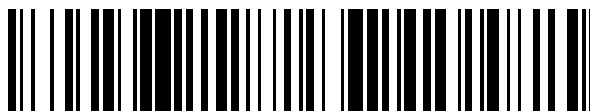


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 705 693**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.12.2012** **E 15187359 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.11.2018** **EP 3001989**

54 Título: **Procesador de imagen para formación de imágenes tomográfica de coherencia óptica intra-quirúrgica de procedimientos de cataratas con láser**

30 Prioridad:

19.12.2011 US 201113329813

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
26.03.2019

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 2 705 693 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

Procesador de imagen para formación de imágenes tomográfica de coherencia óptica intra-quirúrgica de procedimientos de cataratas con láser

Campo técnico

- 5 Este documento de patente se refiere a la aplicación de sistemas de formación de imágenes Tomográficos por Coherencia Óptica durante los procedimientos para cataratas. En más detalle, este documento de patente se refiere a la formación de imágenes intra-quirúrgicas Tomográficas por Coherencia Óptica de Dominio Espectral de procedimientos para cataratas.

Antecedentes

- 10 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 recientes. Los sistemas de láser quirúrgico pulsados con impulsos de láser de femtosegundo proporcionan funcionalidades de corte controladas de manera muy precisa. Los sistemas ópticos avanzados proporcionan un control sin precedentes sobre la colocación y direccionamiento de los impulsos de láser. Además, los sistemas de formación de imágenes proporcionan imágenes de
- 15 alta calidad para ayudar a los cirujanos a planificar y ejecutar los procedimientos quirúrgicos para cataratas. Sin embargo, hay aún mucho espacio para la mejora de los sistemas quirúrgicos para cataratas, especialmente en el área de formación de imágenes. Las referencias antecedentes son los documentos US 2011/196350 y WO 2010/075571.

Resumen

- 20 Un área donde es posible una mejora sustancial y en la que se requiere es proporcionar información de formación de imágenes más extensa y accionable para el cirujano de cataratas. El más avanzado de los sistemas actuales incluye un sistema de formación de imágenes Tomográficas por Coherencia Óptica (OCT). Antes de la cirugía de cataratas, estos sistemas pueden generar y presentar una imagen de referencia curvilínea o en sección transversal 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 sobre la imagen de referencia presentada para introducir puntos
- 25 característicos o puntos de extremidad de los distintos cortes y regiones que han de ser fotodisruptados o foto-tratados. Una interfaz interactiva de un controlador láser puede detectar estas marcas y traducirlas a señales de control electrónicas para guiar el haz láser quirúrgico para formar los cortes correspondientes.

- 30 Para colocar la invención en contexto, se recuerda que un procedimiento para cataratas con un sistema de láser quirúrgico puede incluir las siguientes etapas. (1) En primer lugar, el cristalino puede ser fotodisruptado dentro de la bolsa capsular escaneando el haz láser quirúrgico de acuerdo con un patrón de fotodisrupción. Dependiendo de la dureza de la catarata, el patrón de disrupción, el grado de disrupción y los resultados quirúrgicos deseados, este proceso puede ser denominado como un corte, una fragmentación o una lisis. (2) En segundo lugar, una tapa o capuchón capsular puede ser cortado en la bolsa capsular o en la capa capsular anterior por una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior o una capsulotomía curvilínea continua. La tapa o capuchón capsular está formado de modo que
- 35 cuando es retirado, se abre un orificio en la bolsa capsular a través del cual el cirujano puede extraer o aspirar el cristalino fotodisruptado de la bolsa capsular. (3) Puede formarse un corte de acceso a continuación en la esclerótica, el limbo o la región corneal periférica del ojo. A través de este corte de acceso dispositivos quirúrgicos, tales como un fórceps o una faco-punta pueden ser insertados en el ojo. (4) A continuación, la tapa o capuchón capsular pueden ser retirados por uno de los dispositivos quirúrgicos insertados para formar la abertura capsular antes mencionada. (5) A menudo, el láser quirúrgico no disrumpe el cristalino totalmente. En tales casos, puede insertarse una faco-punta en la bolsa capsular para completar la disrupción del cristalino aplicando ultrasonidos y corte. (6) Posteriormente, los fragmentos del cristalino pueden ser retirados o aspirados a través de la abertura capsular. (7) Finalmente, pueden ser insertada una lente intraocular (IOL) para restaurar la visión en el ojo. El orden de las etapas (1) y (2) puede ser invertido en algunos procedimientos.

- 45 Los procedimientos para cataratas pueden ser complementados formando cortes adicionales, tales como incisiones de relajación del limbo o incisiones arqueadas en la córnea, y distintos cortes de acceso adicional.

- 50 Sin embargo, una vez que la fotodisrupción mediante el haz láser quirúrgico ha comenzado a formar los cortes planificados, los sistemas de formación de imágenes de hoy en día no generan imágenes adicionales que podrían proporcionar información accionable o realimentación para el cirujano de cataratas. Esto es principalmente debido al hecho de que con los sistemas quirúrgicos modernos los procedimientos quirúrgicos para cataratas pueden durar un tiempo bastante corto, tal como 10-20 segundos para una capsulotomía o 30-40 segundos para una fotodisrupción del cristalino. Los sistemas de formación de imágenes existentes son incapaces de formar imágenes de la región fotodisruptada con suficiente resolución en tal corto espacio de tiempo quirúrgico. Incluso menos, son capaces de analizar la imagen de la región fotodisruptada para proporcionar una realimentación accionable, o de modificar
- 55 activamente el procedimiento quirúrgico en curso. Tales funcionalidades requerirían un rendimiento de formación de imágenes más rápido y sistemas electrónicos y de formación de imágenes adicionales o diferentes.

- Aunque la formación de imágenes y el análisis de las regiones afectadas durante los cortos períodos de tiempo quirúrgicos es difícil, una realimentación basada en tal formación de imágenes o análisis sería muy deseable tanto para mejorar la precisión del procedimiento quirúrgico como para gestionar complicaciones quirúrgicas inesperadas. Por ejemplo, una capsulotomía puede no cortar a través de la bolsa capsular entera en algunas partes de la línea de corte circular de manera que la tapa o capuchón circular permanece fijado al resto de la cápsula en estas "etiquetas". Cuando posteriormente el cirujano intenta retirar la capa circular con un fórceps, la bolsa capsular puede ser dada la vuelta en las etiquetas, lo que conduce a bordes dañados o desgarros sustanciales. El cirujano había sido provisto de una imagen de la capsulotomía incompleta en su momento, puede haber optado por volver a escanear el círculo de capsulotomía con el láser para cortar a través de las etiquetas en vez de comenzar la retirada de la tapa parcialmente separada.
- En otros casos, cuando la fotodisrupción del cristalino es realizada, el láser quirúrgico puede ser escaneado demasiado cerca de la capa capsular posterior, perforándola posiblemente. Tal perforación puede necesitar un procedimiento de vitrectomía de emergencia complejo, elevando sustancialmente el riesgo del procedimiento de cataratas completo. De nuevo, el cirujano había sido provisto de una realimentación de imágenes de una manera temporal, podría haber modificado el patrón de escaneado para guiar el haz láser quirúrgico lejos de la capa capsular posterior, impidiendo la vitrectomía.
- Aún en otros casos, el sistema láser quirúrgico puede estar mal calibrado: el controlador de láser puede haber calculado mal la ubicación de los impulsos de láser por una variedad de razones, incluyendo aberraciones ópticas, problemas de tolerancia de fabricación del láser, una mala caracterización de las propiedades refractivas del cristalino, un error de diagnóstico pre-operativo, un movimiento o cambio de forma del ojo, y una deformación térmica de los componentes. En un ejemplo, aunque el cirujano puede haber colocado las marcas en una imagen de referencia para formar un corte quirúrgico, por ejemplo 100 micrones desde la capa capsular posterior, la óptica de guiado puede haber dirigido los impulsos de láser quirúrgico a una ubicación solamente a 50 micrones desde la capa capsular posterior debido a la mala calibración, elevando el riesgo y reduciendo la precisión y seguridad del procedimiento de cataratas. Como anteriormente, si el cirujano hubiera sido provisto de una imagen del progreso de la cirugía, podría haber descubierto la mala calibración antes de que la fotodisrupción haya llegado a la distancia aproximada de 50 micrones peligrosa desde la capa capsular posterior.
- En algún otro ejemplo, la mala calibración puede ser causada porque el cristalino completo se ha movido a lo largo del eje óptico debido a una diferencia de la presión en la cámara anterior y una cámara posterior, o humor vítreo, situado dentro del cristalino a lo largo del trayecto del haz óptico. La presión puede cambiar por una variedad de razones después de que la imagen de referencia ha sido tomada, tal como debido a la presión ejercida por la interfaz del paciente. También, al ser el ojo un sistema dinámico, las presiones internas en las cámaras anterior y posterior pueden cambiar a la vez, por ejemplo cuando las presiones internas se equilibran con las presiones externas durante un período prolongado tal como segundos o decenas de segundos después de que la interfaz del paciente esté guardada en el ojo.
- Aún en otro ejemplo, la mala calibración puede ser causada por la curvatura del cristalino que ha cambiado debido a la acomodación. La acomodación puede ser causada por el paciente antes y durante el procedimiento. Los cirujanos administran típicamente fármacos para detener o suprimir la acomodación, expandiendo en efecto la pupila. Sin embargo, estos fármacos tienen diferentes efectos sobre diferentes pacientes e incluso estos diferentes efectos siguen diferentes líneas de tiempo. De nuevo, en los últimos dos ejemplos, como antes, si el cirujano hubiera sido provisto de imágenes actualizadas o temporales durante el procedimiento, podría haber reconocido la mala calibración y podría haber tomado una acción preventiva o de corrección.
- Una característica común de estas y de muchas otras posibles complicaciones quirúrgicas es que resultan detectables solamente después de que la fotodisrupción del tejido objetivo haya comenzado. Como se ha descrito anteriormente, sin embargo, formar una imagen en un tiempo de formación de imagen más corto que en un tiempo quirúrgico de 10, 20, 40 o 60 segundos puede ser un gran reto para los sistemas de formación de imágenes de hoy en día, especialmente si es necesaria una imagen de resolución elevada para proporcionar una información de formación de imágenes accionables. Y puede ser prohibitivamente retardador para los sistemas existentes además analizar la imagen para presentar una realimentación o una acción correctiva sugerida, o para modificar activamente el escaneado del haz láser de fotodisrupción quirúrgica.
- El presente documento de patente describe realizaciones de sistemas quirúrgicos para cataratas con sistemas de formación de imágenes avanzados que están configurados para formar imagen y en algunas implementaciones para analizar las regiones fotodisrumpidas por el haz láser quirúrgico en un tiempo de formación de imagen más corto que los tiempos quirúrgicos típicos. Estas realizaciones por ello permiten la modificación del procedimiento quirúrgico para cataratas en tiempo real, bien por el cirujano o bien por el propio sistema quirúrgico, prometiendo una mejora cualitativa de la eficacia y seguridad de la cirugía para cataratas moderna.
- En particular, en una realización un sistema quirúrgico para cataratas puede incluir una fuente láser, configurada para generar un primer conjunto de impulsos láser, una óptica de guiado, acoplada a la fuente láser, configurada para guiar el primer conjunto de impulsos láser a una región objetivo de cataratas en un ojo; un controlador de láser, configurado para generar una representación electrónica de un patrón de escaneo objetivo y controlar la óptica de guiado para escanear el primer conjunto de impulsos láser de acuerdo con una parte del patrón de escaneo objetivo para crear una primera

región de fotodisrupción en la región objetivo de cataratas: un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral (SD-OCT), configurado para generar una imagen de una porción de la primera región fotodisrumpida; y un procesador de imágenes de OCT, configurado para realizar un análisis de imagen de la imagen, en el que el controlador de láser está configurado para generar una representación electrónica de un patrón de escaneo modificado en relación al análisis de imagen realizado por el procesador de imagen de OCT, y para controlar la óptica de guiado para escanear un segundo conjunto de impulsos láser de acuerdo con el patrón de escaneo modificado para crear una segunda región fotodisrumpida. En algunas realizaciones, el sistema de formación de imágenes puede ser un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Fuente de Barrido (SS-OCT).

En algunas realizaciones, un sistema quirúrgico para cataratas puede incluir un sistema láser quirúrgico, configurado para generar un haz láser quirúrgico y para escanear el haz láser quirúrgico en una región objetivo de cataratas, un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral (SD-OCT), configurado para generar una imagen de una porción de la región objetivo de cataratas, y un procesador de imágenes de OCT configurado para realizar un análisis de imagen de la imagen, para reconocer una característica indeseable quirúrgicamente en la imagen, y para generar una señal de control para detener suspender el escaneado del haz láser quirúrgico.

En algunas realizaciones, un método quirúrgico oftálmico puede incluir generar una representación electrónica de un patrón de escaneo objetivo para un cristalino de un ojo mediante un controlador de láser; generar y escanear un haz láser en el cristalino del ojo de acuerdo con el patrón de escaneo objetivo mediante un sistema láser quirúrgico, crear una corte en el cristalino; generar una imagen de una porción del ojo y el corte con un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral después de que el escaneado del haz láser haya comenzado; realizar un análisis de imagen de la imagen generada con un procesador de imágenes de OCT; generar una representación electrónica de un patrón de escaneo modificado por el controlador láser en relación al análisis de imagen realizado, y generar y escanear el haz láser en el cristalino del ojo de acuerdo con el patrón de escaneo modificado por el sistema láser quirúrgico, creando un corte modificado.

En algunas realizaciones, un método de cirugía de cataratas puede incluir controlar un escaneado de un haz láser en un cristalino del ojo mediante un controlador de láser; generar imágenes de una porción del cristalino a una tasa de al menos 5 fotogramas por segundo mediante un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral; realizar un análisis de las imágenes generadas por un procesador de imágenes de OCT; y modificar el escaneado del haz láser por el controlador de láser en respuesta al análisis realizado por el procesador de imágenes de OCT.

Breve descripción de los dibujos

La fig. 1A ilustra una realización del sistema quirúrgico de láser de cataratas.

La fig. 1B ilustra una fotodisrupción ayudada por formación de imágenes en una región objetivo de cristalino.

La fig. 1C ilustra una realización del sistema quirúrgico de láser de cataratas.

La fig. 1D ilustra una realización del sistema quirúrgico de láser de cataratas.

Las figs. 2A-C ilustran la formación de una primera y una segunda región fotodisrumpida modificada.

Las figs. 3A-E ilustran la modificación de patrones de escaneo después de que haya sido detectado un subproducto quirúrgico.

Las figs. 4A-B ilustran la modificación del patrón de escaneo después de que haya sido detectado un subproducto quirúrgico.

Las figs. 4C-D ilustran la modificación del patrón de escaneo de capsulotomía después de que se haya expandido la cápsula del cristalino.

Las figs. 5A-D ilustran un nuevo escaneo de una capsulotomía ineficiente.

La fig. 6 ilustra una realización de un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral.

La fig. 7 ilustra una realización de un sistema de formación de imágenes Tomográfico por 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 realización de un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Fuente de Barrido.

La fig. 10 ilustra un método quirúrgico para cataratas ayudado por formación de imágenes.

La fig. 11 ilustra un método quirúrgico para cataratas ayudado por formación de imágenes.

Descripción detallada

5 Implementaciones y realizaciones en este documento de patente describen sistemas quirúrgicos de cataratas que generan realimentación de formación de imágenes temporalmente bien para ayudar a un cirujano a ajustar el procedimiento quirúrgico basado en la realimentación, o bien para determinar y realizar tal ajuste por sí mismos.

10 La fig. 1A ilustra un sistema 100 quirúrgico para cataratas, que incluye una fuente láser 110 para generar un haz láser de un primer conjunto de impulsos láser. Estos impulsos láser pueden tener una duración o longitud de impulso del orden de 1-1000 femtosegundos o 1-1000 picosegundos. La energía y potencia del haz láser puede ser seleccionada para conseguir una fotodisrupción bien controlada en la región objetivo seleccionada eficientemente sin causar daño en otros tejidos oftálmicos tales como en la retina fotosensible. El sistema 100 quirúrgico para cataratas puede incluir también una óptica 120 de guiado, acoplada a la fuente láser 110 para guiar el primer conjunto de impulsos láser a través de una córnea 3 y una cámara anterior 4 a un cristalino 5 de un ojo 1. El cristalino 5 está envuelto con una capa o bolsa capsular 6. La óptica 120 de guiado puede estar configurada para guiar el haz láser a una región objetivo de cataratas a través de un objetivo 122 y una unidad de almacenamiento o interfaz de paciente (PI) 124 que puede almacenar sobre el ojo 1 e inmovilizarla con relación al sistema 100 quirúrgico para cataratas aplicando succión de vacío. En algunas realizaciones, puede no ser una conexión directa o de inmovilización entre el objetivo 122 y el ojo 1. Esto realizaciones pueden emplear en lugar de ello seguidores de ojo para correlacionar el proceso de formación de imágenes con posibles movimientos del ojo, por ejemplo.

20 La región objetivo de cataratas puede estar situada en un segmento anterior del ojo 1 que incluye la córnea 3, la cámara anterior 4, el cristalino 5 y la bolsa capsular 6 del ojo 1. La región objetivo de cataratas puede ser, por ejemplo, un círculo, cilindro, o cilindro inclinado en una capa capsular o bolsa capsular anterior del cristalino 5 cuando se realiza una capsulotomía. La región objetivo de cataratas puede ser también una fracción de gran volumen del cristalino 5 para conseguir una fotodisrupción, un corte o una lisis del cristalino 5 o al menos de su núcleo. La región objetivo de cataratas puede estar también en la córnea 3, tal como un corte de acceso para crear un orificio para la inserción de dispositivos quirúrgicos de cataratas. En procedimientos de cataratas más comprensivos, tales como en cirugía de cataratas refractiva, también pueden formarse cortes o incisiones (LRI) de relajación del limbo adicional o incisiones arqueadas.

