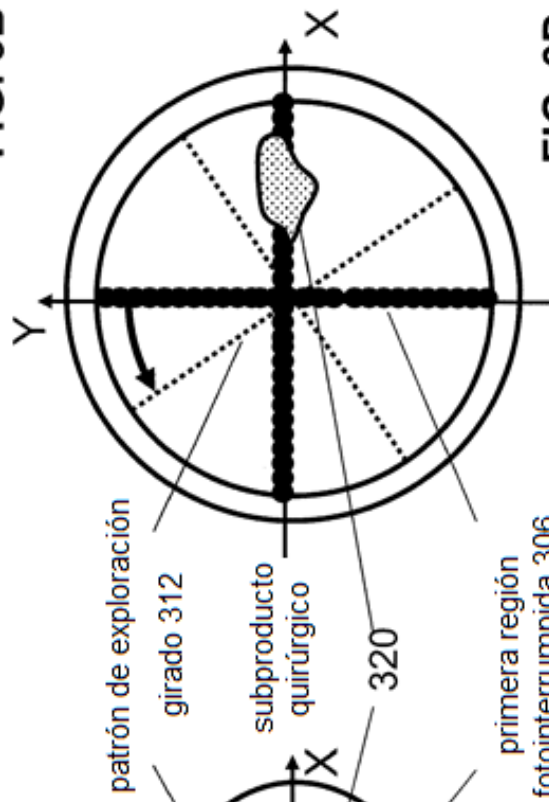
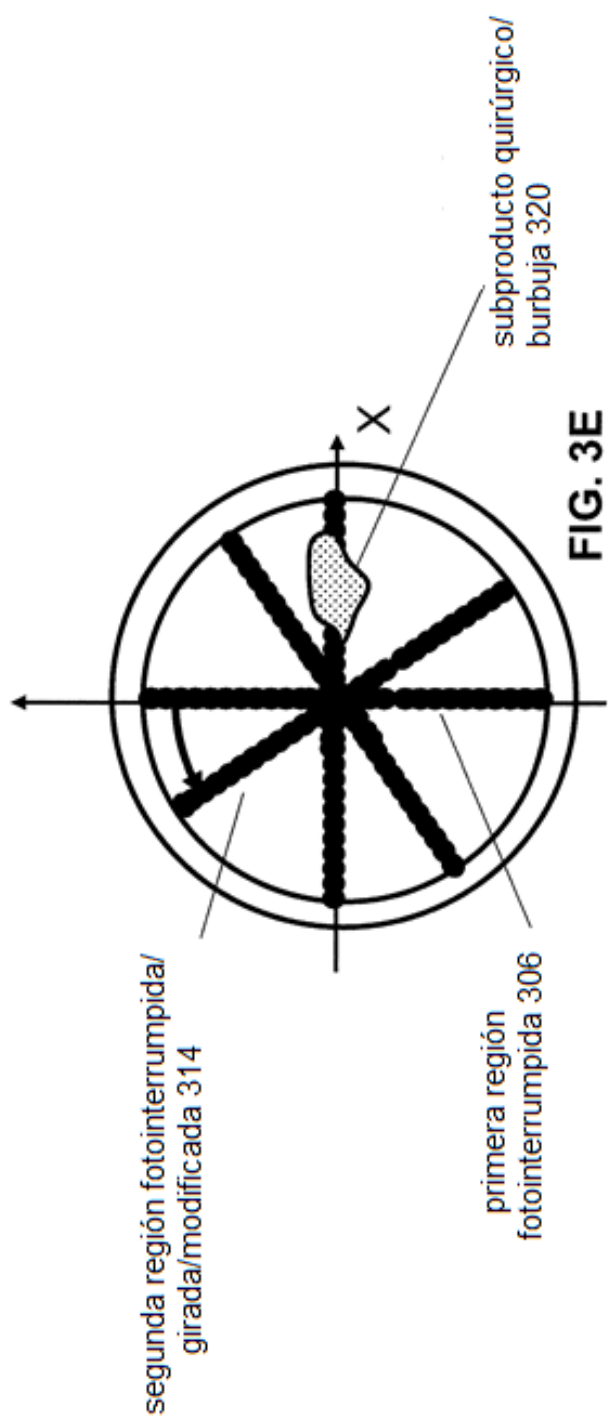


