

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 651 746**

51 Int. Cl.:

A61B 18/00 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.09.2011 PCT/US2011/051360**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.11.2012 WO12158183**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.09.2011 E 11764383 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.10.2017 EP 2688531**

54 Título: **Sistema quirúrgico láser controlado por formación de imágenes**

30 Prioridad:

18.05.2011 US 201113110352

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

29.01.2018

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**CHAUDHARY, GAUTAM;
GOLDSTEIN, PETER;
HEGEDUS, IMRE;
SUÁREZ, CARLOS GERMAN;
CALLIGORI, DAVID y
KARAVITIS, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 651 746 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

Sistema quirúrgico láser controlado por formación de imágenes

CAMPO TÉCNICO

5 Este documento de patente describe un sistema para controlar un láser en un procedimiento oftálmico. Con más detalles, este documento de patente describe un sistema de láser controlado por formación de imágenes para controlar la potencia de un láser oftálmico pulsatorio durante procedimientos de capsulotomía y cataratas, entre otros.

ANTECEDENTES

10 Los sistemas láser han resultado esenciales para la cirugía oftálmica. Han sido empleados en procedimientos corneales durante algún tiempo con elevada precisión y por tanto considerable éxito. En aplicaciones en momentos muy recientes se han contemplado para otros procedimientos oftálmicos, incluyendo procedimientos de cataratas.

15 Los láseres pueden ser utilizados para formar cortes de alta precisión. Estos cortes son creados focalizando o dirigiendo una rápida secuencia de impulsos láser a un patrón de escaneado o patrón de puntos. Los puntos del patrón de escaneado forman a menudo una línea o capa y los impulsos láser son dirigidos a estos puntos mediante un sistema de escaneado que incluye dispositivos de desviación, espejos y lentes cuya alineación puede ser cambiada muy rápidamente. En los sistemas de láser típicos los impulsos pueden tener una duración o longitud de impulso del orden de nanosegundo, picosegundo, o incluso femtosegundo. La tasa de repetición del impulso puede ser del orden del kHz a cientos de kHz.

20 La potencia o energía de los impulsos láser puede ser elegida para exceder de un umbral denominado de fotodisrupción. Los impulsos láser con una potencia superior a este umbral pueden romper el tejido oftálmico en los puntos objetivo, induciendo la formación de burbujas. Líneas o capas de estas burbujas pueden debilitar la conexión mecánica entre las partes de tejido en los lados opuestos de las burbujas. A menudo el debilitamiento es sustancial, cortando efectivamente el tejido. Por tanto, un procedimiento manual posterior puede separar completamente las partes de tejido con facilidad.

25 Un procedimiento oftálmico que podría beneficiarse de utilizar tal sistema de corte por láser de alta precisión es la cirugía de cataratas. Una cirugía de cataratas típica implica una operación de capsulotomía y una operación de lisis o fragmentación del cristalino. Durante la lisis, la energía es aplicada a un núcleo del cristalino para licuarlo. Durante la fragmentación del cristalino, o facofragmentación, el núcleo del cristalino puede ser cortado en varias piezas escaneando el láser a lo largo de las superficies de corte para permitir la retirada posterior del núcleo pieza por pieza. La capsulotomía implica formar un corte circular sobre la parte anterior de la bolsa capsular del cristalino para permitir al cirujano acceder y retirar las piezas cortadas del núcleo.

30 Optimizar los sistemas de láser quirúrgicos para estos complejos procedimientos oftálmicos es un gran reto. Sin embargo, la optimización promete grandes resultados en términos de la precisión y eficacia de los procedimientos quirúrgicos.

35 Se ha hecho referencia a los documentos citados US 2010/0324543 y US 2011/0022036. El documento US 2010/0324543 se refiere a un método para cirugía ocular integrada que puede incluir la determinación de una región de cataratas objetivo en un cristalino del ojo; aplicación de impulsos láser para cataratas para fotodisrumpir una parte de la determinada región de cataratas objetivo; determinación de una región de glaucoma objetivo o una región de astigmatismo objetivo en una región periférica del ojo; y aplicación de impulsos láser quirúrgico para crear una o más incisiones en la región de glaucoma o astigmatismo objetivo por fotodisrupción; en donde las operaciones del método son realizadas dentro de un procedimiento quirúrgico integrado. Los impulsos láser pueden ser aplicados antes de hacer una incisión sobre una córnea del ojo. El procedimiento quirúrgico integrado puede implicar la utilización de la misma fuente láser para tres funciones: para fotodisrumpir la región objetivo, para hacer una incisión sobre la cápsula del cristalino y para hacer una incisión sobre la córnea del ojo. El documento US 2011/0022036 ha proporcionado un sistema, aparato y métodos para desarrollar sistemas láser que pueden crear una capsulotomía aserrada predeterminada precisa. Los sistemas, aparato y métodos proporcionan además sistemas láser que pueden utilizar un único láser como un láser terapéutico y como radar láser y que reducen la variabilidad de paciente a paciente y la variabilidad de doctor a doctor asociada con el aparato portátil para realizar capsulorresis y capsulotomías. Se ha proporcionado además un patrón de golpe aserrado predeterminado preciso y capsulotomía conformada que está basado al menos en parte en la forma de una IOL y en particular de una IOL de acomodación.