30 La capsulotomía puede tener un diámetro del orden de 3-6 mm, como viene impuesto por el diseño de la lente intraocular, o IOL, que ha de ser insertada en la cápsula del cristalino preservada a una profundidad z del orden de 2-4 mm, donde la profundidad z es medida lo largo de un eje óptico del sistema 100 quirúrgico para cataratas, utilizando una superficie de contacto de la córnea 3 y la PI 124 como un nivel de referencia cero para la profundidad z. La región objetivo de una fotodisrupción de cristalino puede extenderse desde una profundidad z de 2-4 mm a una profundidad z de 7-10 mm, con un diámetro de 4-8 mm. Finalmente, la LRI corneal, los cortes arqueados y de acceso pueden ser formados en la profundidad z de 0-2 mm en el diámetro grande de 6-14 mm para minimizar o evitar directamente impactar en el campo de visión. Estos intervalos numéricos muestran que los retos de los procedimientos de cataratas sustancialmente exceden de los procedimientos corneales puramente - tales como LASIK - un procedimiento retiniano. Tanto los procedimientos corneales/LASIK como los sentimientos son realizados en un intervalo de profundidad z mucho más estrecho y en un volumen quirúrgico total mucho menor que en los procedimientos de cataratas. Los procedimientos corneales están típicamente restringidos a intervalos de profundidad z de 0,1-0,5 mm ya que el grosor de la córnea raramente excede de 1 mm y la fotodisrupción típicamente no corta a través de toda la córnea para mantener la cámara anterior intacta. Diámetros típicos de cortes corneales pueden ser del orden de 2-3 mm. Aunque los procedimientos retinianos nos son hechos profundos en el segmento posterior del ojo 1 a una profundidad z grande, el intervalo de profundidades z donde son formados los cortes es típicamente menor de 2 mm, el grosor total de las capas de la retina de interés.

45 En contraste, los procedimientos de cataratas implican típicamente la fotodisrupción en la mayor parte o en la totalidad de las regiones objetivo de cataratas descritas anteriormente, tanto en la córnea 3 como en el cristalino 5. Por ello, los procedimientos de cataratas pueden implicar cortes en un intervalo de profundidad z de 4 mm o mayor, algunas veces 6 mm o mayor. Estos intervalos de profundidad z de cataratas son sustancialmente mayores que los intervalos de profundidad z anteriormente descritos de los procedimientos corneales o retinianos. Además, el diámetro de los cortes relacionados con la catarata exceden también de los cortes corneales sustancialmente. Por ello, formar cortes de las cataratas plantea retos sustancialmente más difíciles para el diseño de un sistema quirúrgico para cataratas, incluyendo su sistema de formación de imágenes, que los que plantea formar los cortes corneales para el diseño de un sistema LASIK, o que plantean formar cortes retinianos para el diseño del sistema quirúrgico retiniano.

55 El sistema 100 quirúrgico para cataratas puede también incluir un controlador 130 de láser para generar una representación electrónica de un patrón de escaneo objetivo y para controlar la óptica 120 de guiado para escanear el primer conjunto de impulsos láser a una porción del patrón de escaneo para crear una primera región fotodisruptada en la región objetivo de cataratas.

Como se ha descrito anteriormente, la región objetivo de cataratas puede estar en una proximidad de una capa capsular anterior y el patrón de escaneo objetivo puede ser un conjunto de puntos objetivos sobre un círculo o cilindro en la capa capsular anterior del cristalino 5 para una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior, o una capsulotomía curvilínea.

5 Ahora bien, la región objetivo de cataratas puede ser una porción del cristalino 5 y el patrón de escaneo objetivo puede ser un conjunto de puntos objetivos sobre planos de corte radiales, cilindros, un patrón espiral, o un patrón de malla para inducir la fotodisrupción del propio cristalino 5. Los puntos del patrón de escaneo objetivo pueden ser definidos por ejemplo por sus coordenadas radiales o (x,y,z). Estas coordenadas pueden ser representadas electrónicamente en un procesador, basado en ejecutables almacenados en una memoria correspondiente del controlador 130 de láser.

10 El sistema quirúrgico para cataratas puede también incluir un sistema 200 de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral (SD-OCT) para generar una imagen de una porción de la primera región fotodisruptada, creada por el escaneado del haz láser quirúrgico. El sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede estar configurado para acoplar un haz de formación de imágenes a la óptica 120 de guiado para ser guiado al ojo 1 y para recibir un haz de formación de imágenes devuelto desde la óptica 120 de guiado. El sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede estar configurado para generar la imagen o imágenes de la primera región fotodisruptada durante la cirugía para proporcionar una realimentación temporalmente o accionables para el cirujano o para el controlador 130 de láser, como se ha descrito a continuación en detalle.

La fig. 1B ilustra una operación del sistema 100 quirúrgico para cataratas. En este ejemplo, el controlador 130 de láser puede generar la representación electrónica de un patrón 302 de escaneo objetivo en la región objetivo de cataratas, un arco próximo a la capa capsular posterior. La óptica 120 de guiado puede focalizarse y escanear el primer conjunto de impulsos láser de un haz láser quirúrgico 304, generado por la fuente láser 110, a través de los puntos del patrón 302 de escaneo objetivo para crear una primera región 306 fotodisruptada. La primera región 306 fotodisruptada en este ejemplo puede consistir de un conjunto de burbujas o burbujas de cavitación, formadas en los puntos del patrón 302 de escaneo objetivo. Después de haber comenzado la fotodisrupción, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede escanear un haz 308 de formación de imágenes a través de la región objetivo de cataratas para generar una imagen de la primera región 306 fotodisruptada. En algunas implementaciones, el haz 308 de formación de imágenes y el haz láser 304 quirúrgico pueden ser escaneados o guiados por la misma óptica 120 de guiado compartida. En otras implementaciones, sólo parte del trayecto óptico puede ser compartido y el haz 308 de formación de imágenes puede ser parcialmente escaneado por una óptica de guiado de formación de imágenes no compartida adicional. Todos estos diseños son realizaciones de la óptica 120 de guiado.

Si la imagen generada por el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT indica que el procedimiento está progresando según ha sido planificado, tal como que las burbujas 306 fotodisruptadas son formadas de acuerdo con el patrón 302 de escaneo objetivo y sin consecuencias indeseadas, el controlador 130 de láser puede continuar escaneando el haz láser 304 quirúrgico a lo largo del patrón 302 de escaneo objetivo original. Sin embargo, si la imagen indica que hay una desviación del procedimiento planificado, el controlador 130 de láser puede responder generando una representación electrónica de un patrón de escaneo modificado y controlar la óptica 120 de guiado para escanear un segundo conjunto de impulsos láser de acuerdo con el patrón de escaneo modificado para crear una segunda región fotodisruptada, como se ilustra en las figuras posteriores.

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

La fig. 1A ilustra que en algunas realizaciones, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede incluir un procesador 201 de imagen de OCT que puede analizar la imagen generada después de que haya comenzado la fotodisrupción. En algunas realizaciones, el procesador 201 de imagen de OCT puede presentar los resultados del análisis para el cirujano para proporcionar una realimentación temporalmente y accionable durante la cirugía, de modo que el cirujano puede introducir un patrón de escaneo modificado en el controlador 130 de láser. En el ejemplo de la fig. 1B, el procesador 201 de imagen de OCT puede estar configurado para medir la distancia de la primera región 306 fotodisruptada desde la capa capsular posterior y si la distancia resulta menor que un margen de seguridad previamente establecido, entonces se presentan señales de alarma o aviso para el cirujano.

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

La fig. 1D ilustra que en algunas realizaciones del procesador 201 de imagen de OCT puede también solaparse o incluso integrarse con el controlador 130 de láser. Las realizaciones de las figs. 1A, 1C y 1D ilustran que las funciones relacionadas con software del procesamiento de imagen OCT y la generación del patrón de escaneo modificado pueden ser parcial o totalmente ejecutadas por un procesador de múltiples propósitos que puede estar alojado bien en el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT, o bien en el controlador 130 de láser, o en un bloque que integra ambos, o puede ser un bloque autónomo separado de ambos.

Como se ha mencionado anteriormente, el intervalo de profundidad z inusualmente grande de cirugías de cataratas que puede ser mayor de 4 mm o en algunas realizaciones mayor de 6 mm puede requerir el uso de un sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT más complejo sustancialmente que el que se ha empleado en los sistemas corneales o retinianos. Por consiguiente, en algunas realizaciones, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede estar configurado para tener un intervalo de profundidad z o de formación de imágenes $L_{\max}$ mayor que 4 mm, tal como en el intervalo de 4-20 mm. En otras realizaciones, el intervalo $L_{\max}$ de formación de imágenes o profundidad z puede ser mayor de 6 mm, tal como en el intervalo de 6-10 mm.

$L_{\max}$, el intervalo de formación de imágenes o profundidad z del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede depender de la longitud de onda λ del haz láser 308 de formación de imágenes, la resolución $\delta\lambda$ de longitud de onda, la frecuencia N_f de Nyquist, la longitud focal f y la pupila d del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT, como se ha descrito a continuación en detalle. Consecuentemente, pueden diseñarse realizaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT con parámetros λ , $\delta\lambda$, N_f , f y d de tal modo que el intervalo de formación de imágenes o de profundidad z es mayor de 4 mm, o en algunas realizaciones mayor de 6 mm.

La dificultad de extender el intervalo de profundidad de imagen de un sistema desde 1-2 mm a 4 mm o más puede también ser apreciada a partir del hecho de que algunos sistemas existentes que requieren intervalos de formación de imágenes mayores de 2 mm consiguen esto sin implicar ópticas más avanzadas de lo que habría sido prohibitivamente difícil. En su lugar, estos sistemas emplean un sistema de formación de imágenes convencional con un intervalo de formación de imágenes menor de 2 mm y promover el intervalo de formación de imágenes del sistema convencional tomando varias imágenes a profundidades z adyacentes separadas en aproximadamente 2 mm y generar una única imagen con el intervalo mayor integrando las imágenes de profundidad adyacente utilizando circuitos de reconocimiento y procesamiento de imágenes complejos. Tales sistemas pueden ser electrónicamente complejos y la integración de imágenes reduce la velocidad de su rendimiento de manera considerable. Para evitar la ralentización del rendimiento de formación de imágenes y la necesidad de electrónica más compleja, implementaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT consiguen el intervalo de profundidad de formación de imágenes de más de 4 o 6 mm sin integrar dos o más imágenes.

Por claridad, se ha observado que es corriente distinguir entre dos tipos de escaneos de formación de imágenes: escaneos A y escaneos B. Un escaneo A se refiere a una imagen del objetivo en un intervalo de profundidades z correspondiente a una única coordenada transversal (x,y) , en el marco de referencia cuyo eje z está alineado con un eje óptico de la óptica 120 de guiado. Un escaneo A puede ser obtenido dirigiendo un haz de formación de imágenes de un sistema de formación de imágenes a un único punto (x,y) del objetivo y recogiendo la información de formación de imágenes correspondiente a diferentes profundidades z .

Algunos sistemas de formación de imágenes generan un escaneo A escaneando de hecho el intervalo de profundidad z de formación de imágenes y grabando los datos de imagen para diferentes profundidades z secuencialmente. Sin embargo, aunque los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT, como se ha explicado a continuación, recogen los datos de imagen para diferentes profundidades z simultáneamente, es decir sin escanear en la dirección z , aún sus imágenes están todavía a menudo denominadas como escaneos A.

Un escaneo B se refiere a un conjunto de escaneos A que corresponden a un conjunto o línea de puntos (x,y) , recogidos cuando el haz de formación de imágenes es escaneado a lo largo de una línea transversal o en un patrón de escaneo transversal. Un escaneo B típico con resolución regular (x,y) puede incluir 500-2000 escaneos A. Un escaneo B con elevada resolución (x,y) puede incluir 1000-3000 escaneos A. Particularmente escaneos B de resolución elevada (x,y) pueden incluir 2000-5000 o 2000-16000 escaneos A. Típicamente, el escaneo B puede incluir estos escaneos A integrados en una imagen circular cilíndrica en sección transversal del objetivo. Como tal, un escaneo B puede proporcionar una información de formación de imágenes de realimentación sustancialmente más detallada y así sustancialmente más accionable para el cirujano que un escaneo A individual. Por consiguiente, en las realizaciones del sistema 100 quirúrgico para cataratas una imagen de la primera región fotodisruptiva y la segunda región fotodisruptiva puede referirse a un escaneo B que puede incluir 500-2000, 1000-3000, 2000-5000, o 2000-16000 escaneos A.

Los sistemas de formación de imágenes de OCT pueden ser categorizados en dos clases: Sistemas de formación de imágenes de Dominio de Tiempo, o TD-OCT, y sistema de formación de imágenes de Dominio Espectral, o SD-OCT. Los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT utilizan un haz de luz de formación de imágenes con un ancho de banda adecuado para definir longitudes cortas de impulsos y agrupar la información de formación de imágenes procedente de diferentes profundidades z secuencialmente, en esencia escaneando a lo largo del eje z . En contraste, los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT utilizan un haz de luz de formación de imágenes con un ancho de

banda donde los diferentes componentes espectrales de longitud de onda capturan y transportan información de formación de imágenes que representa diferentes profundidades z en paralelo, al mismo tiempo. Esto permite que los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT agrupen la información de formación de imágenes procedente de diferentes profundidades z simultáneamente, en paralelo. La detección en paralelo de la información de formación de imágenes de profundidad z acelera el rendimiento de los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT por un factor de 10-1000 con relación a los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT. Este rendimiento más rápido de los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT puede ser utilizado en varias realizaciones, como se ha descrito a continuación.

En términos de tiempos de formación de imágenes, este rendimiento acelerado se traduce en realizaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT que son capaces de generar una imagen de escaneo B después de que haya comenzado la fotodisrupción en un tiempo de formación de imágenes menor que un tiempo quirúrgico. El tiempo de formación de imágenes puede ser menor de 1 segundo, tal como en el intervalo de 0,1 ms - 1 s. En algunas realizaciones del tiempo de formación de imágenes puede ser menor de 0,1 segundos, tal como en el intervalo de 1 ms - 0,1 s. Estos breves tiempos de formación de imágenes significan que el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT que puede proporcionar realimentación temporalmente y así 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 realimentación. Esta modificación puede incluir introducir un patrón de escaneo objetivo modificado.

El siguiente nivel de utilidad es ofrecido por algunas realizaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT que pueden proporcionar imágenes de realimentación no solamente una vez sino repetidamente durante la cirugía de cataratas. Tales sistemas pueden proporcionar realimentación temporalmente válida relativa al desarrollo, ubicación y crecimiento de la primera región 306 fotodisruptada, ofreciendo así una mejora cualitativa en la precisión, rendimiento y seguridad del sistema 100 quirúrgico para cataratas.

Algunas realizaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden ofrecer más mejoras cualitativas. Pueden proporcionar no solamente unas pocas imágenes actualizadas durante la cirugía de cataratas, sino una imagen en vivo esencialmente del progreso del procedimiento. Una realimentación en vivo esencialmente puede entregar información muy válida, temporalmente, y accionable para que el cirujano vigile el progreso de la cirugía, mejore la precisión quirúrgica, detecte resultados indeseables de manera temprana y reaccione a ellos en tiempo real.

Una tasa de refresco utilizada a menudo de imágenes de video en vivo es de aproximadamente 24 fotogramas/segundo. Por ello, los sistemas de formación de imágenes que pueden proporcionar imágenes a una tasa de refresco o tasa de fotograma de 20 a 25 fotogramas/segundo o mayores pueden proporcionar imágenes que aparecerán esencialmente en vivo para el cirujano. Mientras que sistemas con una tasa de fotograma o tasa de refresco considerablemente menor de 20-25 imágenes/segundo pueden no ser percibidas como formación de imágenes de video en vivo, sino en su lugar como imágenes erráticas, imágenes irregulares, posiblemente incluso distraen al cirujano del procedimiento de cataratas.

En este contexto, debido a que los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT adquieren una información de formación de imágenes de profundidad z secuencialmente, pueden ser capaces de generar solamente escaneos B de baja resolución con una tasa de refresco de solamente unos pocos fotogramas por segundo. Los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT que se espera proporcionen imágenes con mayor resolución pueden ser forzados a escanear y refrescar las imágenes a una tasa incluso inferior, bien por debajo de un fotograma/segundo. Tales imágenes de realimentación de manera distintiva más lentas que en vivo aparecen erráticas para el cirujano y pueden incluso ser una distracción. Además, la velocidad de escaneado lenta y la tasa de refresco lenta resultante pueden hacer que algunos sistemas de formación de imágenes de TD-OCT presenten artefactos, tales como etapas o saltos discontinuos en la imagen de una capa que en realidad es uniforme.

En contraste, los sistemas de SD-OCT agrupan datos de imágenes de un punto (x,y) desde todas las profundidades z simultáneamente, en paralelo. Estas imágenes son algunas veces aún denominadas escaneos A, incluso aunque no esté implicado un escaneado en z secuencial. Debido a la naturaleza paralela o simultánea de la agrupación de datos de imagen procedente de diferentes profundidades, realizaciones del sistema 200 de SD-OCT pueden adquirir los escaneos A de 10-1000 veces más rápido que los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT como se ha descrito anteriormente. En particular, los sistemas 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden adquirir 10000-100.000 escaneos A por segundo, o de manera equivalente pueden tener una tasa de adquisición de escaneo A de 10-100 kHz. Los sistemas 200 de formación de imágenes de SQ-OCT de alta calidad pueden tener una tasa de adquisición de escaneo A de 30-300 kHz, y particularmente los sistemas 200 de formación de imágenes de SD-OCT de alta calidad pueden tener una tasa de adquisición de escaneo A de 100 kHz -1000 kHz, extendiendo en mucho la tasa de adquisición de escaneo A que puede ser conseguida por los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT.