FIG. 3D





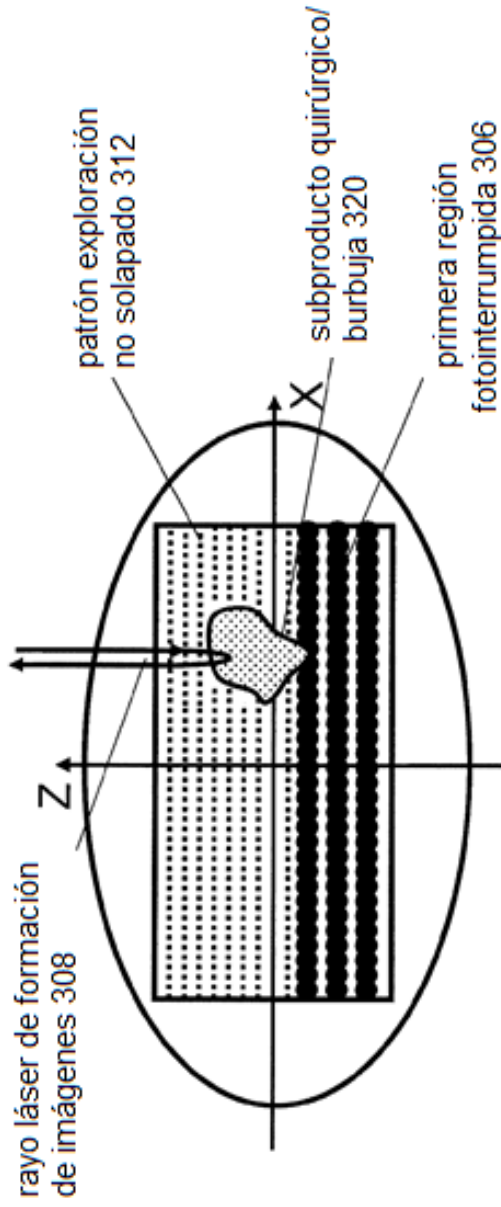


FIG. 4A

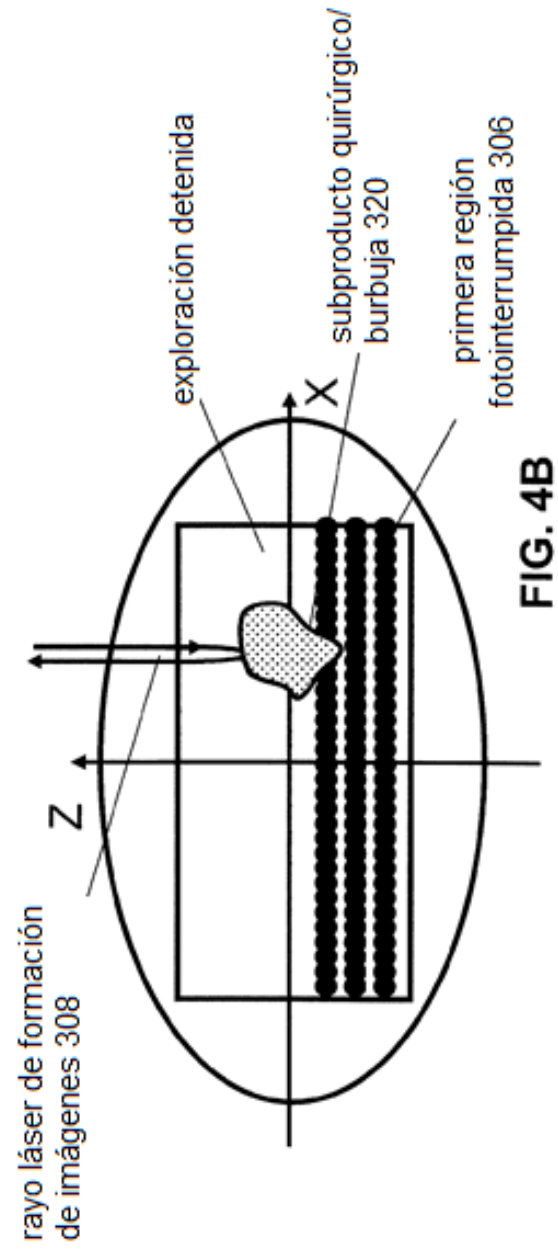