RESUMEN

50 Uno de los retos de la cirugía de cataratas por láser es que los procedimientos de capsulotomía y fragmentación del cristalino pueden interferir entre sí. En los sistemas láser avanzados la precisión de la cirugía puede ser mejorada formando imágenes del tejido oftálmico objetivo antes de la cirugía y guiando los impulsos láser basados en la imagen. Si la fragmentación del cristalino es realizada en primer lugar, entonces, como un producto derivado quirúrgico, la cápsula es expandida considerablemente y de manera no uniforme por la cantidad sustancial de burbujas formadas dentro de la cápsula. Por ello, después de la fragmentación del cristalino, la cápsula y el cristalino han de ser formados en imágenes

una segunda vez para guiar el corte circular subsiguiente de la capsulotomía. Sin embargo, la formación de imágenes del cristalino severamente fotodisruptado y distorsionado puede ser un desafío. También, el procedimiento de formación de imágenes repetido consume un tiempo quirúrgico precioso, aumentando la incomodidad del paciente, disminuyendo potencialmente la prescripción del procedimiento completo.

- 5 Por otro lado, si la capsulotomía es realizado en primer lugar, crea una cantidad sustancial de burbujas en la región anterior del cristalino y en la cámara acuosa anterior del ojo. La cantidad de burbujas es especialmente elevada si el cristalino está en una posición inclinada antes del procedimiento, como se ha explicado a continuación. Estas burbujas pueden aumentar la dispersión de los impulsos láser de la subsiguiente fragmentación del cristalino considerablemente ya que los impulsos subsiguientes son dirigidos al interior del cristalino y así se propagan a través de la región anterior
10 rica en burbujas. La dispersión incrementada puede determinar potencialmente de nuevo la precisión del procedimiento de cataratas.

Así, ambas secuencias de la fragmentación del cristalino y de la capsulotomía tienen inconvenientes, ya que la primera operación puede reducir la precisión y control de la operación subsiguiente. Por ello, los sistemas láser pueden reducir, resolver, o eliminar uno o más de estos inconvenientes y pueden ofrecer ventajas.

- 15 Realizaciones de la presente invención pueden proporcionar funcionalidad ventajosas en vista de estos retos. En particular, una realización de un sistema láser basado en formación de imágenes puede incluir un sistema de haz láser, configurado para generar y escanear un haz de impulsos láser con un parámetro de potencia de láser ajustable a puntos de un patrón de escaneo en un ojo, y un controlador de láser basado en formación de imágenes, configurado para formar la imagen de una capa en el ojo, para controlar el escaneado del haz de impulsos láser a los puntos del patrón de
20 escaneado, y para controlar un parámetro de potencia de láser de los impulsos láser de acuerdo con la distancia de los puntos del patrón de escaneo a partir de la capa cuya imagen se ha formado.

- Una implementación de un sistema láser basado en formación de imágenes puede incluir un láser que genera y dirige un haz de impulsos láser a un ojo, un sistema de formación de imágenes que forma la imagen de una capa de cápsula del ojo, y un sistema de control láser que controla el láser para dirigir el haz a manchas dentro de una banda de seguimiento
25 de la capa de cápsula cuya imagen se ha formado con un parámetro de potencia de láser superior a un umbral de fotodisrupción, y a manchas situadas fuera de la banda de seguimiento de la capa de cápsula cuya imagen se ha formado con un parámetro de potencia de láser por debajo del umbral de fotodisrupción, en donde el sistema láser basado en formación de imágenes esta configurado para realizar una capsulotomía antes de una lisis o fragmentación del cristalino o facofragmentación durante el procedimiento de cataratas.

- 30 Una implementación de un sistema láser oftálmico guiado por imágenes puede incluir un motor láser, configurado para generar impulsos láser, un modificador de haz, configurado para modificar un parámetro de potencia de láser de los impulsos láser, un escáner de láser, configurado para dirigir los impulsos láser a puntos de escaneado en un ojo, un sistema de formación de imágenes, configurado para formar la imagen de una región en el ojo, y un generador de patrón, acoplado sistema de formación de imágenes, al modificador de haz y al escáner de láser, configurado para generar
35 coordenadas de los puntos de escaneado para el escáner de láser, y para asociar un parámetro de potencia de láser baja con los puntos de escaneado dependiendo de una distancia de los puntos de escaneado desde un patrón objetivo.

- Un método para realizar un procedimiento oftálmico controlado por formación de imágenes puede incluir la formación de imágenes de una capa en un ojo, la generación de coordenadas de puntos de un patrón de escaneo, la determinación de una distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado, y la asociación de
40 parámetros de potencia de láser con los puntos basados en la distancia determinada.

La invención está definida en las reivindicaciones.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1 ilustra una realización de un sistema láser quirúrgico con un sistema láser controlado por formación de imágenes.

- 45 Las figs. 2A-D ilustran realizaciones del sistema de haz láser.

Las figs. 3A-E ilustran realizaciones del controlador de láser basado en formación de imágenes.

Las figs. 4A-B ilustran los patrones de escaneo para cristalinos no inclinados e inclinados.

Las figs. 5A-B ilustran patrones de escaneo tradicionales para cristalinos no inclinados e inclinados como una función de una variable de escaneado.

- 50 Las figs. 6A-H ilustran un patrón de escaneo a lo largo de un escaneo circular con un parámetro de potencia de láser dependiente de la distancia.

La fig. 7 ilustra una determinación de la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado utilizando una curva

modelo.

Las figs. 8A-B ilustran métodos de cirugía de cataratas con la fragmentación del cristalino y la capsulotomía en diferentes secuencias.

La fig. 9 ilustra métodos de cirugía de cataratas con un sistema láser controlado por formación de imágenes en detalle.

- 5 La fig. 10 ilustra un patrón de escaneo láser de banda de seguimiento de múltiples extremos después de la fragmentación del cristalino expandida la cápsula del cristalino de una manera no uniforme.