Claramente, la tasa de adquisición de escaneo A, o número de escaneos A/segundo es aproximadamente igual al número de escaneos A/escaneos B veces el número de imágenes/segundo, la tasa de refresco de imagen. Por ejemplo, cuando la tasa de adquisición de escaneo A de alta calidad de 10000 -100.000 escaneos A/segundo, o 10-100 kHz, imágenes con la resolución regular (x,y) de 500-2000 escaneo A/escaneo B pueden ser capturadas a tasas de refresco de imagen del orden de 5-200 fotogramas/segundo que incluye el intervalo de tasa de refresco de 20-200 fotogramas/segundo. En otro ejemplo, a la tasa de adquisición de escaneo A de alta calidad de 30-300 kHz, imágenes

con la resolución elevada (x,y) de 1000-3000 escaneos A/escaneos B pueden ser capturadas a tasas de refresco de imagen del orden de 10-300 fotogramas/segundo que incluyen el intervalo de 25-300 fotogramas/segundo. Finalmente, a la tasa de adquisición de escaneo A de alta calidad en particular de 100-1000 kHz, imágenes con la resolución particularmente elevada (x,y) de 2000-5000 escaneos A/escaneos B pueden ser generadas con tasas de refresco de imagen del orden de 25-500 fotogramas/segundo.

Estos ejemplos muestran que realizaciones de los sistemas 200 de formación de imágenes de SD-OCT con distintos emparejamientos de la calidad de tasa de adquisición de escaneo A y los cocientes de resoluciones de escaneo A/escaneo B pueden proporcionar tasas de refresco de imagen que están de manera distintiva por encima de la tasa de video en vivo de umbral de los 20 fotogramas/segundo y así ofrecer ventajas cualitativas sobre los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT.

Se ha observado que realizaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden ser operadas a tasas de refresco de imagen inferiores a la tasa de video en vivo, típicamente cuando son operadas con una resolución particularmente elevada y una calidad de tasa de adquisición de escaneo A regular. Tales realizaciones pueden ser utilizadas cuando el operador del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT solicita ajustes de resolución particularmente elevados por razones médicas, precediendo voluntariamente la capacidad de tasa de video en vivo del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT.

La cantidad total de datos de imagen puede ser capturada de otras maneras también. Los parámetros de diseño específico del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT, tales como la longitud completa de su agrupación de sensores controlan la distancia en dirección z de los puntos resueltos, la resolución z. Esta resolución z puede ser por ejemplo, una distancia en dirección z de 5 micrones entre puntos de datos, traduciéndose a 1000 puntos de profundidad z en un intervalo de profundidad z típico de $L_{max} = 5$ mm. En una realización de resolución regular (x,y), donde un escaneo B contiene 500-2000 escaneos A, a menudo separados también por aproximadamente 5 micrones en el plano (x,y), esta realización puede generar una imagen con una resolución de imagen de 0.5-2 millones de píxeles por imagen. Otra realizaciones pueden ser capaces de capturar imágenes con una resolución de imagen de 1-3 millones, 2-5 millones, o incluso 2-10 millones de puntos de imagen/fotograma, proporcionando las imágenes a una tasa de video en vivo de 20-200, 25-300, o 25-500 fotogramas/segundo o más rápidas.

Debido a estas resoluciones de z e imagen notablemente elevadas (x,y), las realizaciones de los sistemas 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden capturar y presentar imágenes complejas, nítidas y ricas en detalles. Por ejemplo, los escaneos B pueden incluir escanear el cristalino 5 a lo largo de varios círculos, rayos radiales, espirales, y rejillas de escaneo transversal o lateral bidimensionales (2D) en el plano (x,y). Estas imágenes detalladas permiten que el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT haga corresponder la forma real del cristalino 5 en lugar de utilizar modelos y basarse en suposiciones acerca de su geometría y forma.

Ha de observarse aquí que presentar las imágenes de OCT también requiere tiempo. Así, la tasa de refresco de la presentación de imágenes, limitada por la velocidad del rendimiento electrónico de una unidad de presentación del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT, podría ser menor que la tasa de la unidad de adquisición de imagen de OCT. En este contexto, las tasas de refresco citadas anteriormente caracterizan la velocidad de adquisición de imagen por el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT, no la tasa de presentación de la unidad de presentación que puede ser menor, dependiendo de la electrónica y de los factores de limitación de transferencia de datos.

Dado que las velocidades de formación de imágenes de los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT y de TD-OCT están en lados opuestos de la tasa de video en vivo de 20-25 fotogramas/segundo, realizaciones del sistema quirúrgico para cataratas que incluyen el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden ser capaces de proporcionar información de realimentación en vivo temporalmente y uniforme para el cirujano que están libres de artefactos de movimiento, mientras que aquellas que utilizan los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT no son capaces de proporcionar tal realimentación en vivo uniforme para el cirujano y son propensas a presentar artefactos de movimiento.

Un factor final, que impacta en el rendimiento a largo plazo de realizaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT es que los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT no tienen partes móviles y así su fiabilidad y prestación de servicio es muy satisfactoria. En contraste, los sistemas de TD-OCT tienen partes que se mueven rápidamente, asociadas con el movimiento de un espejo de referencia en un brazo de referencia del aparato de TD-OCT. Obviamente, la presencia de partes móviles en los sistemas de TD-OCT aumenta la posibilidad de malfuncionamiento y desalineación, disminuyendo así posiblemente su rendimiento total, solicitando un servicio de campo más frecuente y aun enfrentándose a una mayor probabilidad de degradación del rendimiento a largo plazo.

En suma, los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT son cualitativamente diferentes de los sistemas de TD-OCT, especialmente para aplicaciones de cataratas, al menos por las siguientes razones. (1) Los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT están configurados para proporcionar formación de imágenes o realimentación de imágenes a tasas de refresco de 20-200, 20-300, o 20-500 fotogramas/segundo, útiles para procesos quirúrgicos de cataratas de elevada precisión, mientras que los sistemas de TD-OCT no lo están. (2) Los sistemas de formación de imágenes de SD-

OCT pueden proporcionar imágenes a tasas de video en vivo con elevada resolución (x,y) de 500-2000, 1000-3000, o 2000-5000 escaneos A/escaneos B o mayores, mientras que los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT no pueden. (3) Los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT pueden ser operados con una tasa de adquisición de escaneo A de calidad de 10-100 kHz, 30-300 kHz, o 100-1000 kHz, mientras que el sistema de TD-OCT no pueden. (4) Los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT son muy adecuados para proporcionar imágenes ricas en detalles con elevada resolución de imagen a tasas de video en vivo, tales como con 0,5-2, 1-3 o 2-5 millones de puntos de imagen, mientras que los sistemas de TD-OCT no lo son. (5) Los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT pueden proporcionar imágenes tan ricas en detalle que una imagen total del cristalino 5 puede ser formada sin utilizar un modelo del cristalino 5, mientras que el sistema de TD-OCT no puede hacerlo. (6) Los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT típicamente no presentan artefactos de movimiento, mientras que los sistemas de TD-OCT es probable que lo hagan. (7) Finalmente, los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT requieren solamente un servicio de campo y mantenimiento poco frecuentes, tales como solamente cada 6 o 9 meses, mientras que los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT con sus partes móviles requieren típicamente servicios de campo y mantenimiento mucho más frecuentes.

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

En algunas realizaciones, el controlador 130 de láser puede generar la representación electrónica del patrón de escaneo objetivo modificado de acuerdo con una entrada de modificación también recibida desde el operador del sistema. En tales realizaciones, la entrada de modificación puede ser generada por el operador del sistema en respuesta al análisis de la imagen de la parte de la primera región 306 fotodisruptada. Por ejemplo, el cirujano puede estudiar la imagen de la primera región 306 fotodisruptada, descubrir la formación de una burbuja de gas indeseable que dispersaría el haz láser quirúrgico de manera excesiva, y causaría la generación de un patrón de escaneo modificado que orienta el haz láser 304 quirúrgico libre de la burbuja de gas.

En otras realizaciones, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede presentar marcas de calibración para ayudar al cirujano o al operador del sistema a calibrar una ubicación de la primera región 306 fotodisruptada con relación al patrón 302 de escaneo objetivo. Tales marcas de calibración pueden ser asociadas con puntos característicos de la imagen, tales como el vértice de la córnea 3 o del cristalino 5.

En aún otras realizaciones, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede incluir el procesador 201 de imagen de OCT. El procesador 201 de imagen de OCT puede analizar la imagen de la primera región 306 fotodisruptada y presentar una realimentación para el operador del sistema. Por ejemplo, si el procesador 201 de imagen de OCT detecta una falta de calibración, es decir que la primera región 306 fotodisruptada se ha formado a una distancia de donde habría sido requerido el patrón 302 de escaneo objetivo, puede enviar una señal de realimentación de mala calibración al cirujano, quien puede entonces decidir detener el procedimiento y volver a calibrar el sistema, o introducir un patrón de escaneo modificado que compensa la distancia de mala calibración.

En aún otras realizaciones, sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede tomar una imagen de referencia antes de que se haya generado el primer conjunto de impulsos de láser quirúrgico y una imagen de realimentación después de que el primer conjunto de impulsos de láser haya generado la primera región 306 fotodisruptada. El procesador 201 de imagen de OCT puede determinar las diferencias entre las dos imágenes y presentar indicaciones de estas diferencias. Las diferencias determinadas y presentadas pueden permitir al cirujano o al procesador 201 de imagen de OCT vigilar el progreso de la cirugía de cataratas, para seguir las discrepancias relativas al patrón 302 de escaneo objetivo, incluyendo la apariencia de subproductos quirúrgicos no pretendidos, tales como burbujas de gas de una manera temporal, y causar la generación del patrón de escaneo modificado en respuesta a la imagen y diferencias presentadas.

Finalmente, en algunas realizaciones el procesador 201 de imagen de OCT puede desempeñar un papel más avanzado y activo. Por ejemplo, el procesador 201 de imagen de OCT puede analizar activamente la imagen de la primera región 306 fotodisruptada y generar una señal de control para hacer que el controlador 130 de láser genere la representación electrónica del patrón de escaneo modificado sin esperar necesariamente a una entrada de modificación desde el cirujano. Por ejemplo, si el procesador 201 de imagen de OCT descubre una situación inminente de elevado riesgo, tal como que la primera región fotodisruptada resulta formada demasiado cerca de la capa capsular posterior, entonces puede detener el procedimiento de cataratas sin esperar al resultado de una interacción lenta y que consume tiempo con el cirujano.

Las anteriores cinco realizaciones pueden ser combinadas de distintas formas. Por ejemplo después de determinar a partir de la imagen que es inminente una situación de elevado riesgo, el procesador 201 de imagen de OCT puede tanto presentar una señal de realimentación para el cirujano como preparar una señal de control para que el controlador 130

de láser detenga el procedimiento. El procesador 201 de imagen de OCT puede entonces esperar para una entrada de modificación procedente del cirujano durante un tiempo predeterminado. En ausencia de tal entrada de modificación dentro del tiempo predeterminado, el procesador 201 de imagen de OCT puede proseguir con una acción sobre sí mismo para impedir la situación de elevado riesgo y enviar la señal de control al controlador 130 de láser para detener el procedimiento sin tener que esperar más a una entrada procedente del cirujano.

Las figs. 2A-B ilustran el ejemplo particular del controlador 130 de láser que tiene planificado el patrón 302 de escaneo objetivo en la región posterior del cristalino 5. El sistema 100 quirúrgico para cataratas puede aplicar el haz láser 304 quirúrgico de acuerdo con el patrón 302 de escaneo objetivo, creando la primera región 306 fotodisrumpida. Sin embargo, la formación de imágenes posterior de la primera región 306 fotodisrumpida con el haz láser 308 de formación de imágenes puede revelar que la primera región 306 fotodisrumpida puede haber sido formada en un lugar equivocado por una desviación 310 desde su patrón 302 de escaneo objetivo pretendido. La desviación 310 puede ser una desviación de una ubicación, una orientación o una forma de la primera región 306 fotodisrumpida con relación al patrón 302 de escaneo objetivo. Esta mala colocación o mala calibración puede suceder por una variedad de razones: una entrada equivocada por el cirujano, una imprecisión de fabricación del proceso de producción de la óptica 120 de guiado, una expansión térmica de los componentes, un movimiento por el paciente después de la formación de imágenes inicial, una deformación del ojo causada por la presión de la interfaz 124 del paciente, o una mala caracterización de las propiedades retroactivas del ojo 1 durante un proceso diagnóstico pre-operatorio, entre otras cosas.

La fig. 2B ilustra que en algunas realizaciones, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede presentar la imagen realimentada del patrón 302 de escaneo objetivo y la imagen de la primera región 306 fotodisrumpida sin un análisis. A partir de esta imagen de realimentación el cirujano puede visualmente determinar la desviación 310 e introducir una entrada de modificación compensatoria para hacer que el controlador 130 de láser pase a un patrón 312 de escaneo modificado. En otras realizaciones, el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede presentar marcas de calibración para ayudar al análisis del cirujano.

En otras realizaciones, el procesador 201 de imagen de OCT puede determinar la desviación 310. Entonces, en algunas realizaciones el procesador 201 de imagen de OCT puede presentar la desviación determinada 310 así como la realimentación y recomendación para el cirujano, tales como magnitud y dirección sugeridas de un desplazamiento del patrón de escaneo, o una señal de alarma para el cirujano. En estas realizaciones, el cirujano puede introducir una entrada de modificación en el controlador 130 de láser para causar la generación de un patrón 312 del escaneo modificado con el objetivo de reducir la desviación 310 a la desviación reducida 310r. Aún en otras realizaciones, el procesador 201 de imagen de OCT puede señalar directamente al controlador 130 de láser para generar la representación electrónica del patrón 312 de escaneo modificado para reducir la desviación determinada 310 a la desviación reducida 310r, todo ello sin esperar a una entrada de modificación procedente del cirujano.

La fig. 2B ilustra que la generación del patrón 312 de escaneo modificado puede tener en cuenta la mala calibración de la óptica 120 de guiado en cualquiera de las realizaciones anteriores. El patrón 312 de escaneo modificado puede ser desplazado del patrón 302 de escaneo objetivo en aproximadamente la mala calibración de la óptica 120 de guiado de modo que cuando el haz láser 304 quirúrgico forma una segunda región 314 fotodisrumpida mal colocada a partir del patrón 312 de escaneo modificado debido a la mala calibración de la óptica 120 de guiado, la segunda región 314 fotodisrumpida termina cerca del patrón 302 de escaneo objetivo originalmente pretendido, reduciendo la desviación 310 a la desviación reducida 310r.

La fig. 2C ilustra una realización relacionada, donde el procesador 201 de imagen de OCT puede determinar si la primera región 306 fotodisrumpida se ha formado o extendido de manera inadvertida en una región de riesgo 316. La primera región 306 fotodisrumpida que está formada en la región de riesgo 316 pone en peligro la integridad de la capa de cápsula posterior y puede romperla, perforando la cápsula 6 y necesitando un procedimiento de vitrectomía complejo. Esto elevaría sustancialmente el riesgo del procedimiento de cataratas.

Para prevenir tal rotura, en distintas realizaciones el procesador 201 de imagen de OCT puede analizar la imagen o imágenes de realimentación, o la formación de imágenes en vivo esencialmente del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT para vigilar si la primera región 306 fotodisrumpida fue formada demasiado cerca o en la capa de la cápsula posterior, en la región de riesgo 316. Si el procesador 201 de imagen de OCT detecta que la primera región 306 fotodisrumpida ha sido formada en esta región de riesgo 316, entonces el procesador 201 de imagen de OCT puede o bien presentar una realimentación de alarma para el cirujano, o bien puede generar una señal de control para que el controlador 130 de láser cause la generación del patrón 312 de escaneo modificado. En todas las realizaciones anteriores, el controlador 130 de láser puede generar el patrón 312 de escaneo modificado y dirigir el haz láser 304 quirúrgico consecuentemente para formar la segunda región 314 fotodisrumpida fuera de la región de riesgo 316.

En algunas realizaciones, el procesador 201 de imagen de OCT y el controlador 130 de láser pueden ser parcial o totalmente integrados. Por ejemplo, un único procesador integrado puede realizar tanto la función de procesamiento de la imagen del procesador 201 de imagen de OCT como la función de generación de patrón de escaneo del controlador 130 de láser.

Las figs. 3A-E ilustran una realización en la que el patrón 302 de escaneo objetivo es un patrón de corte. En algunos

casos el cirujano de cataratas puede elegir cortar el cristalino en 2, 4 o 6 porciones para facilitar su extracción o aspiración a través de la capsulotomía.

Las figs. 3A-B ilustran que en la fase de diseño de la cirugía de cataratas, después de recibir la entrada correspondiente procedente del cirujano, el controlador 130 de láser puede generar un patrón 302 de escaneo objetivo que consiste de puntos en dos planos de corte, formados en los planos (x,z) y (y,z), por ejemplo. En un procedimiento de cataratas ideal, cuando el primer conjunto de impulsos de láser son aplicados a este patrón 302 de escaneo objetivo, la primera región 306 fotodisruptiva generada incluye cuatro planos de corte, cortando el cristalino en cuatro segmentos a lo largo de estos planos de corte.

Las figs. 3C-D ilustran que, en casos no ideales, después de que el primer conjunto de impulsos láser del haz láser 304 quirúrgico haya sido dirigido a los puntos del patrón 302 de escaneo objetivo y la primera región 306 fotodisruptiva haya comenzado a formarse, puede formarse también un subproducto 320 quirúrgico no pretendido. Este subproducto quirúrgico 320 puede ser un grupo de las burbujas de fotodisrupción formadas recientemente coalescentes en una única burbuja grande que puede dispersar o redirigir los impulsos láser subsiguientes en direcciones no pretendidas, tales como hacia la retina, causando posiblemente daño y foto-toxicidad. Por ello, la precisión del proceso de fotodisrupción puede disminuir y su riesgo puede aumentar si posteriores impulsos láser son dirigidos a la burbuja 320 de gas.