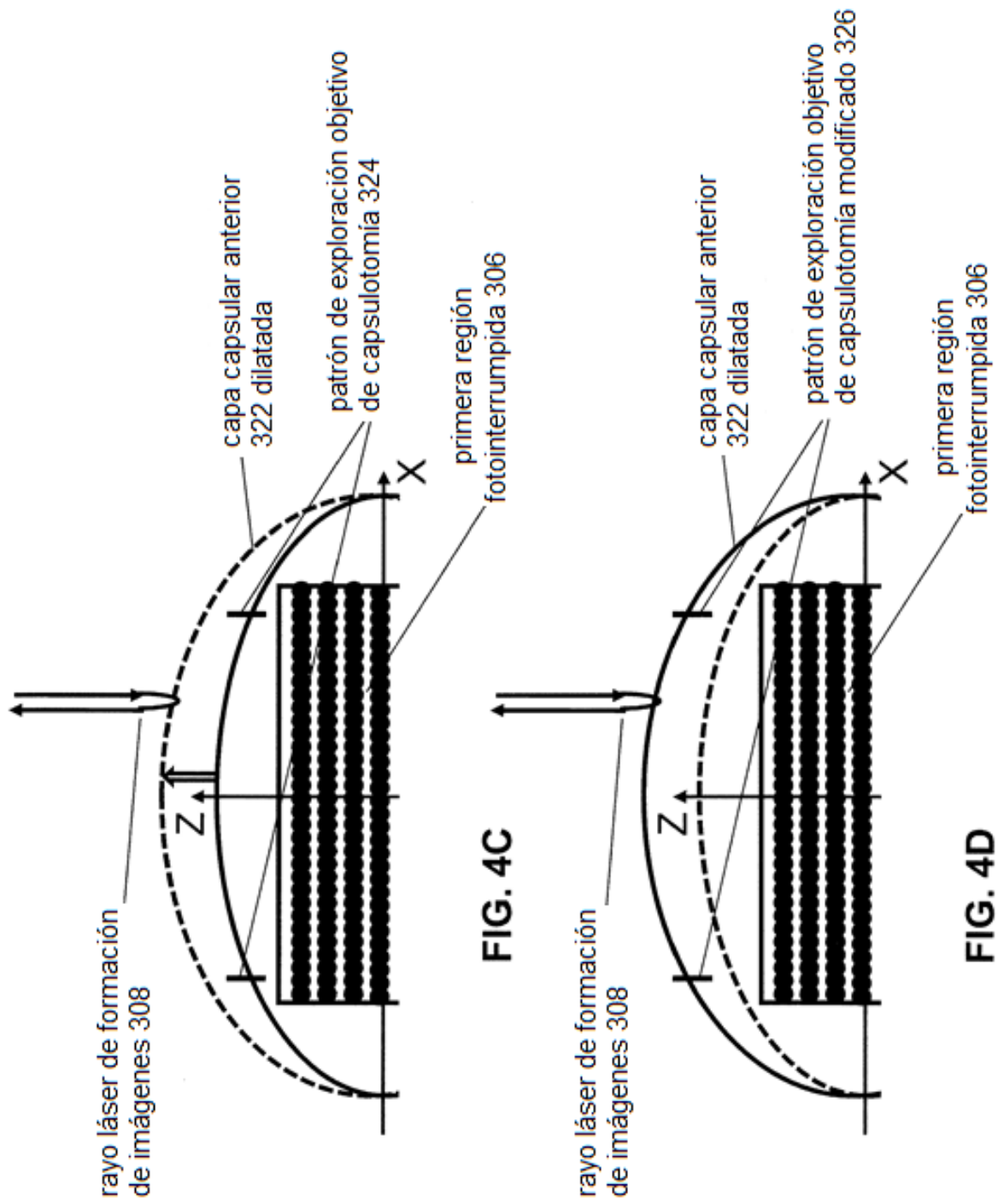
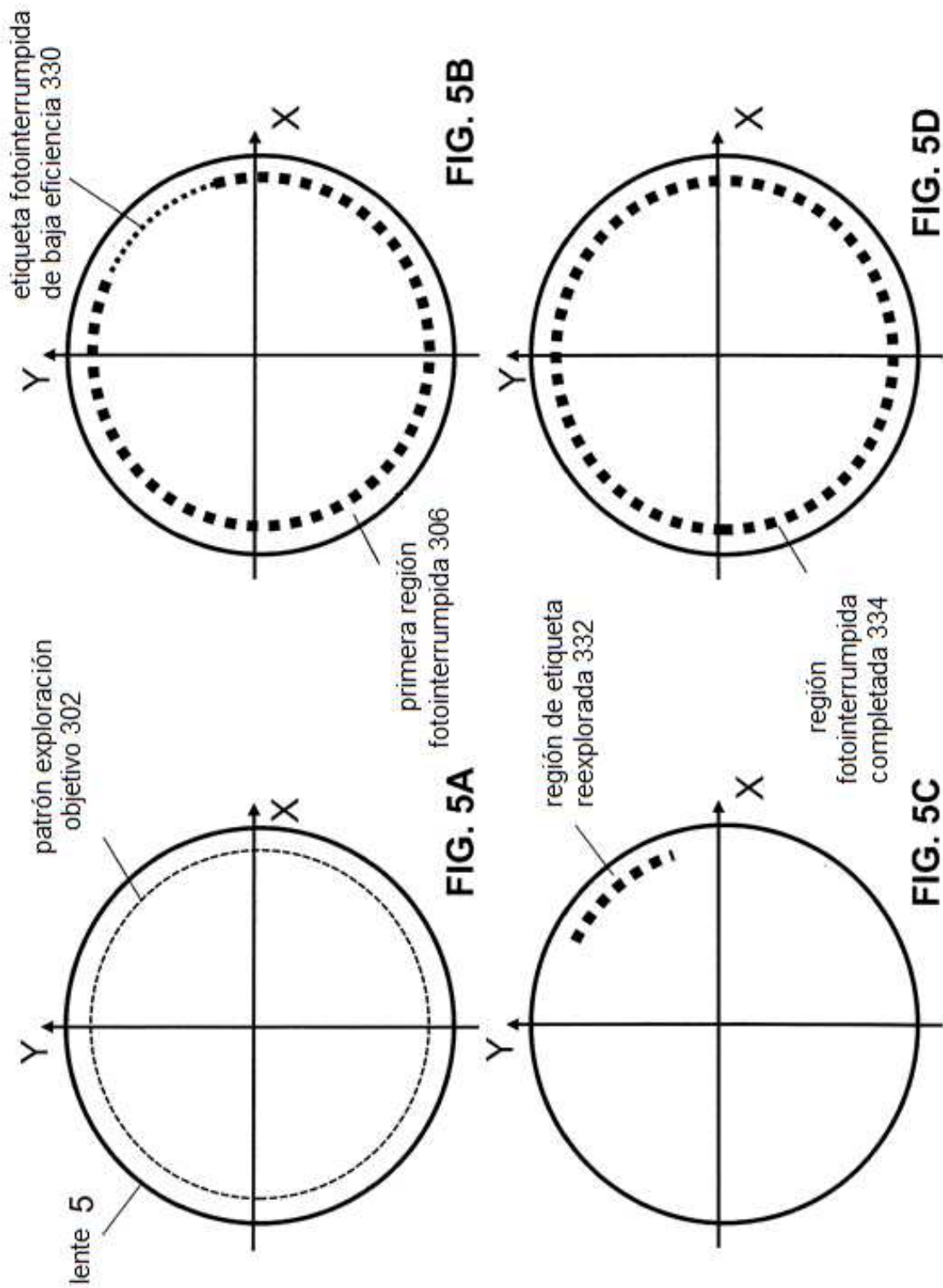