Las figs. 11A-D ilustran patrones de escaneo para cortes en piezas inclinados.

Las figs. 12A-B ilustran patrones de escaneo para cortes de volumen inclinados.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

- 10 Implementaciones y realizaciones descritas en este documento de patente ofrecen mejoras para los retos antes descritos.

15 La fig. 1 ilustra un sistema láser 100 basado en formación de imágenes, que incluye un sistema 110 de haz láser para generar y escanear un haz de impulsos láser con un parámetro de potencia de láser ajustable a puntos de un patrón de escaneo en un ojo 1, y un controlador 120 de láser basado en formación de imágenes para formar la imagen de una capa en el ojo, para controlar el escaneado del haz de impulsos láser a los puntos del patrón de escaneo, y para controlar un parámetro de potencia de láser de los impulsos de láser de acuerdo con la distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado. El controlador 120 de láser puede realizar estas funciones enviando una señal de control de potencia y una señal de control de escaneo al sistema 110 de haz láser, por ejemplo.

20 El haz láser del sistema 110 de haz láser puede ser guiado al trayecto óptico principal en un divisor de haz 132-1 que puede volver a dirigir el haz a un objetivo 134. El haz puede propagarse a través del objetivo 134 y a través de una interfaz 136 de paciente para entrar en el ojo quirúrgico 1.

25 La cirugía puede ser ayudada mediante la formación de imágenes del ojo 1 con distintas técnicas. Puede utilizarse una luz visible para la formación de imágenes para crear una imagen de video que es procesada por un microscopio 138 de video. Además, el controlador 120 de láser basado en formación de imágenes puede dirigir un haz de formación de imágenes sobre el ojo y formar una imagen basándose en el haz de imagen devuelto. Este haz de formación de imágenes puede ser acoplado dentro y fuera del trayecto óptico principal por un divisor 132-2 de haz.

Las figs. 2A-D ilustran distintas realizaciones del sistema 110 de haz láser.

30 La fig. 2A ilustra que realizaciones del sistema 110 de láser pueden incluir un motor láser 112 para generar el haz de impulsos láser, un atenuador 114 de haz para modificar el parámetro de potencia de láser de los impulsos láser, y un escáner 116 de haz para dirigir el haz de impulsos láser a los puntos del patrón de escaneo en el ojo. El motor láser 112 puede generar impulsos láser con una duración de nanosegundos, picosegundos o incluso femtosegundos, es decir del orden de 10^{-9} - 10^{-15} segundos. Estos impulsos pueden ser generados a una tasa de repetición en un intervalo de frecuencias amplios: desde 0,1 kHz a 1000 kHz, o en un intervalo de 1 kHz a 500 kHz, o en algunas implementaciones en el intervalo de 10 kHz a 100 kHz. La señal de control de potencia del controlador 120 de láser puede ser acoplada al atenuador 114 de haz y la señal de control de escaneado del controlador 120 de láser puede ser acoplada al escáner 116 de haz.

40 El atenuador 114 de haz puede incluir una célula Pockels, un conjunto polarizador, un obturador mecánico, un obturador electromecánico, o una rueda de energía. Cada una de estas implementaciones puede modificar un parámetro de potencia de láser de los impulsos de láser. El parámetro de potencia de láser puede ser una energía de impulso, una potencia de impulso, una longitud de impulso o una tasa de repetición de los impulsos láser, entre otros. El atenuador 114 de haz puede modificar uno o más de estos parámetros de potencia de láser. En una implementación simple, el atenuador 114 de haz puede obtener o bloquear impulsos láser seleccionados. En otra, un conjunto polarizador puede reducir la potencia de los impulsos láser seleccionados ajustando el ángulo relativo de los filtros de polarización subsiguientes.

45 En la realización de la fig. 2A, el atenuador 114 de haz puede estar situado entre el motor láser 112 y el escáner 116 de haz en el trayecto del haz láser.

La fig. 2B ilustra una realización en la que el atenuador 114 de haz está al menos parcialmente integrado en el motor láser 112. En algunos casos, el atenuador 114 de haz puede ser parte del motor láser 112. Por ejemplo, una célula Pockels dentro del motor láser 112 puede ser el atenuador 114 de haz.

50 La fig. 2C ilustra una realización en la que el atenuador 114 de haz está situado después del escáner 116 de haz en el trayecto del haz láser.

Finalmente, la fig. 2D ilustra una realización en la que el atenuador 114 de haz y el escáner 116 de haz están al menos parcialmente integrados.

Las figs. 3A-E ilustran distintas realizaciones del controlador 120 de láser basado en formación de imágenes.

5 La fig. 3A ilustra que el controlador 120 de la sede puede incluir un sistema 122 de formación de imágenes para formar la imagen de la capa cuya imagen se ha formado en el ojo y un generador 124 de patrón para generar coordenadas de los puntos del patrón de escaneo, asociar parámetros de potencia de láser con los puntos dependiendo de la distancia de los puntos desde la capa cuya imagen se ha formado, y señalar las coordenadas generadas de los puntos y los parámetros de potencia de láser correspondientes al sistema 110 de haz láser. En algunas implementaciones, el sistema 122 de formación de imágenes puede formar una imagen de cualquier objetivo oftálmico en el segmento anterior o posterior del ojo, objetivos desde la córnea a la retina.