Tal desarrollo inesperado puede ser prevenido por un procesador 201 de imagen de OCT que puede reconocer la formación de la burbuja de gas u otro subproducto 320 quirúrgico del análisis de las imágenes de sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT. Y dado que las imágenes de SD-OCT pueden ser generadas a una tasa en vivo esencialmente, el procesador 201 de imagen de OCT puede basar este reconocimiento como una realimentación temporal y accionable bien para el cirujano o bien para el controlador 130 de láser, promoviendo una respuesta de modificación, como se ha descrito a continuación.

Las figs. 3C-D ilustran que la realimentación puede tomar la forma de un procesador 201 de imagen de OCT que analiza la imagen, determinando un grado recomendado de rotación del patrón de corte y presentando el patrón de corte girado recomendado para que el cirujano introduzca la entrada de modificación correspondiente. En otras realizaciones, el procesador 201 de imagen de OCT puede aplicar una señal de control al controlador 130 de láser directamente para generar una representación electrónica de un patrón de corte girado como el patrón 312 de escaneo modificado de tal manera que el patrón 312 de corte girado no se solape con la burbuja 320 de gas. El patrón 312 de corte girado puede extenderse a través del intervalo de profundidad z completo del cristalino 5, comenzando en efecto el procedimiento sobre, o puede ser un patrón de corte parcial, continuando el corte desde la profundidad z a la que fue abandonado el patrón 302 de escaneo objetivo original.

La fig. 3E ilustra que el procesador 201 de formación de imágenes de OCT podría recomendar dirigir el haz láser 304 quirúrgico a los puntos del patrón 312 de escaneo modificado o girado para formar la segunda región 314 fotodisruptiva girada o modificada que no se solapa con la burbuja 320 que ha coalescido. Esta realización evita así que el haz láser 304 sea dispersado en direcciones no pretendidas, reduciendo el riesgo del procedimiento de cataratas.

La fig. 4A ilustra una realización alternativa de formar un patrón 312 de escaneo modificado o que no se solapa en respuesta al procesador 201 de imagen de OCT que detecta la emergencia del subproducto 320 quirúrgico. Aquí, el patrón 312 de escaneo modificado o que no se solapa no incluye planos de corte girados. En su lugar, el solapamiento es evitado por que el haz láser 304 quirúrgico es escaneado de acuerdo con el patrón 302 de escaneo objetivo sin cambiar pero el controlador 130 de láser bloquea los impulsos láser que serían dirigidos a la burbuja 320 de subproducto quirúrgico. El controlador 130 de láser puede bloquear los impulsos de láser para que no golpeen todos los puntos del patrón 302 de escaneo objetivo una vez que el escaneo se ha movido más allá de la burbuja 320 de subproducto quirúrgico.

La fig. 4B ilustra aún otra realización donde una vez que el procesador 201 de imagen de OCT reconoce que continuar el escaneo del haz de láser 304 quirúrgico a lo largo del patrón 302 de escaneo objetivo original crearía una primera región 306 fotodisruptiva que se solapa con la burbuja 320 de su producto quirúrgico analizando las imágenes de realimentación o la corriente de imágenes de tasa en vivo del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT, puede simplemente detener el escaneo del haz láser 304 quirúrgico. En algunas realizaciones, después de detener el procesador 201 de imagen de OCT o el controlador 130 de láser puede presentar una promoción para el operador del sistema, preguntando por una entrada de modificación o una acción correctiva.

En algunos escenarios quirúrgicos, pueden formarse múltiples burbujas 320-i más o menos simultáneamente. Por ello, algunas realizaciones del sistema 100 quirúrgico para cataratas pueden estar configuradas para generar un patrón 312 de escaneo modificado que evita múltiples burbujas simultáneamente.

Las figs. 4C-D ilustran que en algunas realizaciones el procesador 201 de imagen de OCT puede estar configurado para analizar una parte de la imagen que es distinta de la primera región 306 fotodisruptiva, y para generar una realimentación basada en este análisis. En este ejemplo particular, la formación de la primera región 306 fotodisruptiva puede hacer que el cristalino 5 y así la cápsula 6 del cristalino se expandan, como se ha indicado por la flecha. El sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede formar la imagen de esta capa capsular 322 anterior

expandida. El procesador 201 de imagen de OCT puede analizar esta imagen y determinar el desplazamiento de la ubicación de la capa capsular 322 anterior expandida.

Conocer la ubicación de la capa capsular anterior es importante para un procedimiento de cataratas debido a que en algunas realizaciones el patrón 324 de escaneo objetivo de capsulotomía está situado para cortar a través de la capa capsular al exterior. Si el patrón 324 de escaneo objetivo de capsulotomía es colocado de acuerdo con una imagen tomada antes de la expansión capsular entonces el haz láser 304 quirúrgico intentará crear la capsulotomía en una ubicación incorrecta.

La fig. 4D ilustra que para impedir que esto suceda, el procesador 201 de imagen de OCT puede determinar el desplazamiento de la ubicación de la capa capsular 322 anterior expandida y o bien presentar este desplazamiento para que el operador del sistema introduzca una entrada de modificación al controlador 130 de láser, o bien señalar este desplazamiento directamente al controlador 130 de láser, en cualquier caso para causar que el controlador de láser genere un patrón 326 de escaneo de capsulotomía modificado que genera apropiadamente la capsulotomía en la cápsula expandida.

Las figs. 5A -D ilustran otra realización en conexión con la formación de una capsulotomía o incisión asistida por láser. En esta realización, el procesador 201 de imagen de OCT puede analizar las imágenes de realimentación repetidas o las imágenes de corriente en vivo e identificar una parte sin cortar o "etiqueta" 330 dentro de la primera región 306 fotodisruptada donde la eficiencia de la fotodisrupción estuvo limitada y así la membrana capsular anterior no fue cortada completamente a su través, dejando la parte sin cortar o "etiqueta" 330 detrás. Tales etiquetas 330 pueden elevar el riesgo de rasgar la cápsula o la membrana capsular cuando la capa o capuchón capsular es retirado por el cirujano. Para impedir tal resultado indeseable o de elevado riesgo, el procesador 201 de imagen de OCT puede o bien presentar una recomendación al cirujano de cómo retirar el apéndice 330 escaneando a lo largo de un patrón 312 de escaneo modificado adicional, o bien puede aplicar una señal de control al controlador 130 de láser directamente para generar la representación electrónica del patrón 312 de escaneo modificado para volver a escanear al menos la etiqueta 330 para generar una región 332 de etiqueta que se ha vuelto a escanear como la segunda región 314 fotodisruptada. Con este nuevo escaneado, la primera región 306 fotodisruptada y la segunda región 314 fotodisruptada pueden formar una región 334 fotodisruptada completa, en este caso una capsulotomía completa 334 permitiendo que el cirujano retire la tapa o capuchón capsular con un mínimo riesgo de rasgado.

La fig. 6 ilustra que en algunas realizaciones el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede comprender un sistema 200 de formación de imágenes de OCT Basado en Espectrómetro (SB-OCT) que incluye una fuente de luz 210 de banda ancha para generar un haz de luz de banda ancha o láser. El haz de banda ancha puede tener una longitud de onda λ_0 media y un ancho de banda W_{fuente} relativamente amplio. En algunos ejemplos típicos, λ_0 puede ser del orden de 800-1100 nm, y W_{fuente} puede ser del orden de 10-150 nm.

El haz de banda ancha puede ser acoplado a un sistema 211 de guiado de haz que puede incluir un 1^{er} divisor 212 de haz. El 1^{er} divisor 212 de haz puede dividir el haz de banda ancha en un haz 222 de imagen y un haz 224 de referencia. El haz 222 de imagen puede ser guiado por un 2^o divisor 214 de haz al trayecto óptico principal de la óptica 120 de guiado, y desde allí a través del objetivo 122 y posiblemente de la interfaz 124 del paciente al ojo 1. El sistema 211 de guiado de haz puede también guiar un haz 222r de imagen devuelto desde el ojo 1 al 1^{er} divisor 212 de haz. El haz 222 de imagen y el haz 222r de imagen devueltos fueron denominados previamente de manera conjunta como el haz láser 308 de formación de imagen.

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

Los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT capturan los datos de formación de imagen procedentes de las diferentes profundidades z en el intervalo de formación de imágenes z secuencialmente moviendo el espejo de referencia 216 en un intervalo 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 de SD-OCT utilizan los componentes espectrales diferentes de la luz que forma imágenes de banda ancha para capturar los datos de formación de imagen a partir de diferentes profundidades z en paralelo. Los sistemas de formación de imágenes de SD-OCT pueden ser pensados como muchos interferómetros de Michelson-Morley (MM) que operan a diferentes longitudes de onda en paralelo. Como los sistemas MM que operan a diferentes longitudes de onda forman la imagen del ojo 1 a diferentes profundidades z , el haz combinado 226 de un sistema 200 de SD-OCT lleva los datos de imagen o la información desde todas las profundidades z del ojo 1 simultáneamente y así no requieren el movimiento o escaneado de ningún componente del sistema mecánico, tal como el espejo de referencia 216. Como se ha tratado anteriormente, esta ausencia de escaneado mecánico para sistemas de SD-OCT se traduce en una aceleración de la velocidad de

formación de imagen en un factor de al menos 10, o más típicamente 100-1000 con relación a los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT

El sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede también incluir una cámara 230 de OCT, configurada para recibir el haz combinado 226. Para recuperar la información de imagen para todas las profundidades z, el haz combinado 226 puede ser descompuesto en sus componentes espectrales por un separador 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 λ y la información de interferencia que llevan puede ser detectado en paralelo por sensores individuales de una agrupación 232 de sensores, estando separados los sensores en una distancia d' entre sí. La información de interferencia detectada por los sensores individualmente puede a continuación ser utilizada para reconstruir la imagen del intervalo completo de profundidades z por un sistema 233 de transformada de Fourier Rápida (FFT) para generar una transformada de Fourier a partir de los componentes espectrales detectados. En efecto, los datos o información de interferencia llevados por los componentes de longitudes de onda diferentes pueden ser traducidos en un "escaneado z" simultáneo o esencialmente instantáneo del intervalo de profundidad z cuya imagen se ha formado. Esta traducción de los datos de interferencia en datos de "escaneo z" puede ser llevada a cabo por un generador 234 de imagen para generar y emitir una imagen de OCT a partir de la transformada de Fourier de los componentes espectrales detectados.

Algunas realizaciones de la cámara 230 de OCT pueden utilizar píxeles de CCD (dispositivo acoplado en carga) como los sensores de la agrupación 232 de sensores. Otras realizaciones pueden conseguir velocidades de lectura mejoradas utilizando sensores CMOS. En tales realizaciones los sensores CMOS pueden leer en paralelo. Además, en realizaciones de CMOS, es posible leer solamente sensores o píxeles de interés, bien seleccionados antes de la formación de imágenes, o bien seleccionados en tiempo real basándose en si su contenido ha cambiado a causa de la formación de imágenes. Ambos de estos aspectos hacen los píxeles de CMOS muy útiles para acelerar el rendimiento de la cámara 230 de OCT.

Utilizando el análisis óptico estándar, los parámetros de formación de imágenes y rendimiento críticos del sistema 200 de SD-OCT pueden ser caracterizados por sus parámetros de arquitectura y diseño como sigue. Dado que el separador 231 espectral dirige los componentes de diferente longitud de onda del haz combinado 226 en direcciones ligeramente diferentes, cuanto menor y más densamente estén empaquetados los sensores individuales o píxeles (cuanto menor es d'), la longitud de onda $\delta\lambda$ /intervalos espectrales más estrechos son resueltos por la cámara 230 de OCT. La otra cantidad, determinando $\delta\lambda$ además de la densidad de píxeles, es el intervalo total de longitudes de onda, es decir el ancho de banda W_{camara} de la cámara 230 de OCT. En una disposición simple, $\delta\lambda$ es proporcional al ancho de banda W_{camara} e inversamente proporcional al número de píxeles en una fila de la agrupación 232 de sensores.

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

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

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

Un factor que puede limitar el intervalo de formación de imágenes además es el intervalo R de Rayleigh. R puede ser expresado utilizando Δx , la resolución en la dirección x transversal, o "resolución transversal", gobernada por la apertura numérica NA y la longitud de onda λ_0 de la fuente de luz 210. Específicamente, Δx puede ser expresado 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 Δx , el intervalo R de Rayleigh antes descrito puede ser expresado como:

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

El intervalo R de Rayleigh es a menudo definido como la distancia en dirección z entre la profundidad focal y la profundidad en la que la anchura del haz es $\sqrt{2}$ veces la altura en la profundidad focal. Así, R caracteriza el intervalo z dentro del cual el haz es lo bastante estrecho para permitir la formación de imágenes de elevada resolución como

limitada por ópticas geométricas y de onda. En este contexto, L_{max} puede ser pensado como que caracteriza el intervalo de formación de imágenes z como limitado por la fuente de luz 210 y la resolución de la agrupación 232 de sensores. Un principio de diseño del sistema a menudo pensado como óptimo, por ejemplo para haces Gaussianos, es hacer que estos dos intervalos de z se alineen entre sí. Por ejemplo, en algunas implementaciones, L_{max} puede ser elegido para ser esencialmente igual a $1-6R$:

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

El mismo principio de diseño puede ser establecido mediante el concepto del ampliamente utilizado "profundidad de foco", que a menudo es definido como dos veces el intervalo de Rayleigh.

Como se ha mostrado por las ecuaciones (1)-(4), el intervalo de formación de imágenes z depende de L_{max} y R , que a su vez dependen de los parámetros de diseño del sistema incluyendo λ_0 , $\delta\lambda$, W_{camara} , W_{fuente} , f , d' , Nf , y d . Así, para sistemas de formación de imágenes para cirugía de cataratas, los parámetros de diseño del sistema anterior han de ser elegidos de tal modo que el intervalo de formación de imágenes en profundidad z del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT exceda de 4 mm o 6 mm, de tal modo que caiga en el intervalo de 4-20 mm o 6-10 mm, haciendo así el sistema 100 quirúrgico para cataratas capaz de ayudar a la cirugía de cataratas por formación de imágenes de alta resolución y suficientemente rápidas. Este requisito de diseño es muy exigente y distingue los sistemas de formación de imágenes de cataratas de los sistemas de formación de imágenes corneales o retinianos.

La fig. 7 ilustra una realización que puede asegurar no solamente un intervalo de formación de imágenes de profundidad z grande, sino un tiempo de formación de imágenes rápido, permitiendo que el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT proporcione imágenes de realimentación de una manera temporal y así accionable, incluyendo el funcionamiento a una tasa de video en vivo esencialmente. Como se ha descrito anteriormente, un sistema 100 quirúrgico para cataratas con el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT puede tener su sistema de control, incluyendo el procesador 201 de imagen de OCT y el controlador 130 de láser funcionando en tiempo esencialmente real, con la opción de ajustar o modificar los patrones de escaneo quirúrgico durante la cirugía de acuerdo con la información de formación de imágenes de realimentación recibida.

Como se ha descrito a continuación en detalle, realizaciones de la fig. 7 están también configuradas para escaneo del haz 308/222 de formación de imágenes de OCT particularmente rápido, utilizando patrones de escaneo previamente calculados. En algunas realizaciones, estas tasas de refresco de formación de imágenes rápidas del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden ser conseguidas incluyendo una placa 260 de Entrada-Salida dedicada.

Una función de la placa 260 de Entrada-Salida dedicada es abordar problemas de algunos sistemas de formación de imágenes de OCT existentes que no tienen circuitos y un procesador dedicado para formar imágenes. En estos sistemas, el procesador que está a cargo de la formación de imágenes puede ser forzado o promovido a una multitarea y a realizar más de una función de una manera entrelazada, paralela o solapada. Para llevar a cabo estas funciones, el proceso de formación de imágenes puede realizar una "interrupción" conmutando desde por ejemplo la tarea de escanear el haz 222/308 de formación de imágenes a otra tarea y de vuelta. Tales interrupciones, sin embargo cortas, pueden causar problemas, ya que durante el tiempo en el que el escaneo está detenido o congelado por la interrupción, el haz láser puede permanecer apuntado en la misma posición. Esta congelación de escaneo puede interrumpir la temporización del escaneo (x,y) introduciendo un error y ruido en las coordenadas de las ubicaciones cuya imagen se ha formado. Este error de temporización en los datos escaneados emitidos puede alcanzar retardos de 50, 100 o más microsegundos: un fenómeno llamado a veces errático.

Además, típicamente de varios otros agentes de entrada/salida comunican en el mismo bus del sistema sobre el que el procesador de formación de imágenes está actuando el escaneo del haz de formación de imágenes, demandando todo una fracción del tiempo de ciclo de bus. Esta naturaleza compartida del canal permite soportar solamente tasas de transferencia de datos lentas, desgraciadamente. Además, para gestionar estas demandas competitivas, una parte del ciclo del bus del sistema es típicamente ocupada por señales de control. Por ello, incluso si un sistema de formación de imágenes de OCT está diseñado para evitar la congelación del escaneo, conmutando el procesador de formación de imágenes para emitir los datos de escaneo a la unidad de escaneo en un modo de una sola tarea a través de un enlace dedicado, entonces el procesador de formación de imágenes no será capaz de realizar sus otras funciones durante esta operación de emisión, tales como calcular el patrón de escaneo siguiente. Todas estas solicitudes ralentizan el rendimiento de tales sistemas de formación de imágenes existentes de manera considerable.