FIG. 4B







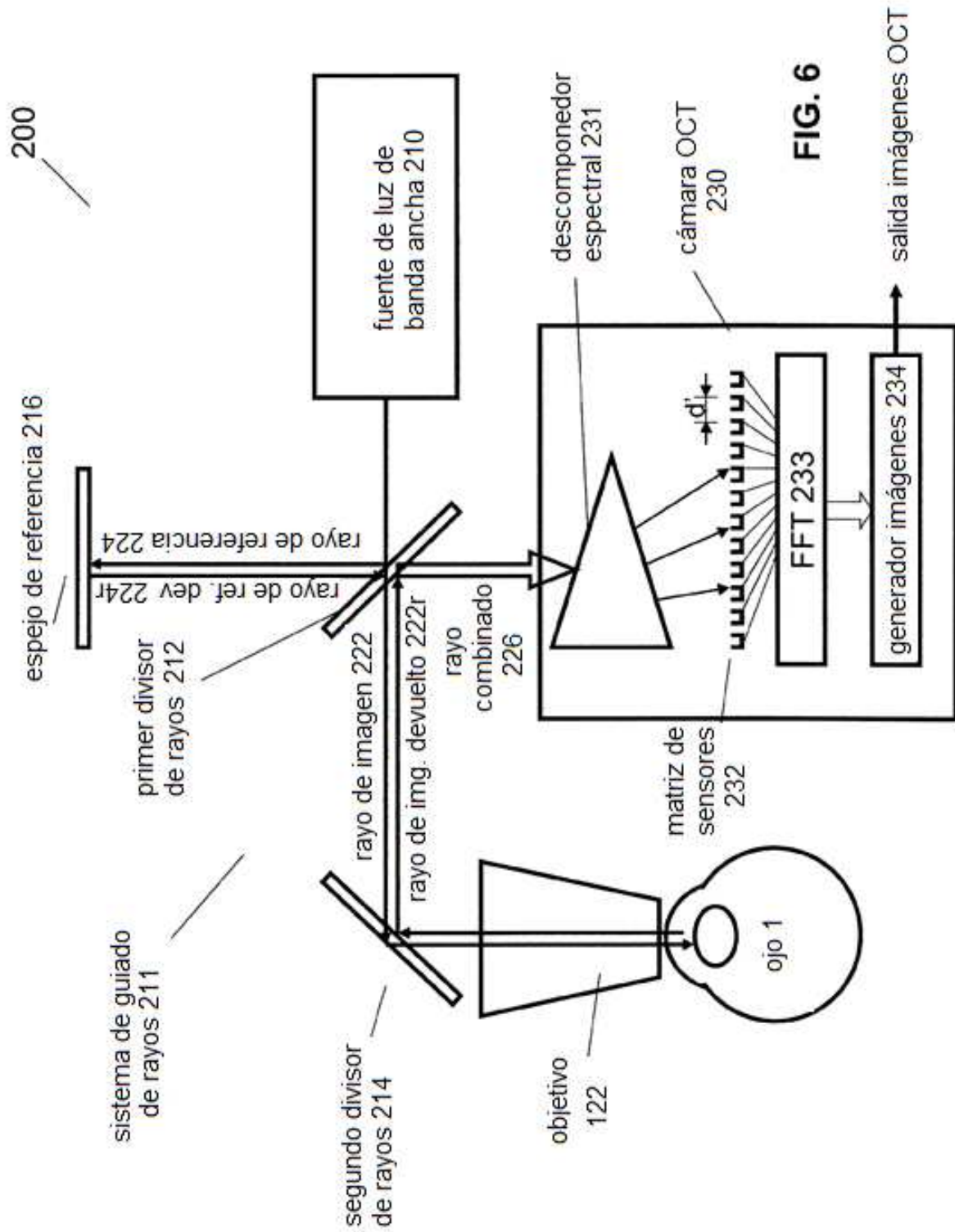


FIG. 6