10 El generador 124 de patrón puede señalar las coordenadas generadas de los puntos del patrón de escaneo al escáner 116 días con una señal de control de escaneado. Además, el generador 124 de patrón puede señalar los parámetros de potencia de láser correspondientes a los puntos del patrón de escaneo al atenuador 114 de haz con una señal de control de potencia. El parámetro de potencia de láser puede ser una energía de impulso, una potencia de impulso, una longitud de impulso, o una tasa de repetición de impulsos de los impulsos de láser.

15 El sistema 122 de formación de imágenes puede incluir un sistema de tomografía de coherencia oftálmica (OCT), un sistema de formación de imágenes Scheimpflug, un sistema de formación de imágenes por escaneado, un sistema de formación de imágenes de un solo disparo, un sistema de formación de imágenes por ultrasonidos, y el sistema de formación de imágenes por video. Aquí, los sistemas de formación de imágenes por escaneado pueden crear la imagen escaneando un haz de formación de imágenes, mientras que los sistemas de formación de imágenes de un solo disparo pueden adquirir información de formación de imágenes acerca de un área o volumen cuya imagen se ha formado en un solo disparo. El sistema OCT puede ser un OCT de dominio de tiempo, un OCT de dominio de frecuencia, o un sistema OCT basado en un espectrómetro, entre otros.

20 La fig. 3B ilustra que en algunas implementaciones el controlador 120 de láser puede incluir un analizador 126 de imagen. El analizador 126 de imagen puede recibir la imagen de la capa cuya imagen se ha formado procedente del sistema 122 de formación de imágenes, realizar un análisis de la capa cuya imagen se ha formado como se ha descrito a continuación y enviar el resultado del análisis al generador 124 de patrón.

25 La fig. 3C ilustra que en algunas implementaciones el analizador 126 de imágenes puede estar al menos parcialmente integrado con el sistema 122 de formación de imágenes. La fig. 3D ilustra que en algunas implementaciones el analizador 126 de imagen puede estar al menos parcialmente integrado con el generador 124 de patrón.

30 La fig. 3E ilustra que en algunas realizaciones, el sistema láser 100 puede incluir una interfaz 128 de operador que puede estar acoplada a uno o más del sistema 122 de formación de imágenes, del generador 124 de patrón, y del analizador 126 de imagen.

35 Las figs. 4A-B establecen la etapa para ilustrar la operación del sistema láser 100. El sistema 122 de formación de imágenes puede formar la imagen de la capa cuya imagen se ha formado en una región de imagen que puede estar basada en un bucle, un arco, una línea, o un patrón bidimensional transversal a un eje z del sistema de formación de imágenes, y se extiende a un rango de profundidad Dimagen a lo largo del eje z del sistema de formación de imágenes. El sistema 122 de formación de imágenes puede soportar una determinación de una coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado correspondiente a una coordenada de escaneado a lo largo de un escaneo de imagen.

40 La fig. 4A ilustra que el sistema 122 de formación de imágenes puede realizar una formación de imágenes relevantes para una operación de capsulotomía de un procedimiento de cataratas. La sección transversal esquemática ilustra el segmento anterior del ojo 1. La capa más exterior es una córnea 210. Un cristalino 220 está situado detrás de la córnea 210, separado de ella por una cámara anterior acuosa 230. El cristalino 220 está encapsulado en una delgada cápsula o bolsa capsular 222. El cristalino 220 es mantenido en su sitio por los músculos ciliares 240. Estos músculos 240 ajustan también la forma del cristalino 220 cuando sea necesario para focalizar objetos.

45 Como se ha descrito anteriormente, para facilitar la retirada de un núcleo fragmentado del cristalino 220, la cirugía de cataratas implica típicamente crear un corte 250 de capsulotomía circular sobre la bolsa capsular 222. Como primera operación, el sistema 122 de formación de imágenes puede crear una imagen 252 del segmento anterior del ojo escaneando a lo largo de un círculo 254 de escaneado y formando la imagen del ojo a una Dimagen de rango de profundidad, que define un cilindro 260-i de imagen.

50 La fig. 5A ilustra que la imagen 252 incluye típicamente una imagen 256 de la capa capsular anterior cuya imagen se ha formado del cristalino 220 "desplegado" a lo largo de una variable de escaneado, tal como un ángulo a lo largo de la circunferencia del círculo 254 de escaneado. Si un eje z del cristalino 220 es alineado con un eje z del sistema láser 100, la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado es una línea plana, que indica una profundidad z esencialmente constante.

En otras implementaciones, la imagen 252 puede incluir la imagen de otros objetivos oftálmicos, incluyendo capas corneales, porciones de la esclerótica e incluso capas retinianas. El nivel de profundidad cero puede ser definido de un gran número de formas, utilizando una lente del objetivo 134, un espejo de referencia del sistema 122 de formación de imágenes, un nivel de la interfaz 136 del paciente, o un nivel de una estructura oftálmica, tal como la córnea 210.

- 5 Analizando la imagen 252, un cirujano puede reconocer la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado. Basándose en la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado, el cirujano puede decidir dónde dirigir el haz láser de corte para formar un corte 250 de capsulotomía. El haz láser de corte es típicamente escaneado a lo largo del mismo círculo 254 de escaneado para formar un cilindro de corte 260-c con un Dcorte de rango de profundidad, típicamente menor que Dimagen. Este modo de colocación del cilindro de corte 260-c se beneficia máximamente de la información
10 contenida en la imagen 252, y en particular en la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado. El corte 250 de capsulotomía es formado donde el cilindro de corte 260-c se interseca con la cápsula 222 del cristalino. En la práctica, el cilindro de corte 260-c es a menudo formado como un apilamiento de círculos de burbujas, donde los círculos individuales son creados dirigiendo los impulsos láser a lo largo de un patrón de escaneo circular a una profundidad z fija para provocar una fotodisrupción, seguida por la formación de un círculo similar a una profundidad z ligeramente menor.
- 15 En algunos casos típicos, la Dimagen de rango de profundidad de imagen puede ser de 5 - 10 mm, mientras que el Dcorte de rango de profundidad de corte puede ser del orden de 50 - 200 micrones, en algunos casos de 75 - 150 micrones, algunas veces aproximadamente 100 micrones.