Implementaciones del sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT pueden resolver estas dificultades empleando el siguiente diseño eficiente. El escaneo del haz 222 de imagen puede ser controlado por un procesador 250 de formación de imágenes y una placa 260 de Entrada-Salida dedicada. El procesador 250 de formación de imágenes puede calcular datos de escaneo tales como el patrón 302 de escaneo objetivo y el patrón 312 de escaneo modificado. Estos datos de escaneo pueden incluir por ejemplo una secuencia de coordenadas (x,y) donde el haz 222 de imagen de OCT ha de ser dirigido en la región objetivo de cataratas. El procesador 250 de formación de imágenes puede calcular los datos de escaneo así como realizar sus otras funciones en conexión con un medio de almacenamiento que almacena un código o instrucción de ordenador establecido para facilitar estas funciones del procesador 250 de formación de imágenes.

La placa 260 de Entrada-Salida dedicada puede incluir un controlador 262 de memoria local o dedicado, también denominado como una máquina 262 de acceso de memoria directa (DMA). El controlador 262 de la máquina DMA/memoria puede gestionar una transferencia de los datos de escaneo calculados indirecta o directamente, desde el procesador 250 de formación de imágenes hacia una memoria tampón 264 de datos. La memoria tampón 264 de datos, acoplada al controlador 262 de memoria local puede almacenar los datos de escaneo y puede ser accionable para emitir los datos escaneados hacia un convertidor de digital a analógico de salida (DAC de salida) 266 a una velocidad elevada. El DAC 266 de salida puede ser acoplado a la memoria tampón 264 de datos para recibir los datos escaneados, para convertir los datos escaneados emitidos seleccionados a señales de escaneo analógicas, y para emitir las señales de escaneo hacia un escáner 268 de haz de OCT por ejemplo en un modo de ráfaga de datos de escaneo.

El haz 222 de imagen puede ser escaneado por el escáner 268 de haz de OCT a través de una óptica de formación de imágenes dedicadas separada, o parcialmente a través de la óptica 120 de guiado del haz quirúrgico. En cualquiera de estas implementaciones, el haz 222 de imagen puede ser acoplado al ojo a través del objetivo 122 y la unidad de acoplamiento correspondiente o interfaz de paciente (PI) 124. En otras realizaciones, el haz 222 de imagen puede ser guiado al ojo 1 a través del aire sin la unidad 124 de acoplamiento que está almacenada en el ojo 1.

La salida de los datos de escaneo por el DAC 266 de salida puede ser sincronizada por un sincronizador 242 de formación de imágenes a la operación de la cámara 230 de OCT, de manera que la cámara 230 de OCT puede tomar las imágenes de OCT de manera síncrona con las operaciones de escaneo. Las imágenes de OCT tomadas de manera síncrona pueden ser emitidas al procesador 201 de imagen de OCT que puede realizar cualquiera de gran número de tareas de procesamiento de imagen descritas hasta ahora. Finalmente, las imágenes generadas y procesadas pueden ser presentadas por un dispositivo de visualización 270 de imagen de OCT. En algunas realizaciones, el procesador 250 de formación de imágenes y el procesador 201 de imagen de OCT pueden estar integrados parcial o completamente.

La fig. 8 ilustra una implementación de la placa 260 de Entrada-Salida dedicada con algo más de detalle. El procesador 250 de formación de imágenes puede ser acoplado a un bus 252, tal como un bus 252 PCI. El sistema puede también incluir una memoria 254 de procesador. El procesador 250 de formación de imágenes puede calcular los patrones de escaneo y a continuación emitir los patrones de escaneo calculados a través del bus 252 PCI compartido a la memoria 254 de procesador. Después de que el procesador 250 de formación de imágenes ha generado los patrones de escaneo pero antes del comienzo de la operación de escaneo real, la máquina 262 DMA dedicada puede transferir los datos de escaneo desde la memoria 254 del procesador a la memoria tampón 264 de datos. La memoria tampón 264 de datos puede ser una memoria 264 de primero en entrar primero en salir (FIFO). La memoria tampón 264 de datos FIFO puede almacenar el patrón de escaneo o datos de escaneo y emitir los datos de escaneo almacenados al DAC 266 de salida cuando sea promovido por la máquina 262 DMA dedicada. El DAC 266 de salida puede convertir los datos de escaneo a señales de escaneo analógicas y emitirlas a un escáner 268x de haz galvo x y a un escáner 268y de haz galvo del escáner 268 de haz de OCT que controla los espejos galvo x e y, o elementos de nueva dirección, para escaneo del haz 222/308 de imagen de OCT de acuerdo con el patrón 302 de escaneo objetivo y el patrón 312 de escaneo modificado, codificados en los datos de escaneo. Algunas implementaciones pueden tener un galvo-controlador 268xy (x,y) integrado que controla un único galvo espejo capaz de girar alrededor tanto de los ejes x como y. El DAC 266 de salida puede también accionar el sincronizador 242 de imagen para sincronizar la toma de las imágenes de OCT con las operaciones de escaneo.

En algunas implementaciones, el procesador 250 de formación de imágenes puede emitir los datos de escaneo a la placa 260 de entrada y salida dedicada a través de un bus de memoria dedicado a través de un bus local en lugar del bus 252 PCI compartido. En otras implementaciones, puede haber incluso una conexión directa entre el procesador 250 de formación de imágenes y la máquina 262 DMA.

Este diseño es eficiente al menos por las siguientes razones. (1) Los datos de escaneo o patrones de escaneo son calculados previamente por el procesador 250 de formación de imágenes, así no está implicado el cálculo de datos de escaneo en tiempo real que consume tiempo. (2) El procesador 250 de formación de imágenes no está atareado con la emisión de los datos de escaneo en tiempo real, ya que los datos de escaneo calculados previamente son almacenados en la memoria tampón 264 de datos dedicada. Este diseño puede reducir interrupciones, congelaciones y errores por debajo de 50, 40, o incluso 20 μ s, causados por la función multitarea del procesador 250 de formación de imágenes. (3) La transferencia de los datos de escaneo no será interrumpida por el bus 252 que es compartido por otros agentes, ni será ralentizada por las tasas de transferencia típicamente lentas del bus 252 PCI compartido. (4) La memoria tampón 264 de datos está dedicada a la tarea de escaneo, así la salida de los datos escaneados puede ser realizada en un modo de transferencia rápido, tal como un modo de ráfaga, acelerando adicionalmente la velocidad de escaneo.

Además, como la placa 260 de Entrada-Salida dedicada acciona la emisión de los datos de escaneo esencialmente de manera autónoma, el procesador 250 de formación de imágenes está libre para realizar otras funciones en paralelo con la emisión de datos de escaneo, tales como generar el patrón 312 de escaneo modificado.

En algunas implementaciones, la velocidad de la salida por el DAC 266 de salida puede ser rápida de modo que una

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

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

Como una diferencia de los sistemas de formación de imágenes basados en espectrómetro, el sistema 280 de formación de imágenes de SS-OCT separa las diferentes longitudes de onda o componentes espectrales en el tiempo, mientras que los sistemas 200 de SD-OCT los separan en el espacio. Los componentes de diferente longitud de onda, que llevan datos de imagen correspondientes a diferentes profundidades z , están separados en una secuencia de tiempo cuando la longitud de onda λ es barrida por la fuente de luz 282 de SS-OCT. Por ello, la cámara 230 de OCT de los sistemas 280 de SS-OCT es también diferente.

En algunas implementaciones, consiste de un único detector 284 que puede detectar y resolver el haz combinado 226 en intervalos de tiempo muy cortos. En algunas realizaciones, el detector 284 puede ser un fotodiodo de avalancha o un tubo foto-multiplicador. El detector 284 puede ser capaz de transferir o amortiguar las señales detectadas, correspondientes a diferentes longitudes de onda o componentes espectrales, a un conjunto de contenedores 286 de datos. Algunas realizaciones del sistema 280 de formación de imágenes de SS-OCT son análogas a los sistemas de formación de imágenes de SB-OCT debido a que ambos generan las imágenes mediante descomposición espectral. Los componentes espectrales de la imagen de SS-OCT pueden ser ensamblados en la imagen de OCT de manera similar a como lo son en los sistemas de SB-OCT: un transformador 288 de Fourier Rápida puede realizar una transformación de Fourier del contenido de los contenedores 286 de datos para ayudar al generador 234 de imagen para generar la imagen de OCT. La unidad 288 de FFT puede ser análoga a la unidad 233 de FFT en el sistema 200 de formación de imágenes de SD-OCT.

De acuerdo con anterior descripción, los sistema 280 de formación de imágenes de SS-OCT tienen características similares a los sistemas de formación de imágenes de TD-OCT ya que en una fase los datos de formación de imágenes son capturados secuencialmente, no en paralelo. Sin embargo, de manera distinta a los sistemas de TD-OCT, los diferentes datos de formación de imágenes de profundidad z son capturados con diferentes componentes espectrales del haz combinado 226, necesitando la realización de la transformación de Fourier por la unidad 288 de FFT. En este sentido, los sistema 280 de formación de imágenes de SS-OCT están relacionados con los sistemas 200 de formación de imágenes de SD-OCT que trabajan de manera manifiesta con diferentes componentes espectrales. Los sistemas de SS-OCT están cerca de los sistemas de SD-OCT en más de un sentido: barren la longitud de onda del haz de imagen de la fuente de luz 282 de longitud de onda de barrido sin partes mecánicas móviles tales como el espejo 216 de referencia. Finalmente, como el barrido de la longitud de onda de la fuente de luz 282 de longitud de onda de barrido puede ser realizado con una velocidad muy por encima de la velocidad de escaneado del sistema de TD-OCT ya que no hay partes móviles implicadas en el barrido, los sistemas 280 de SS-OCT pueden formar imágenes a velocidad mucho más rápida que los sistemas de TD-OCT, aunque por debajo de la velocidad de formación de imágenes de los sistemas de SD-OCT. Por ello, implementaciones del sistema 280 de formación de imágenes de SS-OCT puede también ser capaces de generar sus imágenes a tasas de refresco en vivo con resolución aceptable, proporcionando una funcionalidad muy útil y una realimentación accionable para el sistema 100 quirúrgico para cataratas.

La fig. 10 ilustra un método 500 quirúrgico oftálmico para operar el sistema 100 quirúrgico para cataratas. El método 500 puede incluir: una generación de una representación electrónica de un patrón 302 de escaneo objetivo para el cristalino 5 del ojo 1 por el controlador 130 de láser (510); una generación y escaneado de un haz láser 304 quirúrgico en el cristalino 5 del ojo de acuerdo con el patrón 302 de escaneo objetivo por el sistema 100 de láser quirúrgico para cataratas, creando un corte 306 en el cristalino (520); una generación de una imagen de una porción del ojo y el corte 306 con un sistema 200 de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral después de que el escaneado del haz de láser haya comenzado (530); una realización de un análisis de imagen de la imagen generada con un procesador (535) de imagen de OCT; una generación de una representación electrónica de un patrón 312 de escaneo modificado por el controlador 130 de láser en relación al análisis de imagen realizado (540); y una generación y escaneado del haz láser 304 quirúrgico en el cristalino 5 del ojo de acuerdo con el patrón 312 de escaneo modificado por el sistema 100 láser quirúrgico para cataratas, creando un corte modificado 314 (550).

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

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

- 5 La fig. 11 ilustra un método relacionado de cirugía 600 para cataratas. El método 600 puede incluir controlar un escaneado del haz láser 304 quirúrgico en el cristalino 5 del ojo 1 por el controlador 130 de láser (610); la generación de imágenes de una porción del cristalino 5 a una tasa de al menos 5 fotogramas por segundo por el sistema 200 de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Dominio Espectral (620); la realización de un análisis de las imágenes generadas por un procesador de imagen de OCT (625); la modificación del escaneado del haz láser 304
10 quirúrgico por el controlador 130 de láser en respuesta al análisis realizado por el procesador de imagen de OCT (630).

Aunque esta memoria contiene muchas especificidades, éstas no deberían ser consideradas como limitaciones en el alcance de la invención o de lo que puede ser reivindicado, sino más bien como descripciones de características específicas a realizaciones particulares. Ciertas características que están descritas en esta memoria en el contexto de realizaciones separadas pueden también ser implementadas en combinación en una única realización. Inversamente,
15 distintas características que están descritas en el contexto de una única realización pueden también ser implementadas en múltiples realizaciones por separado o en cualquier combinación secundaria adecuada. Además, aunque pueden describirse características anteriormente como que actúan en ciertas combinaciones e incluso inicialmente reivindicadas como tales, una o más características de una combinación reivindicada puede en algunos casos ser escindidas de la combinación, y la combinación reivindicada puede ser dirigida a una combinación secundaria o variación de una
20 combinación secundaria.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema quirúrgico para cataratas, que comprende:

una fuente láser, configurada para generar un primer conjunto de impulsos láser;

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

un controlador (130) láser, configurado

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

10 para controlar la óptica (211, 212) de guiado para escanear el primer conjunto de impulsos láser de acuerdo con una porción del patrón de escaneo objetivo para crear una primera región fotodisruptada en la región objetivo de cataratas;

un sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Fuente de Barrido (SS-OCT), configurado para generar imágenes repetidas que incluyen una porción de la primera región fotodisruptada con una resolución de imagen del orden de 0,5-10 millones de puntos de imagen por imagen y una tasa de imagen en el intervalo de 20-500 fotogramas/segundo; y

15 un procesador (201) de imagen de OCT, configurado para realizar un análisis de imagen de la imagen, en donde el controlador (130) de láser está configurado

para generar una representación electrónica de un patrón de escaneo modificado en relación al análisis de imagen realizado por el procesador de imagen de OCT, y

20 para controlar el guiado óptico para escanear un segundo conjunto de impulsos láser de acuerdo con el patrón de escaneo modificado para crear una segunda región fotodisruptada.

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

el sistema de formación de imágenes Tomográfico por Coherencia Óptica de Fuente de Barrido (SS-OCT) está configurado para generar uno o más de los siguientes:

25 una imagen que incluye una porción de la primera región fotodisruptada con una resolución de imagen del orden de 0,5-2 millones de puntos de imagen por imagen y una tasa de imagen del orden de 20-200 fotogramas/segundo;

una imagen que incluye una porción de la primera región fotodisruptada con una resolución de imagen del orden de 2-10 millones de puntos de imagen por imagen y una tasa de fotogramas del orden de 25-500 fotogramas/segundo;

una imagen que incluye una porción de la primera región fotodisruptada con una resolución del orden de 2000-5000 escaneos A por escaneo B;

30 una imagen que incluye una porción de la primera región fotodisruptada con una tasa de adquisición de escaneo A de 30-300 kHz;

una imagen que incluye una porción de la primera región fotodisruptada con una tasa de adquisición de escaneo A de 100-1000 kHz.

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

35 la región objetivo de cataratas comprende una capa capsular anterior; y

el patrón de escaneo objetivo comprende un conjunto de puntos objetivos en un cilindro para formar al menos una de una capsulotomía circular, una capsulotomía anterior, y una capsulotomía curvilínea.

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

la región objetivo de cataratas comprende una porción del cristalino; y

40 el patrón de escaneo objetivo comprende un conjunto de puntos objetivos sobre al menos uno de un plano de corte radial, de cilindros, de un patrón en espiral y de un patrón en malla para inducir al menos uno de un corte, una fotodisrupción y una lisis del cristalino.

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

el sistema de formación de imágenes de SS-OCT está configurado para tener un intervalo de formación de imágenes z

mayor de 4 mm; o

el sistema de formación de imágenes de SS-OCT está configurado para tener un intervalo de formación de imágenes $\geq$ mayor de 6 mm.

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

5 el sistema de formación de imágenes de SS-OCT está configurado para generar la imagen en un tiempo de formación de imágenes menos de 0,1 segundo.

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

el procesador de imagen de OCT está configurado para presentar una realimentación para un operador del sistema basado en el análisis de imagen realizado.

10 8. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 7, en donde:

el procesador de imagen de OCT está configurado

para determinar una entrada de modificación recomendada basada en el análisis de imagen realizado, y

para presentar la entrada de modificación recomendada para el operador del sistema.

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

15 el procesador de imagen de OCT está configurado para

determinar una diferencia entre una imagen de referencia tomada antes de que se haya generado el primer conjunto de impulsos láser y una imagen tomada después de que el primer conjunto de impulsos láser haya generado la primera región fotodisruptiva; y

presentar una indicación de la diferencia determinada.

20 10. El sistema láser quirúrgico para cataratas de la reivindicación 1, en donde:

el procesador de imagen de OCT está configurado para generar una señal de control basado en el análisis de imagen realizado para hacer que el controlador láser genere la representación electrónica del patrón de escaneo modificado.

11. El sistema láser quirúrgico para cataratas de la reivindicación 10, en donde:

25 el procesador de imagen de OCT está configurado para determinar una desviación de al menos una de una ubicación, de una orientación y de una forma de la primera región fotodisruptiva con relación al patrón de escaneo objetivo; y

el controlador de láser está configurado para generar la representación electrónica del patrón de escaneo modificado para reducir la desviación determinada.

12. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 10, en donde:

30 el procesador de imagen de OCT está configurado para determinar si la primera región fotodisruptiva se extiende a una región de riesgo; y

el controlador de láser está configurado para generar la representación electrónica del patrón de escaneo modificado para escanear el segundo conjunto de impulsos láser fuera de la región de riesgo.

13. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 10, en donde:

el procesador de imagen de OCT y el controlador de láser están integrados.

35 14. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 10, en donde:

el procesador de imagen de OCT está configurado para reconocer un subproducto quirúrgico; y

el controlador de láser está configurado para generar la representación electrónica del patrón de escaneo modificado de manera que el patrón de escaneo modificado no se solape con el subproducto quirúrgico.

15. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 14, en donde:

40 el patrón de escaneo objetivo es un patrón de corte;

el procesador de imagen de OCT está configurado para reconocer una burbuja de gas como el subproducto quirúrgico; y

el controlador de láser está configurado para generar una representación electrónica de un patrón de corte girado como el patrón de escaneo modificado de tal manera que el patrón de corte girado no se solape con la burbuja de gas.

16. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 10, en donde:

5 el procesador de imagen de OCT está configurado para identificar una porción de la primera región fotodisrumpida donde una eficiencia de fotodisrupción estaba limitada; y

el controlador de láser está configurado para generar la representación electrónica del patrón de escaneo modificado para volver a escanear parte de la porción identificada.

17. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 10, en donde:

el procesador de imagen de OCT está configurado

10 para analizar una porción de la imagen que es distinta de la primera región fotodisrumpida, y
para generar una realimentación basada en este análisis.

18. El sistema quirúrgico para cataratas de la reivindicación 1, comprendiendo el sistema de formación de imágenes de OCT de Fuente de Barrido:

una fuente de luz de longitud de onda de barrido para generar un haz de longitud de onda de barrido,

15 un sistema de guiado del haz, configurado

para dividir el haz de longitud de onda de barrido en un haz de imagen y un haz de referencia,

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

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

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

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

un detector para detectar el haz combinado;

un dispositivo de recogida de datos para detectar el haz combinado como una secuencia temporal de datos;

25 un sistema de transformada de Fourier rápida para realizar una transformada de Fourier sobre la secuencia temporal de datos detectada; y

un generador de imagen para generar una imagen a partir de la transformada de Fourier.

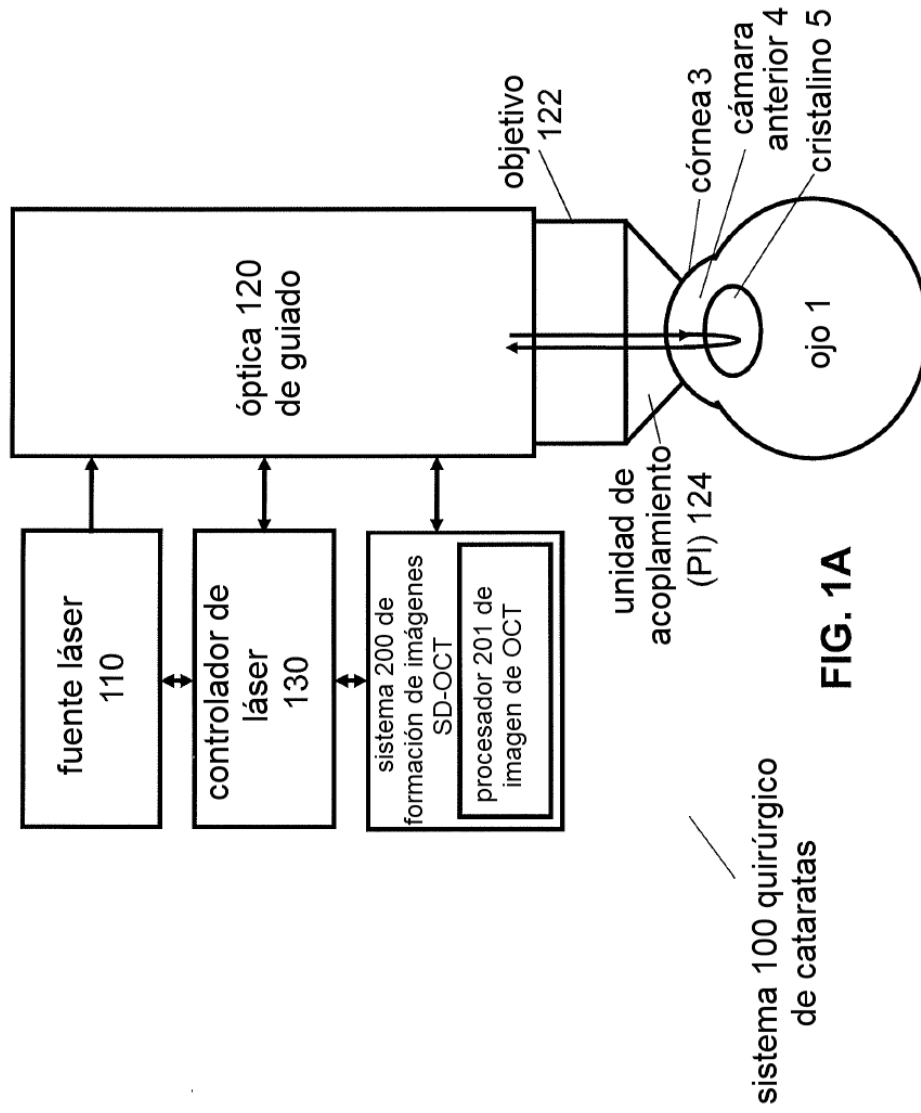


FIG. 1A

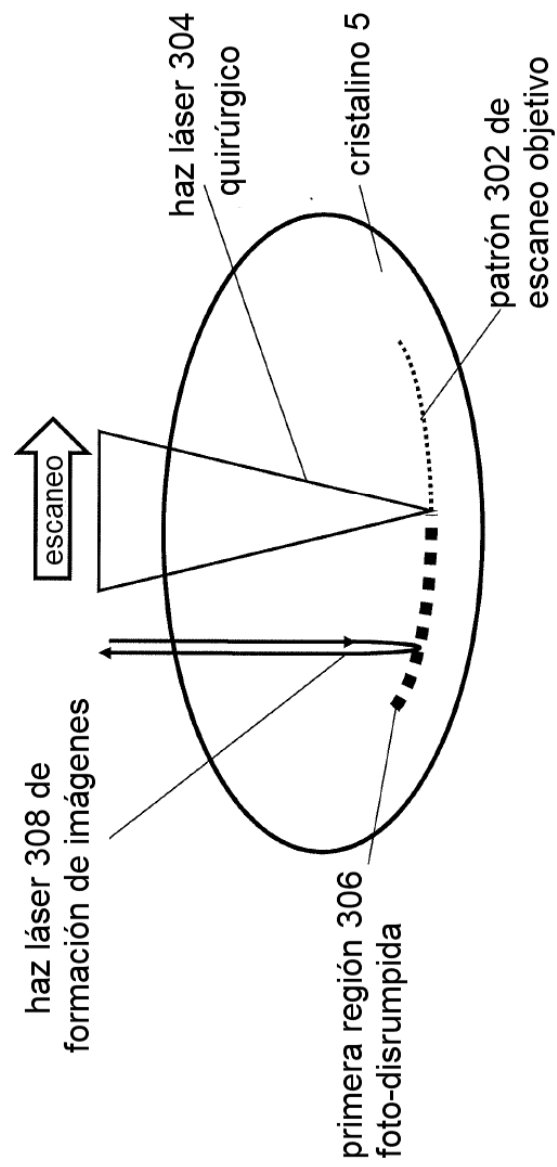


FIG. 1B

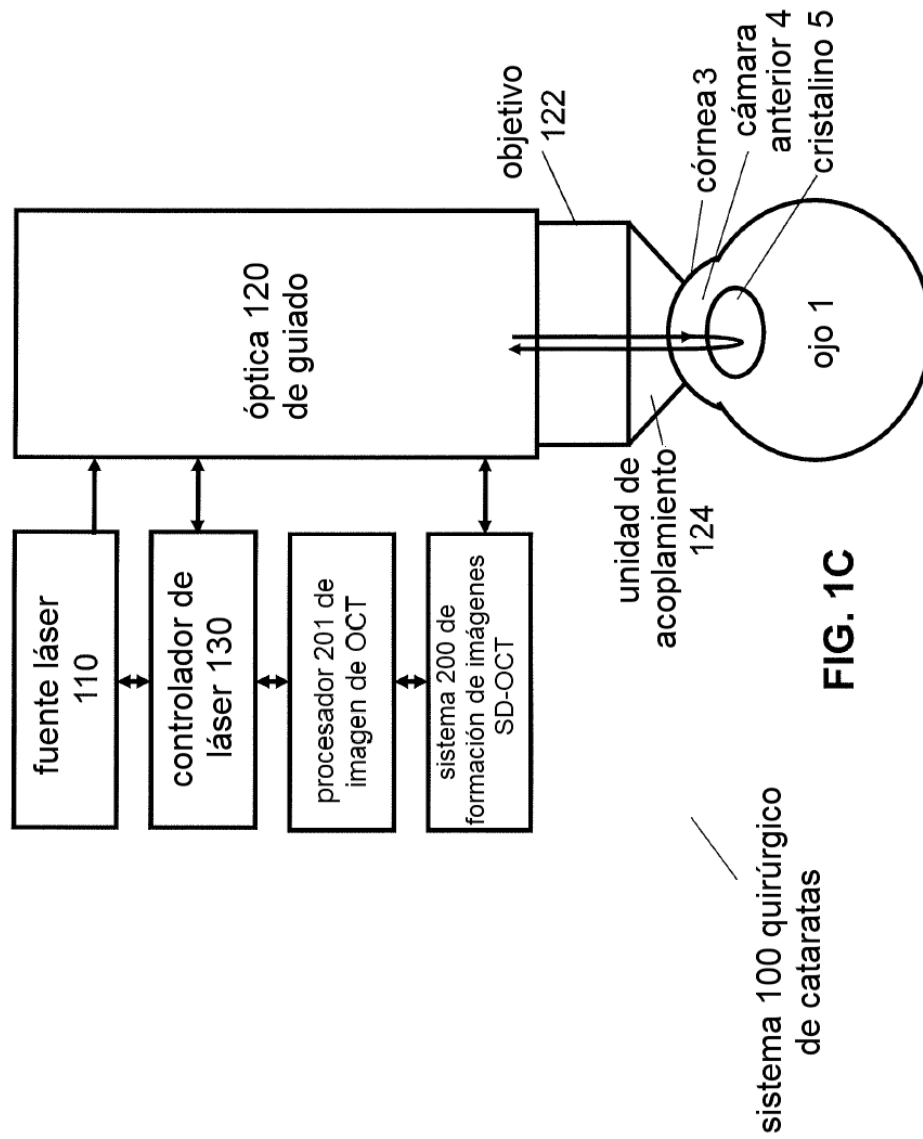


FIG. 1C

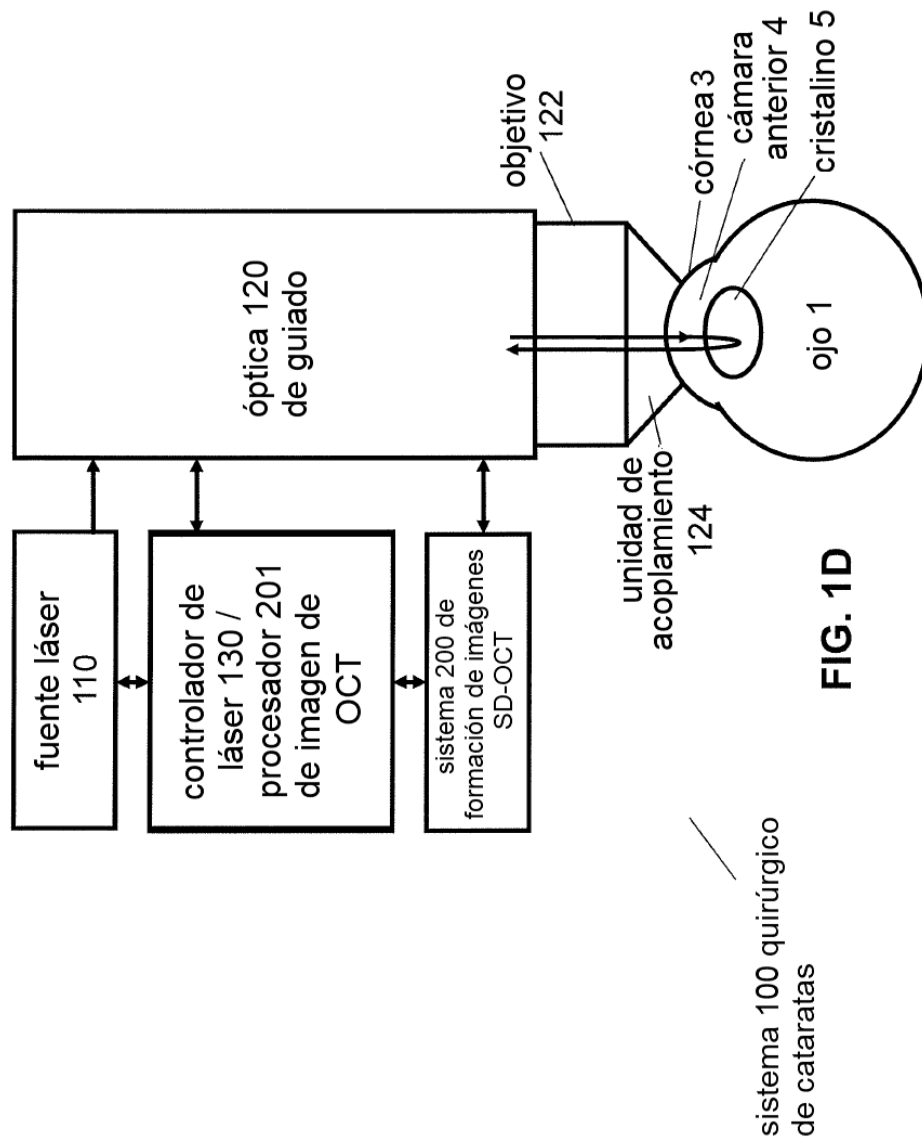


FIG. 1D

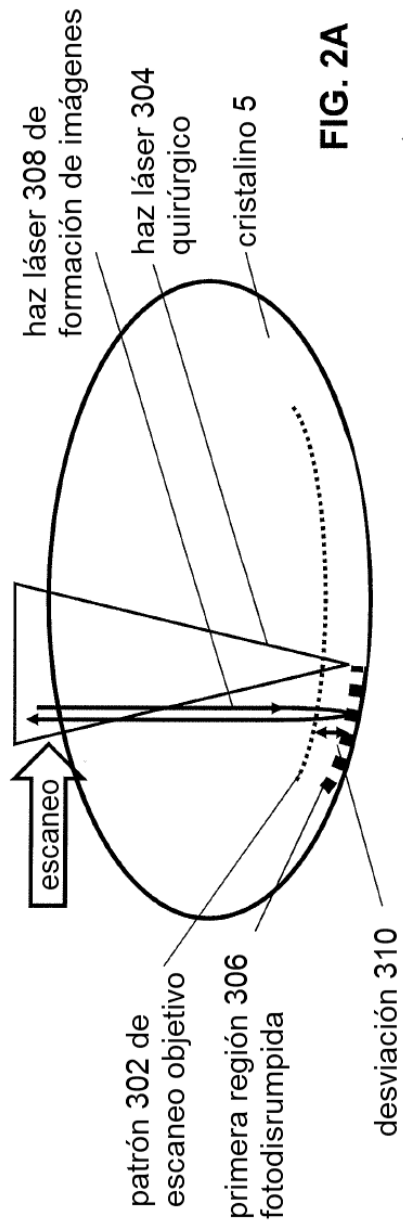


FIG. 2A

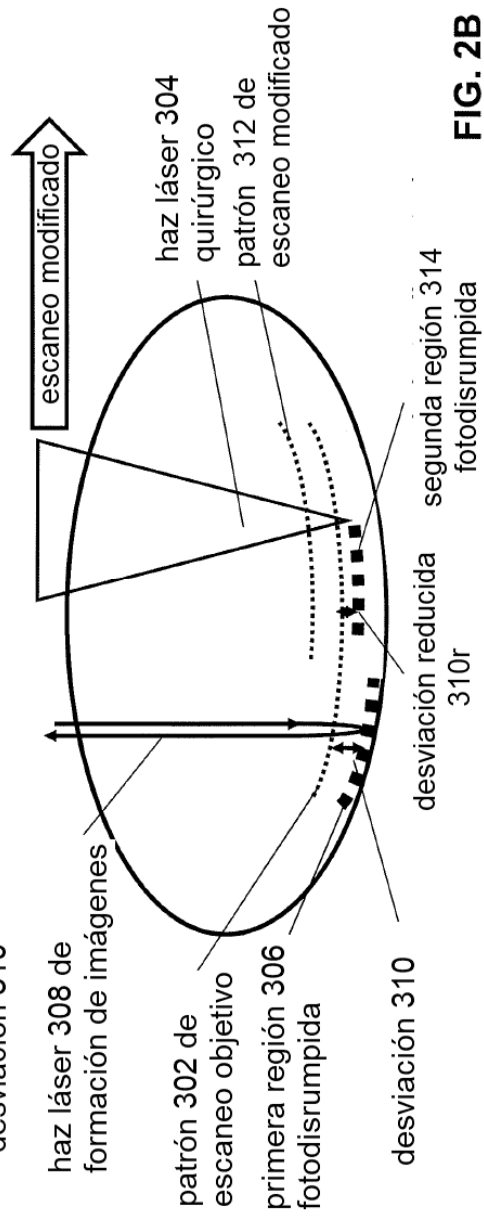


FIG. 2B

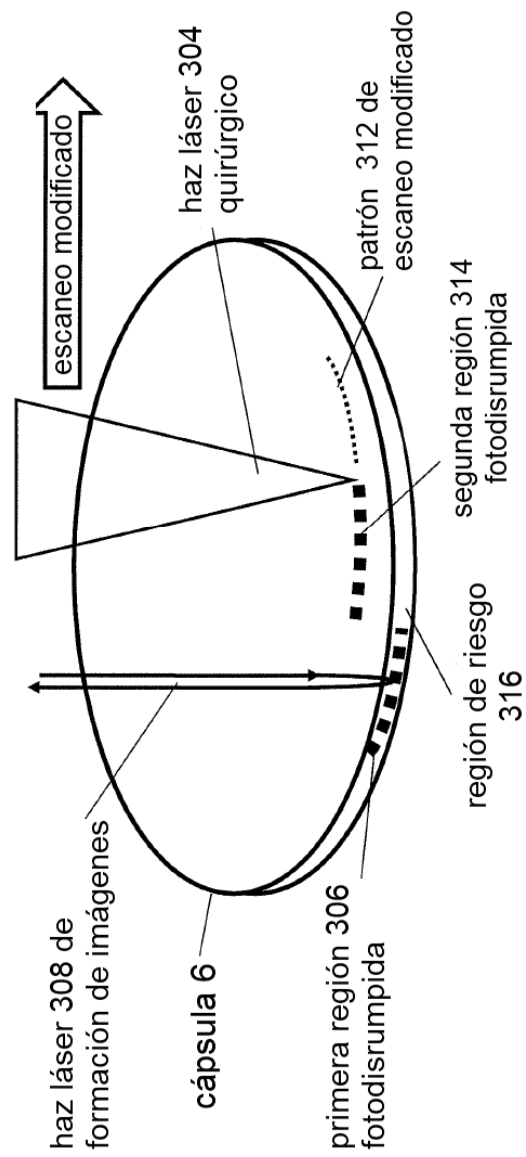
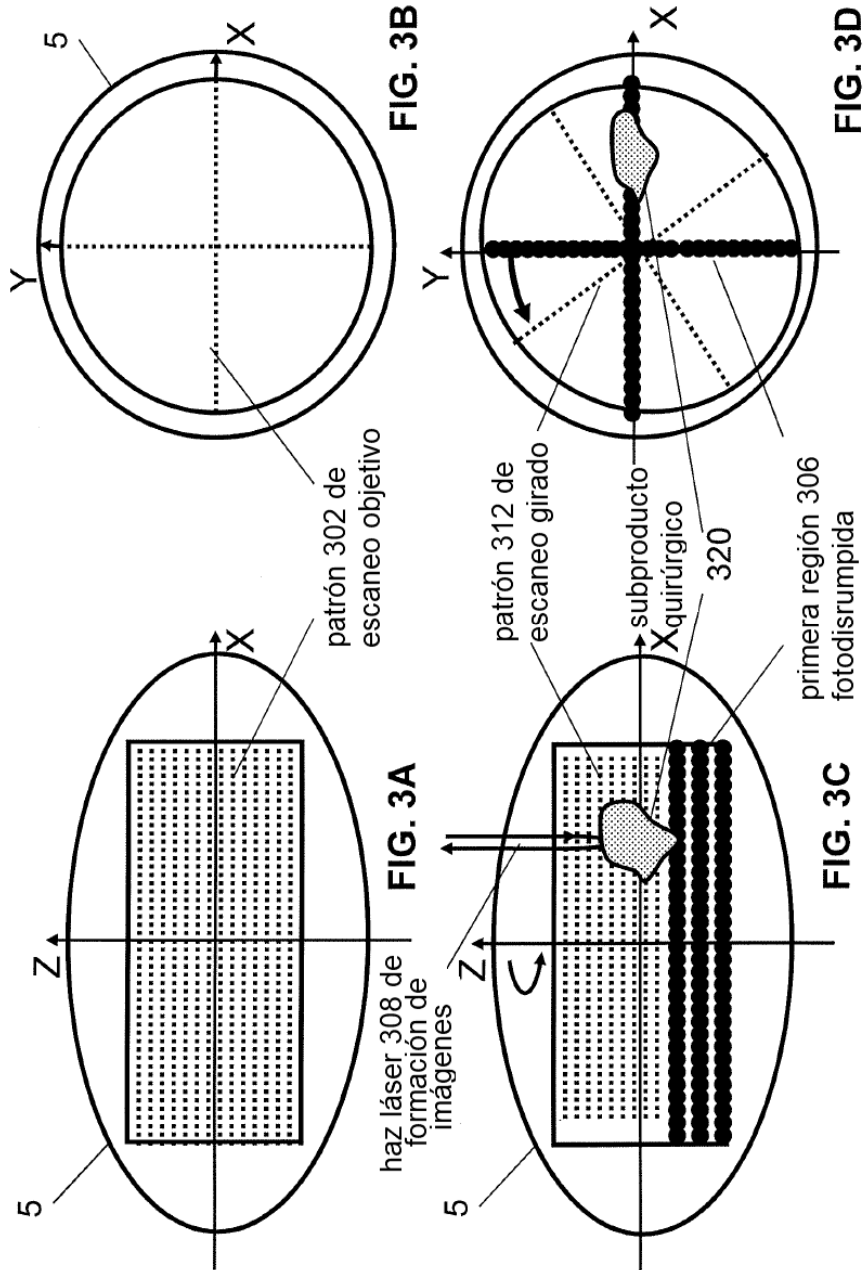
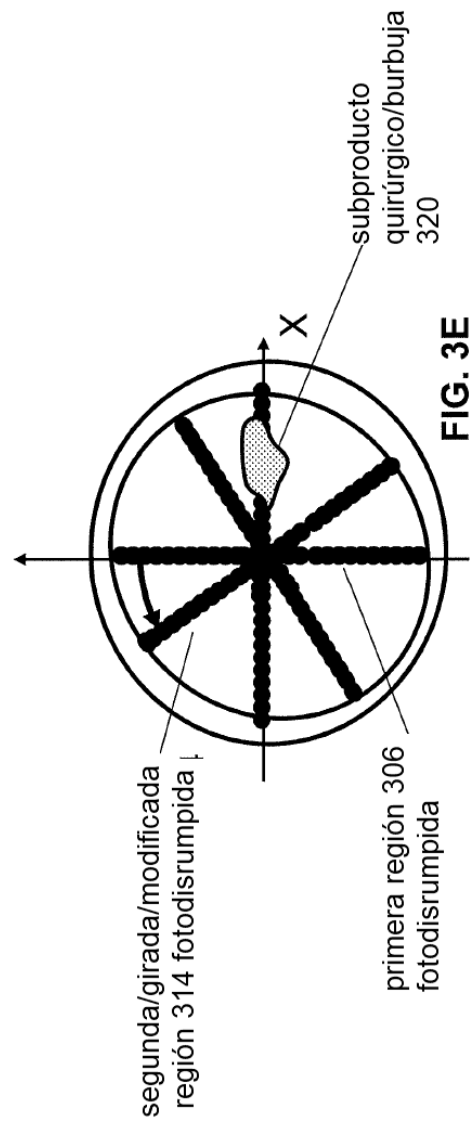
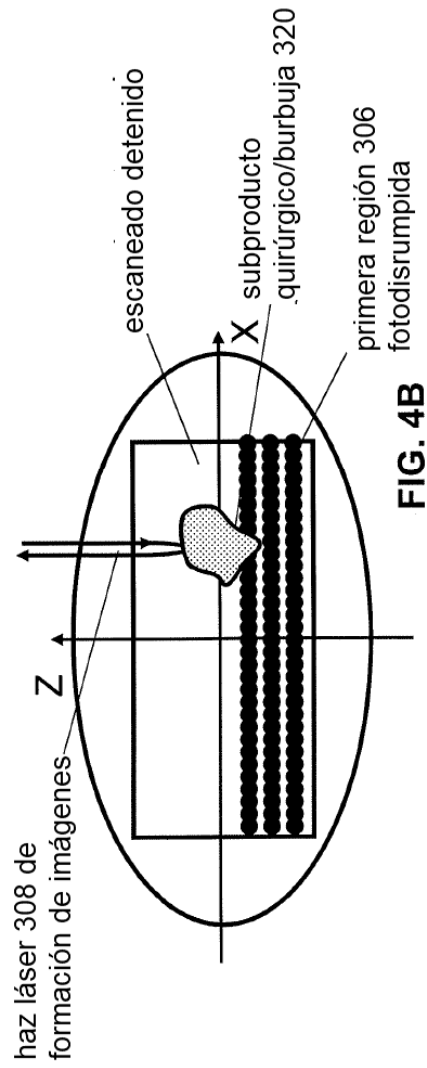
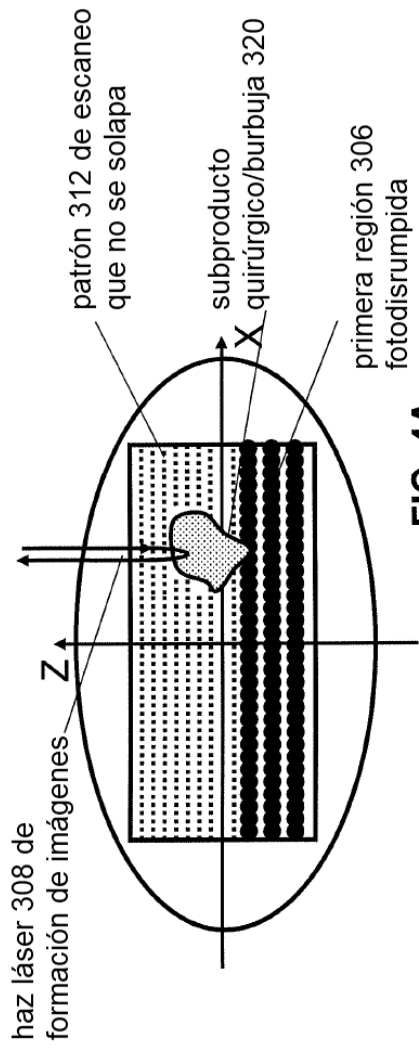
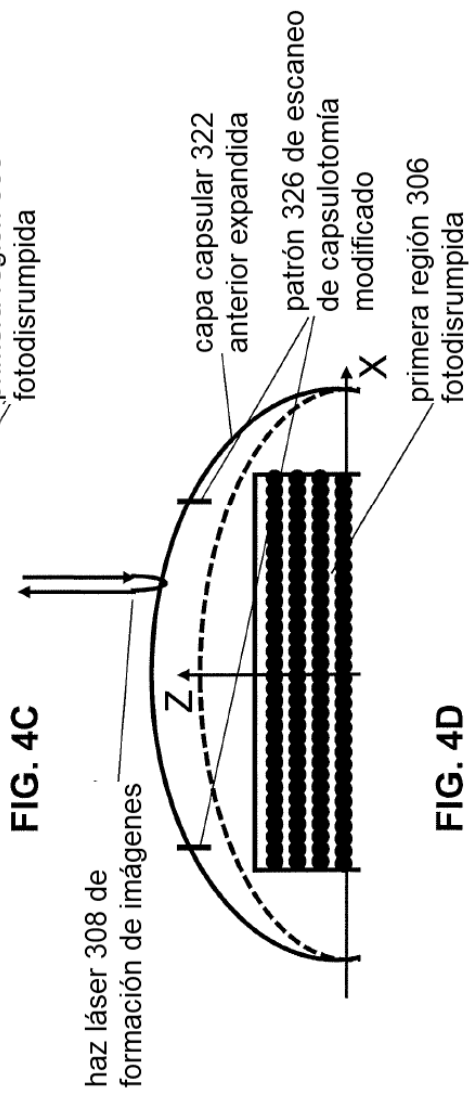
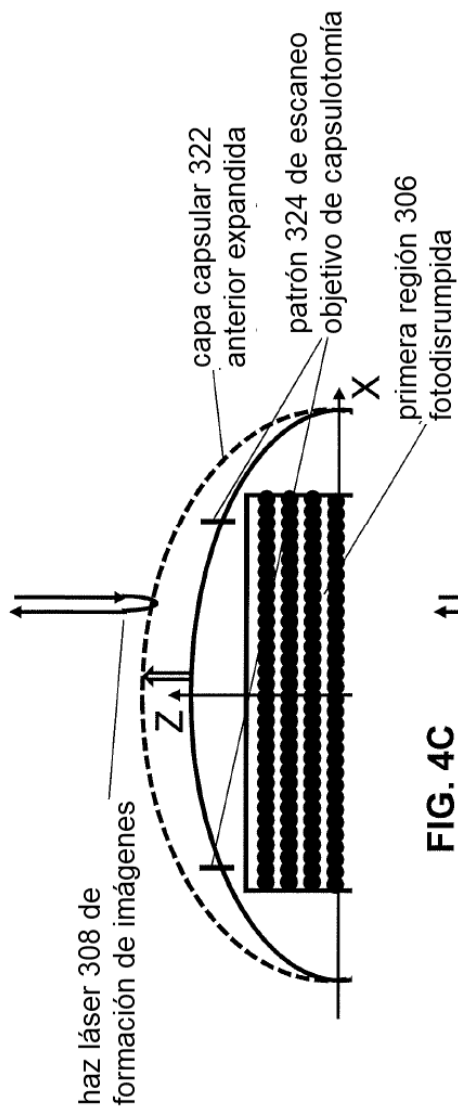