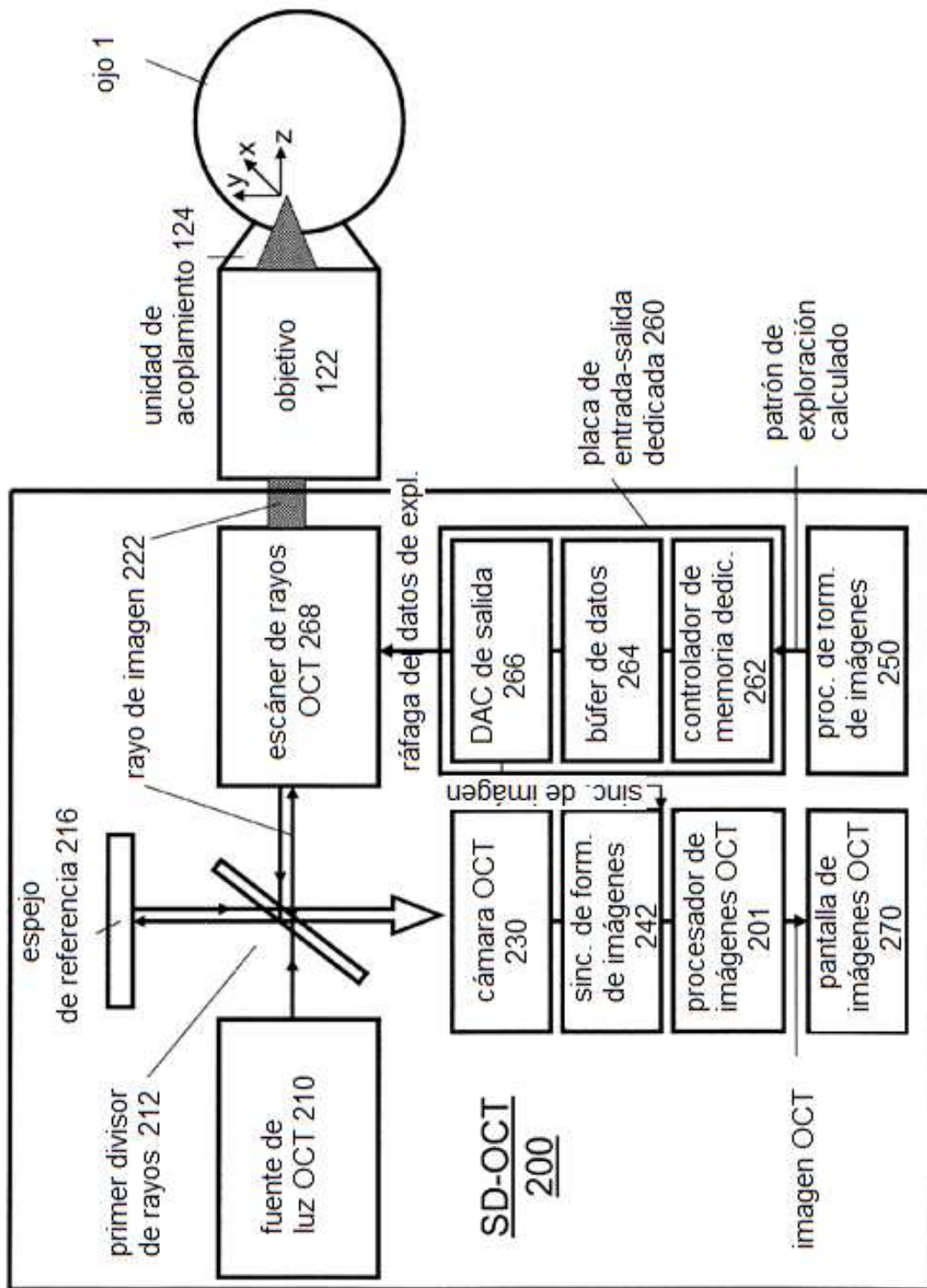


FIG. 7