Ha de observarse que las burbujas del cilindro de corte 260-c pueden dispersar y desviar los impulsos láser aplicados en operaciones quirúrgicas subsiguientes. Por ejemplo, en una cirugía de cataratas la capsulotomía puede ir seguida por la fragmentación del cristalino o lisis. Las burbujas del cilindro de corte 260-c pueden impactar negativamente sobre la
20 precisión y eficiencia de esta fragmentación de cristalino subsiguiente dispersando los impulsos láser de fragmentación del cristalino.

Afortunadamente, cuando un eje z del cristalino 220 es paralelo al eje z del sistema láser 100, el Dcorte de rango de profundidad del cilindro de corte 260-c puede ser tan pequeño como 100 micrones, creando sólo un número limitado de burbujas. Así, en el caso de un cristalino 220 bien alineado, las burbujas del cilindro de corte 260-c introducen solamente una magnitud limitada de dispersión para los impulsos láser de fragmentación del cristalino subsiguiente.
25

La fig. 4B ilustra, sin embargo, que en el caso quirúrgico típico el cristalino 220 puede estar inclinado. Esta situación puede ocurrir por una variedad de razones. Por ejemplo, el peso del objetivo 134 puede empujar al cristalino 220 lateralmente tras acoplarse al ojo 1. Ahora bien aplicar succión en la interfaz 136 del paciente para inmovilizar el ojo 1
30 puede conducir a una inclinación del cristalino 220 también.

La fig. 5B ilustra la imagen 252 de tal cristalino inclinado 220 desplegada a lo largo de la variable de escaneado angular del círculo 254 de escaneado. En contraste con el caso no inclinado de la fig. 5A, la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado inclinada puede exhibir oscilaciones sinusoidales sustanciales. La amplitud de estas oscilaciones puede ser como mucho de 300 - 500 micrones. Para asegurarse de que la bolsa capsular 222 es cortada en cualquier lugar a lo largo de esta sinusoide, el cilindro de corte 260-c puede ser formado con un Dcorte de rango de profundidad muy
35 agrandado, excediendo de la amplitud de la sinusoide. En el ejemplo anterior, Dcorte puede ser de 400 - 600 micrones para estar seguro de que la bolsa capsular 222 era cortada a lo largo de toda la sinusoide. Claramente, este enfoque puede crear de 4 - 6 veces más burbujas fotodisruptadas durante la capsulotomía que el procedimiento para un cristalino no inclinado. Las burbujas de capsulotomía en tal número incrementado pueden dispersar los impulsos láser de la fragmentación del cristalino subsiguiente en un grado sustancial, debilitando su precisión y eficacia.
40

Las figs. 6A-H ilustran que algunas implementaciones del sistema láser 100 pueden reducir sustancialmente el número de burbujas fotodisruptadas generando burbujas solamente en una estrecha proximidad de la capa cuya imagen se ha formado.

Como se ha descrito anteriormente, este resultado puede ser conseguido, por ejemplo, por el controlador 120 de láser basado en formación de imágenes que forma imágenes de la bolsa capsular 222, controlando el escaneado del haz de impulsos láser a los puntos del patrón de escaneo, y controlando un parámetro de potencia de láser de los impulsos láser de acuerdo con la distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado.
45

Las figs. 6A-B ilustran que cuando los impulsos láser son dirigidos a puntos del patrón de escaneo, el controlador 120 de láser puede modificar o ajustar el parámetro de potencia de láser de los impulsos. En particular, cuando un impulso láser es dirigido a un punto del patrón de escaneo que está dentro de una distancia Dcorte desde la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado a lo largo del eje z, el controlador 120 de láser puede ajustar su parámetro de potencia de láser a un valor elevado, por ejemplo superior al umbral de fotodisrupción. Mientras tanto, cuando un impulso láser es dirigido a un punto del patrón de escaneo que está más alejado que Dcorte desde la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado, el controlador 120 de láser puede ajustar el valor del parámetro de potencia de láser a un valor bajo, tal como inferior a un umbral de fotodisrupción.
50
55

El método recién descrito crea burbujas solamente en la proximidad de la Dcorte de la capa cuya imagen se ha formado

5 y por ello reduce sustancialmente el número de burbujas a un valor próximo al número de burbujas para un cristalino bien alineado. Por esta razón, la dispersión de los impulsos láser de fragmentación del cristalino subsiguientes por estas burbujas de capsulotomía es sustancialmente reducida. Utilizando el valor anterior de Dcorte que es de 400 - 600 micrones para un cristalino inclinado y de 100 micrones para un cristalino inclinado, el método actual puede reducir la dispersión de las burbujas de fragmentación del cristalino por un factor de 4 - 6: una considerable ganancia en precisión y control.

10 La fig. 6A ilustra la implementación cuando el escaneado de estos impulsos láser de capsulotomía del patrón de escaneo es realizado a lo largo del eje z para puntos fijos del escaneo circular. La fig. 6B ilustra la implementación cuando el escaneado es realizado a lo largo del escaneo circular con una profundidad z fija. Esta implementación puede ser utilizada para crear los círculos apilados mencionados anteriormente. En cualquier implementación, los puntos con elevada potencia de láser están situados dentro de una banda de seguimiento 257 con una magnitud z de Dcorte.