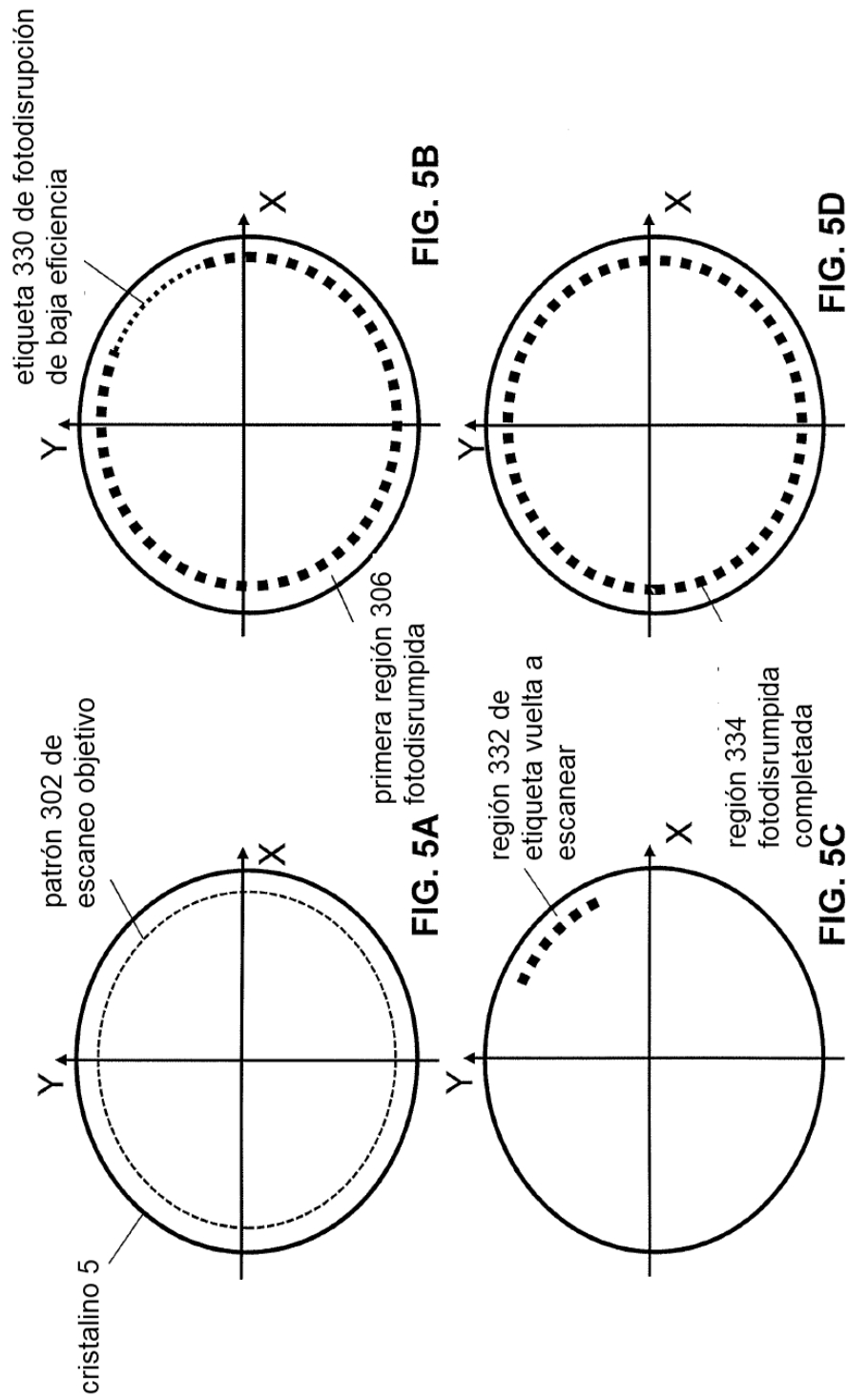
FIG. 2C











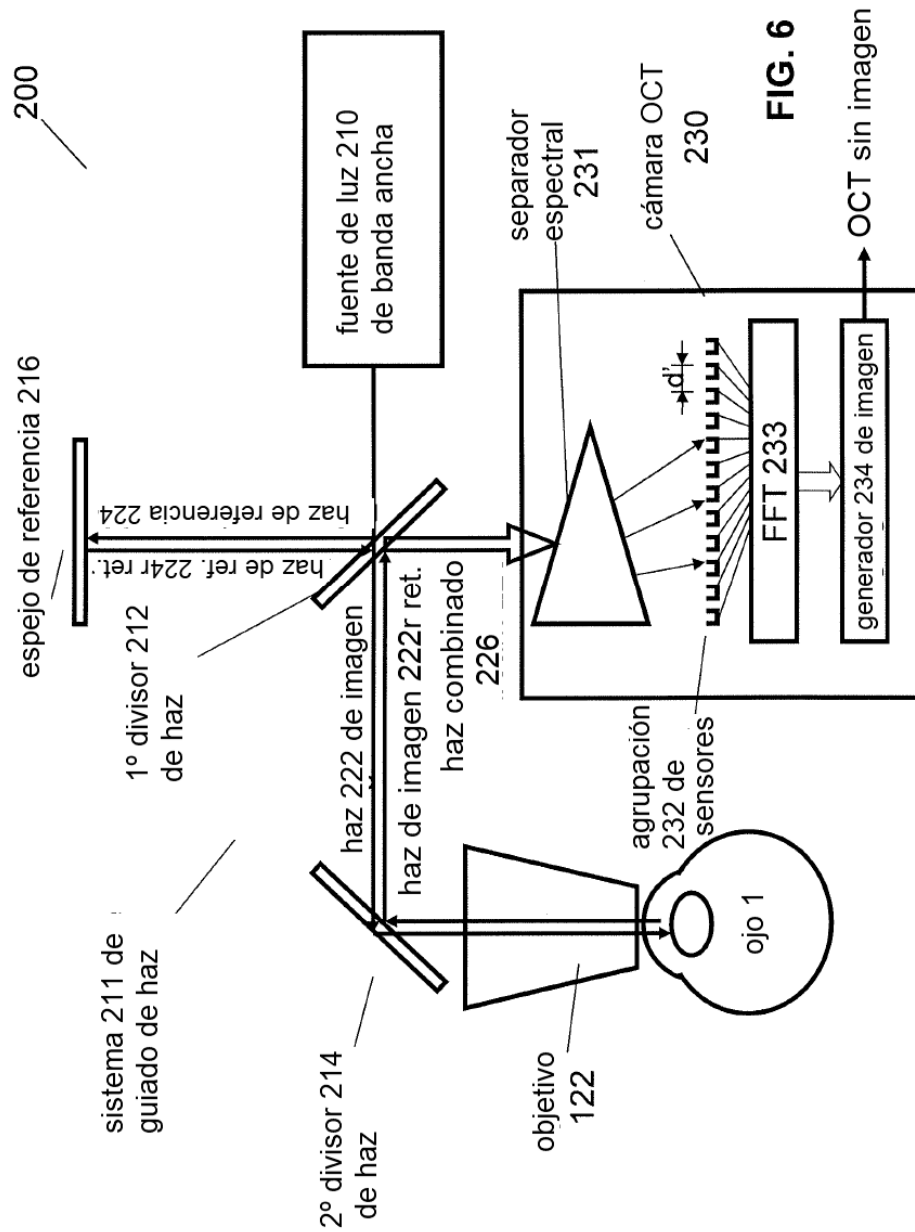


FIG. 6

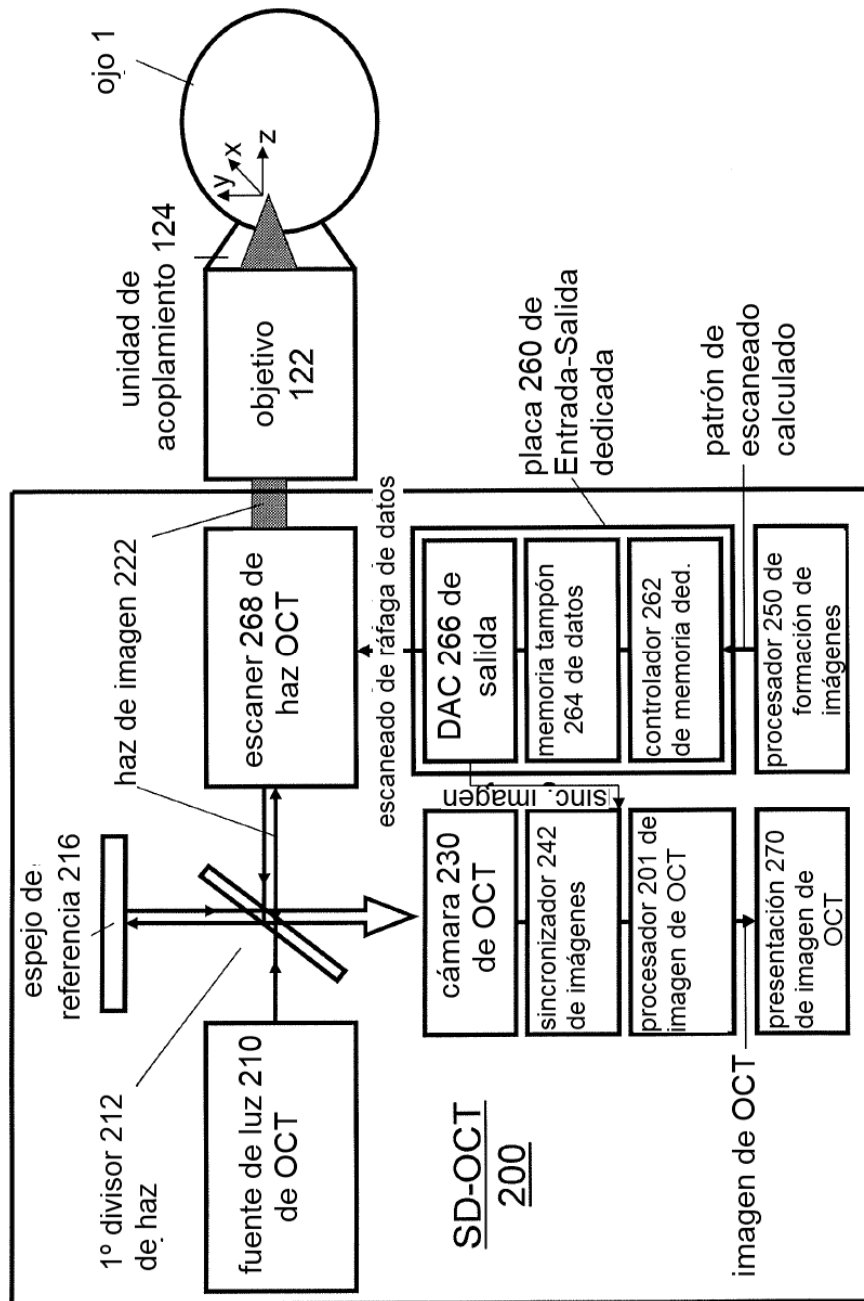


FIG. 7

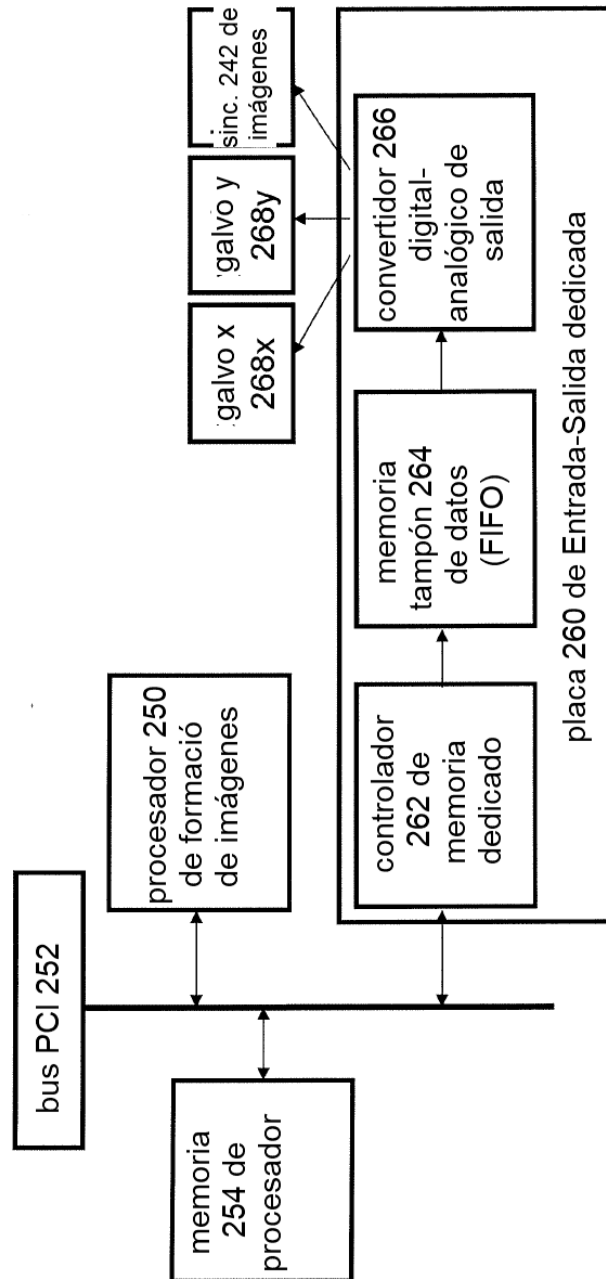
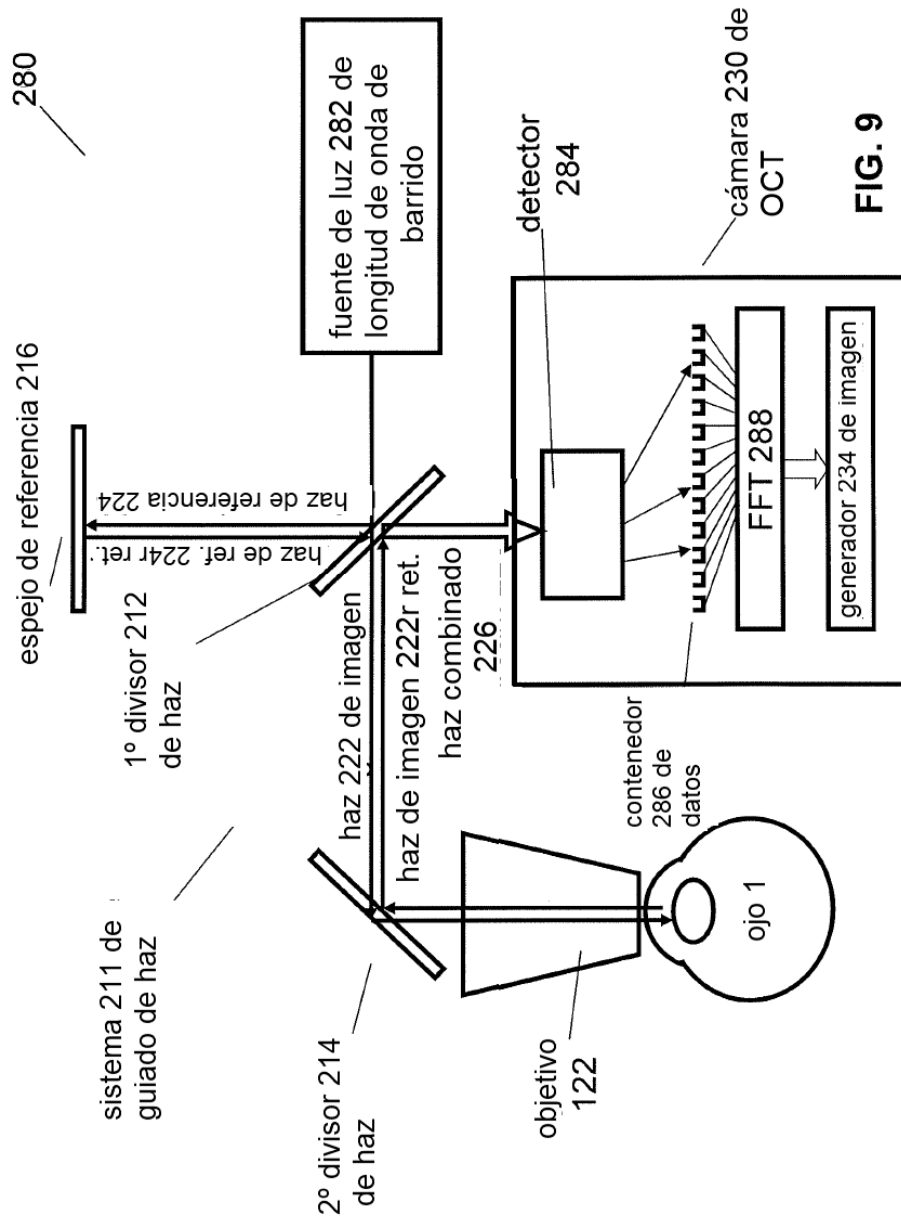


FIG. 8



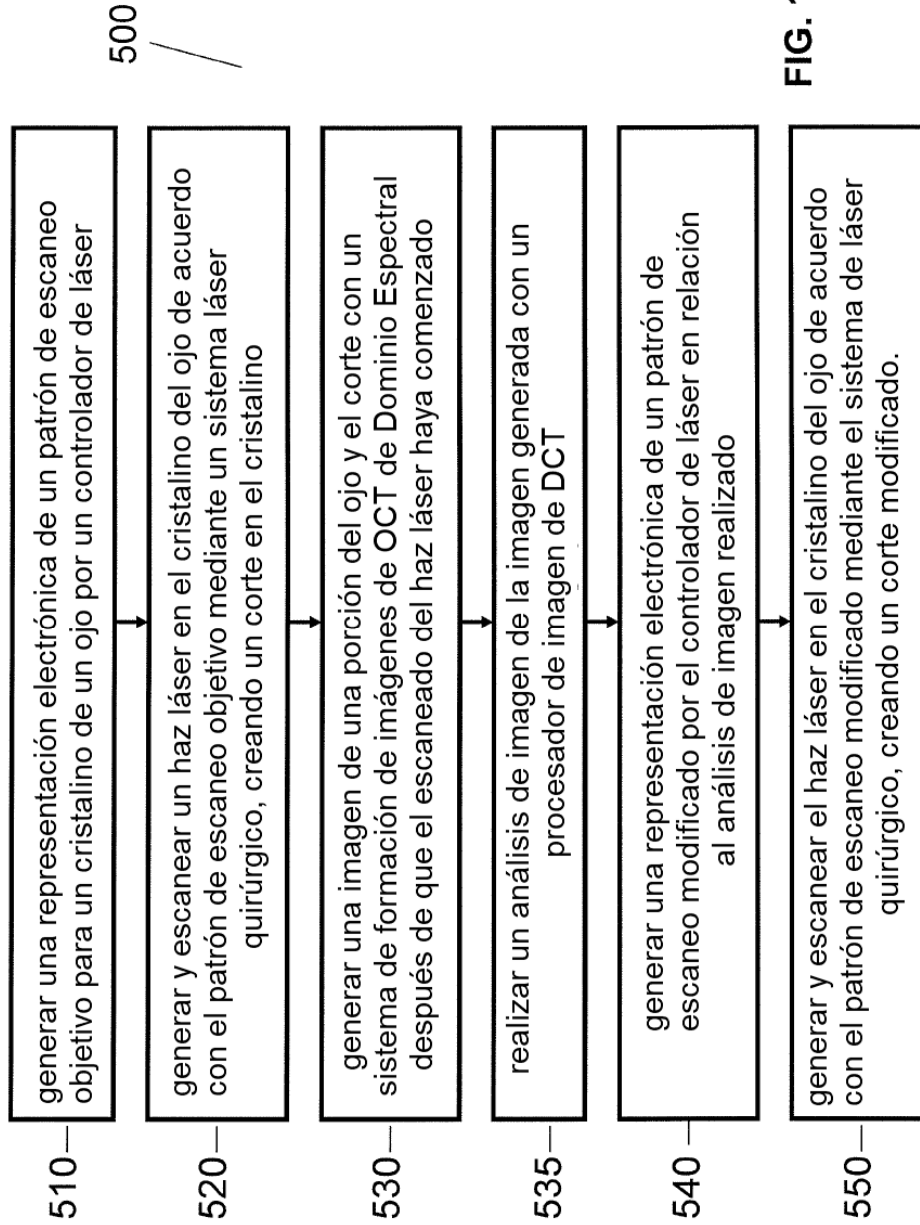


FIG. 10

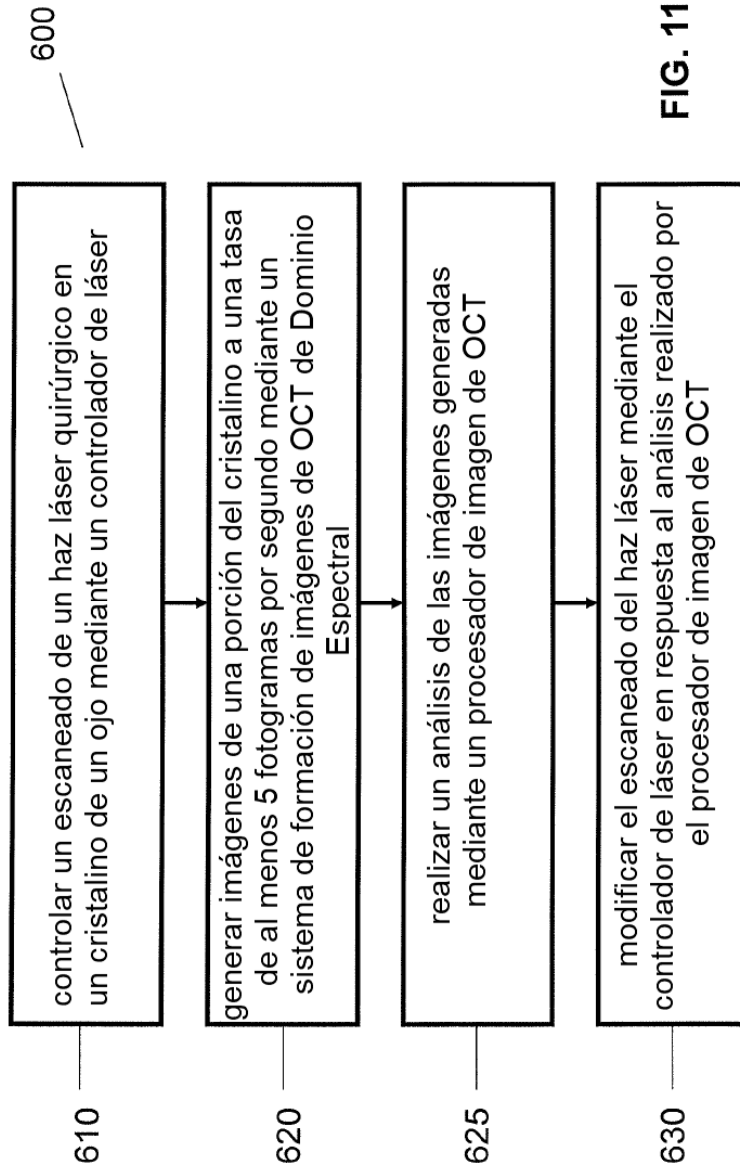


FIG. 11