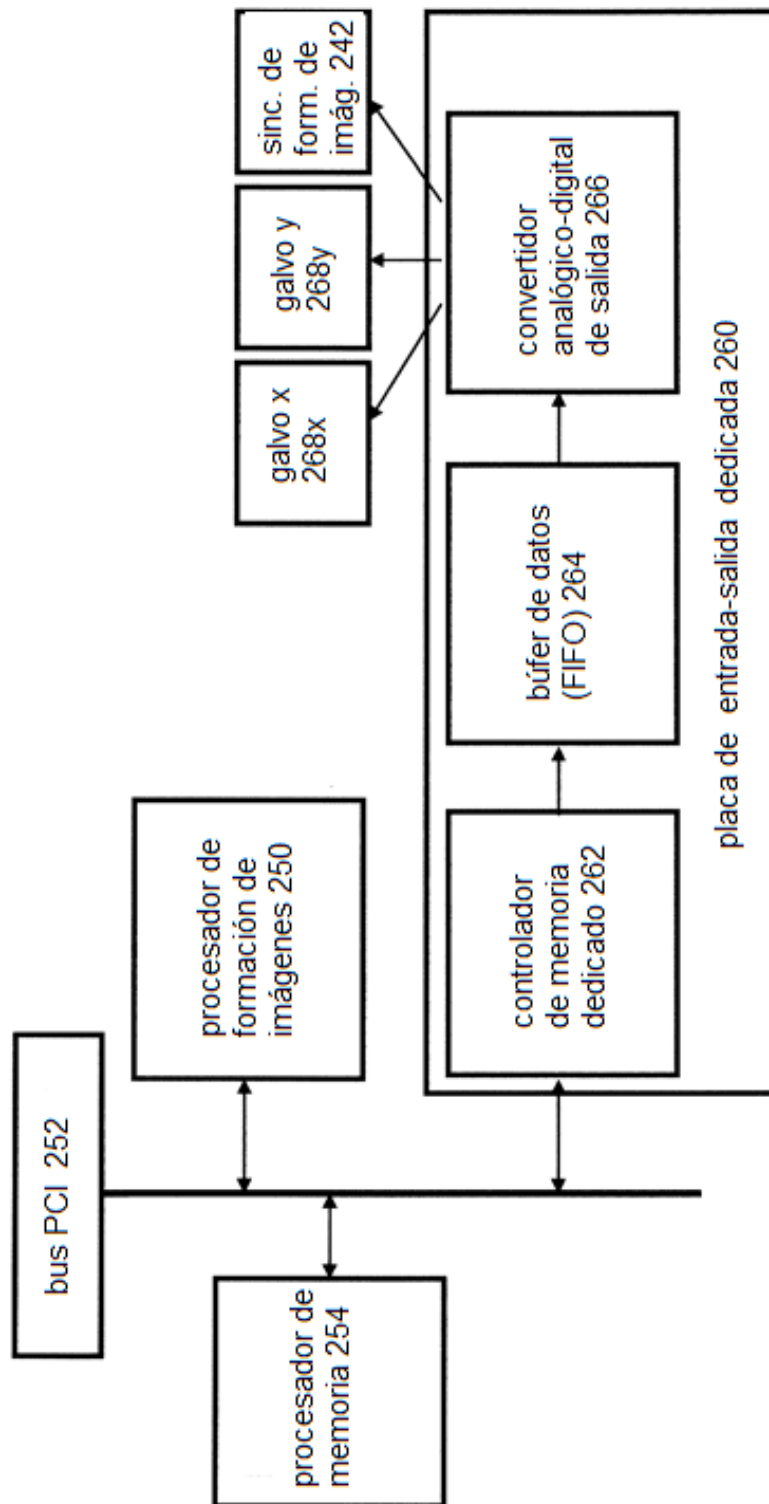


FIG. 8

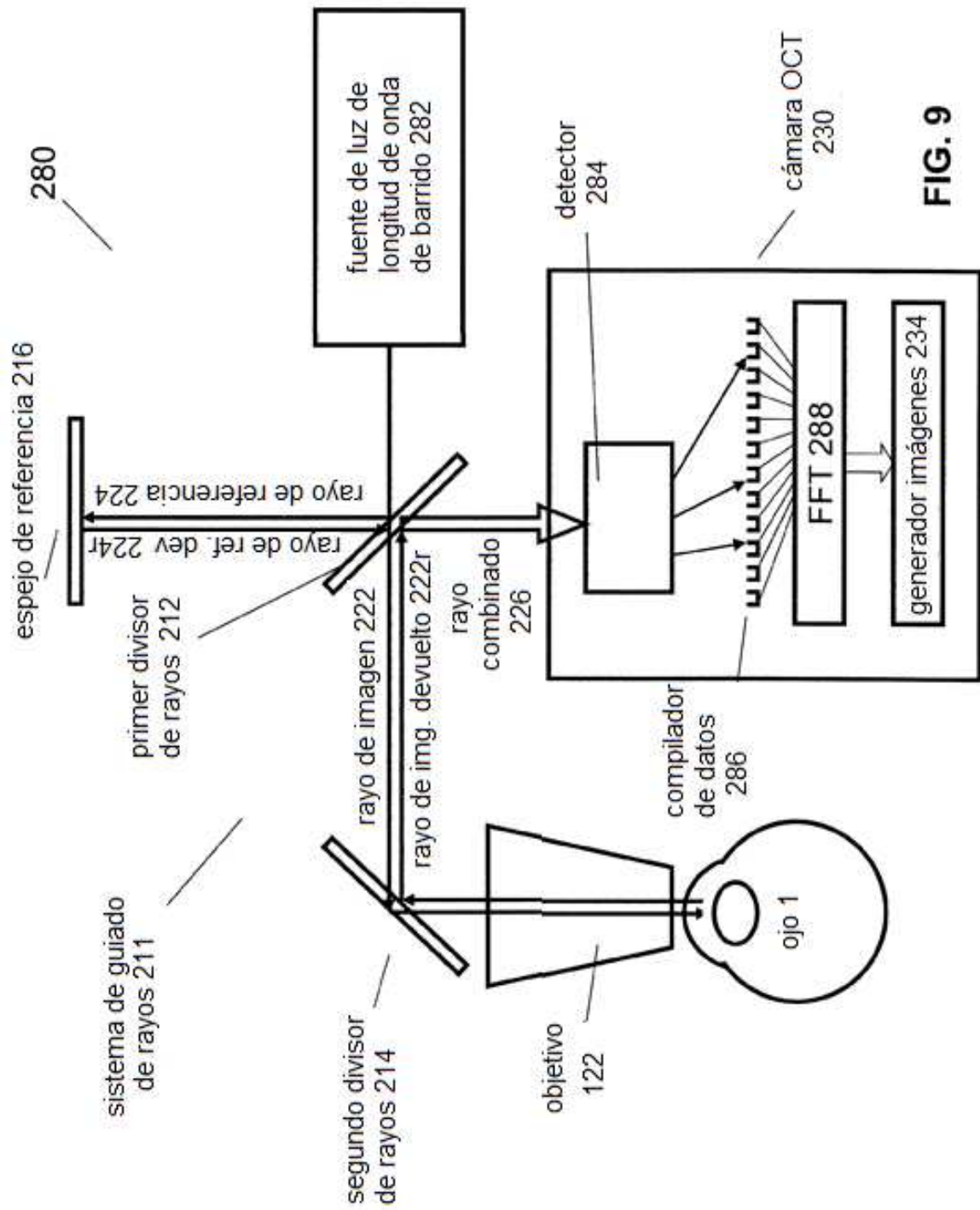