Las figs. 6C-E ilustran la implementación cuando los impulsos láser son escaneados a profundidades z fijas a lo largo del escaneo circular. Una banda de seguimiento 257 puede ser definida como el conjunto de puntos del patrón de escaneo que están dentro de la distancia Dcorte preseleccionada desde la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado.

15 Las figs. 6D-E ilustran el parámetro de potencia de láser de los impulsos a lo largo del escaneo circular en dos profundidades z seleccionadas de 3600 micrones y de 3650 micrones en una representación desplegada. El controlador 120 de láser puede controlar la potencia del láser de los impulsos que son dirigidos a puntos situados dentro de la banda de seguimiento 257 para que estén por encima del umbral de fotodisrupción, y la potencia de láser de los impulsos que son dirigidos a puntos situados fuera de la banda de seguimiento 257 para que sean inferiores al umbral de fotodisrupción. En esta realización, las burbujas fotodisruptadas son solamente generadas en puntos dentro de la banda de seguimiento 257, consiguiendo la anterior funcionalidad del sistema láser 100.

20 La fig. 6F expresa la misma operación en la representación plegada. Aquí el valor del parámetro de potencia de láser es mostrado como una función de la variable de escaneado angular (típicamente el ángulo) proyectada sobre el propio círculo 254 de escaneado. De nuevo, para aquellos puntos del patrón de escaneo que se encuentran dentro de la banda de seguimiento 257, la potencia de láser es alta - indicada por una línea gruesa - mientras que para aquellos puntos que se encuentran fuera de la banda de seguimiento 257, la potencia de láser es baja.

25 Las figs. 6G-H ilustran una implementación relacionada, en la que el controlador 120 de potencia de láser controla el parámetro de potencia de láser como una función de la distancia de los puntos desde la capa cuya imagen se ha formado, en donde la potencia de láser es una función decreciente de la distancia. La fig. 6G ilustra la implementación en la que esta función es esencialmente una función en escalón de dos valores. La fig. 6H ilustra la implementación en la que esta función es una función continua, decayendo su valor con la distancia incrementada desde la capa cuya imagen se ha formado. En algunas implementaciones, puede ser más fácil controlar la potencia de láser de la manera continua de la fig. 6H.

30 Las implementaciones antes esquematizadas dependen del conocimiento de las distancias entre los puntos del patrón de escaneo y la capa cuya imagen se ha formado. Hay tres etapas implicadas para determinar esta distancia. En primer lugar la identidad de la capa cuya imagen se ha formado es identificada en la imagen 252 para determinar la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado. A continuación, se determina la coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado. Finalmente, puede determinarse la distancia de la capa cuya imagen se ha formado y los puntos del patrón de escaneo, por ejemplo, tomando la diferencia de las coordenadas de profundidad z de los puntos del patrón de escaneo y de la capa cuya imagen se ha formado en las coordenadas de escaneado angulares correspondientes, tales como en el mismo ángulo.

35 Con relación al primer escalón, la imagen 252 en bruto no aísla ni identifica la capa cuya imagen se ha formado explícitamente. Así, establecer la identidad de la capa cuya imagen se ha formado puede necesitar un análisis de la imagen 252. Como se ha descrito anteriormente, este análisis de la imagen puede ser realizado por el sistema 122 de formación de imágenes, el generador 124 de patrón, o el analizador 126 de imágenes, posiblemente ayudados por una entrada procedente de un operador del sistema a través de una interfaz 128 del operador.

40 La fig. 7 ilustra que el sistema 122 de formación de imágenes puede soportar la identificación de la capa cuya imagen se ha formado y la determinación de sus coordenadas de profundidad z de diferentes formas. En algunas implementaciones el sistema láser 100 puede incluir la interfaz 128 de operador y el sistema 122 de formación de imágenes puede soportar la identificación de la capa cuya imagen se ha formado utilizando una entrada procedente de un operador a través de la interfaz 128 de operador.

45 Por ejemplo, sobre una interfaz de usuario gráfica, o GUI, la interfaz 128 de operador puede promover a que el operador ajuste una curva modelo 258 a los puntos de la imagen 252 que representan la capa cuya imagen se ha formado. Como en el caso de un cristalino de forma elipsoidal inclinado la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado es típicamente una curva sinusoidal, la interfaz 128 de operador puede presentar una curva 258 sinusoidal genérica sobre la GUI y promover a que el operador ajuste esta curva modelo 258 a los puntos de capa en la imagen 252. Una vez que el operador ha ajustado la curva modelo 258 a las manchas de capa en la imagen 252, la curva modelo 258 puede servir

como la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado.

5 El operador puede conseguir esta tarea mediante distintos enfoques: desplazando la curva modelo 258 en un Xdesplazamiento en la dirección X (es decir ajustando el ángulo a lo largo del escaneo circular) y desplazando la curva modelo 258 por un Ydesplazamiento en la dirección Y (es decir ajustando la coordenada de profundidad z). En otras implementaciones el operador puede ser promovido a ajustar la escala de la curva modelo 258 a la escala de las manchas de la capa situadas sinusoidalmente en la imagen 252, es decir a volver a escalar la profundidad z de la curva modelo 258 para ajustar la profundidad z de los puntos de la capa. Pueden implementarse muchas otras técnicas de ajuste para conseguir funcionalidades análogas.

10 La interfaz 128 de operador puede recibir la entrada procedente del operador de muchas formas diferentes, incluyendo a través de un teclado, una pantalla táctil, un canal de comunicación informático, una memoria externa, una unidad flash, una conexión de Internet, un aparato de reconocimiento de voz o una conexión inalámbrica.