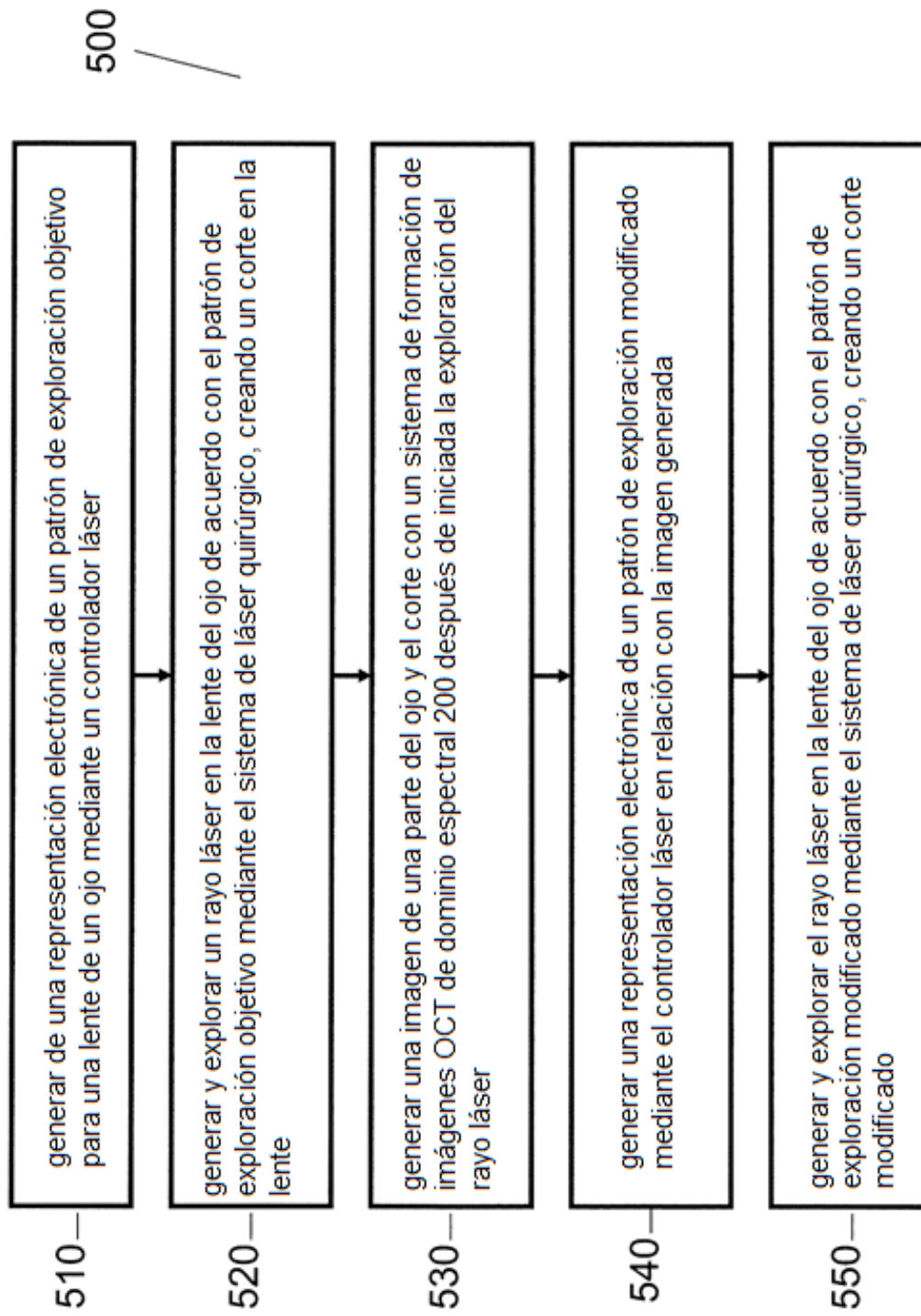