15 En otras implementaciones, la determinación de la identidad y de la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado puede ser realizada por el sistema láser 100 sin la entrada de un cirujano u operador. En particular, el sistema 122 de formación de imágenes puede estar configurado para determinar la identidad y a continuación la coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado por un procesador o microordenador que realiza un análisis del reconocimiento de característica de la imagen 252. Por ejemplo, el sistema 122 de formación de imágenes puede determinar la identidad y coordenadas de la capa cuya imagen se ha formado situando los máximos locales del gradiente de la intensidad de mancha. En otras implementaciones, puede utilizarse un algoritmo de reconocimiento de borde. En estas implementaciones, el sistema 122 de formación de imágenes puede identificar los múltiples puntos del máximo gradiente como la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado sin recurrir a ajustar una curva modelo 258. En algunas implementaciones, desde luego, el sistema 122 de formación de imágenes puede hacer uso de una curva modelo 258 para identificar la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado.

20 En las implementaciones anteriores, una vez que la identidad de la capa cuya imagen se ha formado ha sido determinada en la imagen 252, las coordenadas de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado pueden ser determinadas de una manera más directa, por ejemplo contando los píxeles en la imagen 252, o utilizando una referencia o una tabla de búsqueda.

Para el análisis de imagen, el sistema 122 de formación de imágenes puede utilizar un resultado de una medición previa a la cirugía, datos estadísticos, datos de imagen de video, datos de imagen de tomografía de coherencia oftálmica, o un cálculo con base en un modelo durante la determinación de la profundidad z.

30 Una vez que se han determinado la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado, el sistema 122 de formación de imágenes puede reenviar la profundidad z y las coordenadas de escaneado correspondientes de la capa cuya imagen se ha formado al generador 124 de patrón para llevar a cabo la última etapa, la determinación de la distancia entre la capa cuya imagen se ha formado y los puntos del patrón de escaneo, generados por el generador 124 de patrón. Esta etapa puede ser realizada, por ejemplo, sustrayendo las coordenadas de profundidad z de los puntos del patrón de escaneo de las coordenadas de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado que corresponde a la misma variable de escaneado, tal como el mismo ángulo de escaneado.

40 Finalmente, habiendo determinado la distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado, el generador 124 de patrón puede asociar un parámetro de potencia de láser superior a un umbral de fotodisrupción con aquellos puntos que están más cerca de la capa cuya imagen se ha formado que una distancia predeterminada, y asociar un parámetro de potencia de láser por debajo del umbral de fotodisrupción cuyos puntos están más lejos de la capa cuya imagen se ha formado que la distancia predeterminada, como se ha descrito en relación a las figs. 6A-H.

45 En algunas implementaciones, el sistema 122 de formación de imágenes sólo captura la imagen 252 pero no identifica la capa cuya imagen se ha formado ni determina sus coordenadas de profundidad z. En estas realizaciones, el sistema 122 de formación de imágenes puede simplemente reenviar la imagen 252 sin procesar al generador 124 de patrón sin analizarla. El generador 124 de patrón puede recibir la imagen 252, identificar la capa cuya imagen se ha formado y determinar la coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado correspondiente a una coordenada de escaneado a lo largo de un escaneo de imagen.

50 Como antes, en algunas implementaciones, el generador 124 de patrón puede determinar la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado realizando un análisis de reconocimiento de característica de la imagen 252 recibida. En otras implementaciones, el generador 124 de patrón puede recibir una entrada de operador a través de la interfaz 128 del operador durante el proceso de determinación de la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado, como se ha descrito anteriormente.

55 En estas implementaciones, una vez que se han determinado las coordenadas de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado, el generador 124 de patrón puede definir una banda de seguimiento 257 como una multiplicidad de los puntos del patrón de escaneado que están dentro de una distancia predefinida a partir de las coordenadas de la capa

última que se ha formado. A continuación el generador 124 de patrones puede asociar un parámetro de potencia de láser superior a un umbral de fotodisrupción con puntos del patrón de escaneo dentro de la banda de seguimiento 257, y un parámetro de potencia de láser inferior al umbral de fotodisrupción con puntos del patrón de escaneo fuera de la banda de seguimiento 257.

5 Aún otras implementaciones del controlador 120 de láser pueden incluir un analizador 126 de imagen que puede determinar la coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado correspondiente a una coordenada de escaneado a lo largo de un escaneo de imagen. Como se había ilustrado en las figs. 3B-D, el analizador 126 de imagen puede ser autónomo o al menos estar parcialmente integrado con el sistema 122 de formación de imágenes o el generador 124 de patrón.

10 El analizador 126 de imagen puede identificar la capa cuya imagen se ha formado y determinar la coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado realizando un análisis de reconocimiento de característica de la imagen 252. En otras implementaciones, el analizador 126 de imagen puede determinar la coordenada de profundidad z haciendo uso de una entrada de operador a través de una interfaz 128 de operador.

15 La operación del sistema láser 100 puede ser demostrada en el ejemplo de un procedimiento de capsulotomía, en donde la capa cuya imagen se ha formado es la cápsula 222 del cristalino entre el cristalino 220 y la cámara anterior acuosa 230. En este caso, el patrón de escaneo corresponde al cilindro de corte 260-c que interseca la cápsula 222 del cristalino en el corte 250 del capsulotomía. El generador 124 de patrón puede asociar un parámetro de potencia de láser fotodisruptor con puntos situados dentro de una banda de seguimiento 257 relacionados con la intersección 250 del cilindro de corte 260-c y la cápsula 222 del cristalino, y un parámetro de potencia de láser no fotodisruptor con puntos situados fuera de la banda de seguimiento 257.