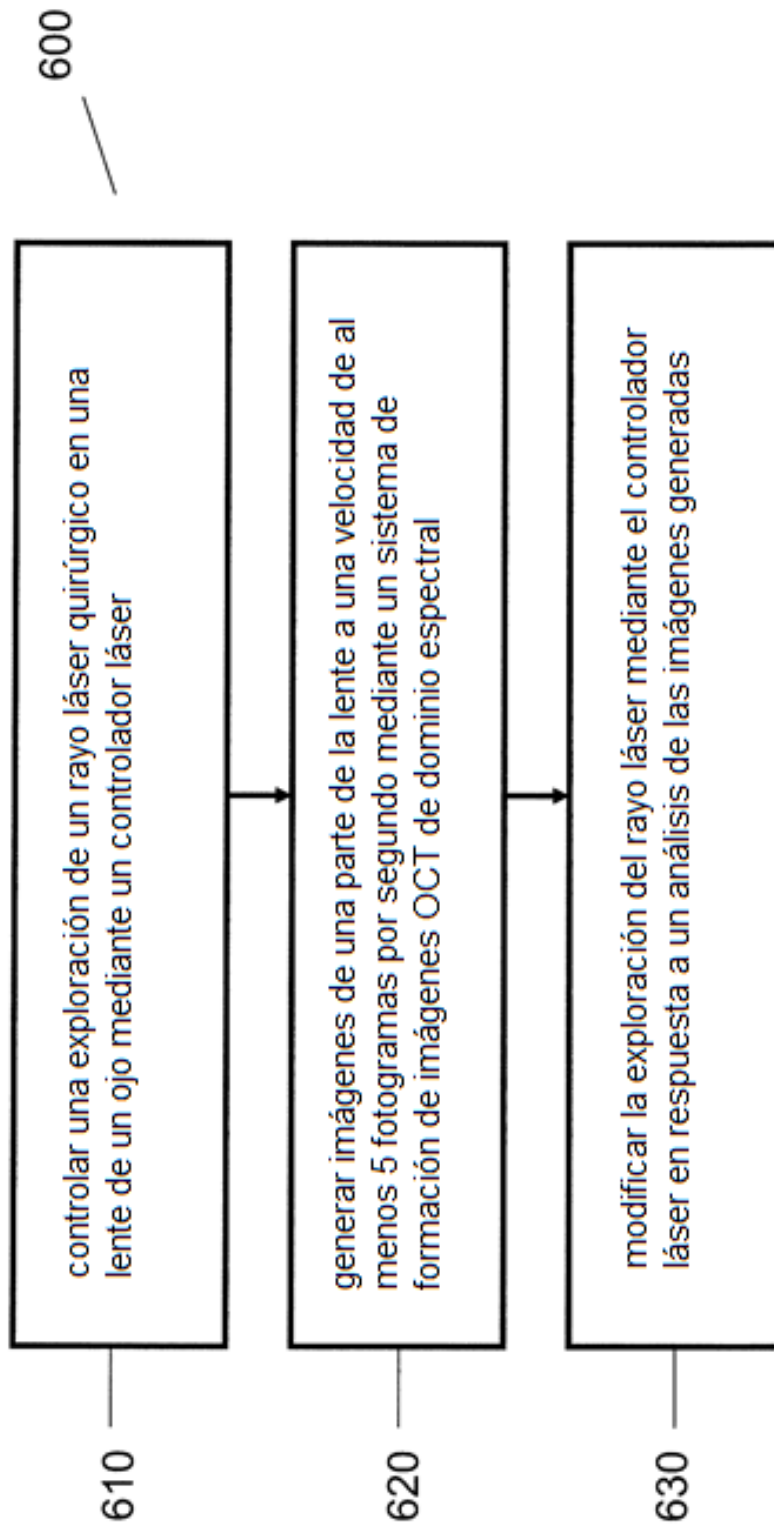


FIG. 9



**FIG. 10**



**FIG. 11**