20 La fig. 8 A ilustra un primer procedimiento 300 de cataratas realizado sin los beneficios del sistema láser 100. El procedimiento 300 de cataratas puede ser puesto en práctica cuando la capsulotomía genera un número excesivo de burbujas como en las figs. 4B-5B. Para impedir una dispersión excesiva por estas burbujas de capsulotomía, la fragmentación del cristalino es realizada antes de la capsulotomía. En detalle, el procedimiento 300 de cataratas puede incluir una primera formación de imágenes 310 de la cápsula 222, realizada por un procedimiento de OCT, seguido por una fragmentación del cristalino 320. Durante la fragmentación 320 del cristalino la cápsula 222 se expande a causa del gran número de burbujas generadas en el cristalino 220. Los fragmentos del cristalino 220 son retirados a través de una abertura, cortada en la cápsula 222 por una capsulotomía 340. Sin embargo, como la cápsula 222 se ha expandido durante la fragmentación 320 del cristalino, los resultados de la primera formación de imágenes 310 ya no son fiables tampoco. Por ello, la capsulotomía 340 ha de ir precedida por una segunda formación de imágenes 330. La segunda formación de imágenes 330 puede requerir un precioso tiempo quirúrgico y aumentar la incomodidad del paciente. Ambos factores pueden dañar la eficacia del procedimiento 300 de cataratas.

35 La fig. 8B ilustra procedimiento 350 de cataratas con una realización del sistema láser 100. Como el sistema láser 100 es capaz de crear sólo un número limitado de burbujas durante la capsulotomía, la capsulotomía puede ser realizada antes de la fragmentación del cristalino. Este cambio de secuencia puede reducir el tiempo quirúrgico en un grado considerable y aumentar así la precisión del procedimiento de cataratas sustancialmente.

40 En algún detalle, el procedimiento 350 de cataratas puede incluir una formación de imágenes 360 de la cápsula 222, por ejemplo por un sistema de formación de imágenes de OCT, seguido por una capsulotomía 370, y completado por la fragmentación 380 del cristalino. Como la capsulotomía 370 no deforma el cristalino 220, no hay necesidad de una segunda formación de imágenes, en contraste con el procedimiento 300.

45 La fig. 9 ilustra un método 400 de cataratas controlado por formación de imágenes con más detalle. El método 400 puede incluir una formación de imágenes 410 de una capa oftálmica cuya imagen se ha formado en una región de un ojo, cuya imagen se ha formado, seguida por una identificación 420 de las coordenadas de la capa cuya imagen se ha formado a partir de la imagen. Estas tareas pueden ser realizadas, por ejemplo, por el sistema 122 de formación de imágenes del controlador 120 de láser basado en la formación de imágenes. La identificación 420 puede incluir realizar un análisis de reconocimiento de característica. En otros casos, puede incluir recibir una entrada de operador a través de una interfaz 128 de operador. Estas tareas pueden ser realizadas por el sistema 122 de formación de imágenes, el generador 124 de patrones o el analizador 126 de imágenes.

50 A continuación, el método 400 puede incluir una generación 430 de coordenadas de puntos de un patrón de escaneo, y una determinación 440 de una distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado. Estas operaciones pueden ser realizadas por ejemplo, por el generador 124 de patrón.

El método 400 puede incluir además una asociación 450 de parámetros de potencia de láser con los puntos generados basándose en su distancia determinada. Las tareas 420 a 450 pueden incluir recibir posibles entradas 422 - 452 procedentes de un operador del sistema láser 100 a través de la interfaz 128 del operador.

55 El método puede también incluir una señalización 460 de las coordenadas generadas de los puntos del patrón de escaneo al escáner 116 de haz y una señalización 470 de los parámetros de potencia de láser correspondientes al

atenuador 114 de haz.

La fig. 10 ilustra el caso de relevancia quirúrgica cuando la cápsula 222 del cristalino tiene una forma desigual. Esta situación puede plantearse en diferentes circunstancias. Por ejemplo, el acoplamiento de la interfaz 136 de paciente puede causar una deformación considerable del segmento anterior del ojo 1. O bien un trauma oftálmico o bien un procedimiento de fragmentación de cristalino anterior pueden dar como resultado una forma de cristalino desigual. En cualquiera de estas circunstancias, el sistema láser 100 puede ser capaz de analizar una imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado que exhibe más de dos extremos locales. Visiblemente, una curva modelo 258 sinusoidal simple es insuficiente para identificar la capa cuya imagen se ha formado para determinar su coordenada de profundidad z en este caso. Por ello, las realizaciones del sistema 122 de formación de imágenes, del generador 124 de patrones o del analizador 126 de imagen pueden ser capaces de reconocer la capa cuya imagen se ha formado y determinar su coordenada de profundidad z incluso en este caso más desafiante, por ejemplo, utilizando software de reconocimiento de característica sofisticado. Haber determinado y caracterizado la imagen 256 de la capa cuya imagen se ha formado puede permitir que el generador 124 de patrón defina la banda de seguimiento 257 para asociar parámetros de potencia de láser con las manchas del patrón de escaneo consecuentemente.

Las figs. 11 A-D ilustran que el sistema 122 de formación de imágenes del sistema láser 100 puede formar la imagen de una región en el ojo, el generador 124 de patrón puede generar coordenadas de puntos de un patrón de escaneo para el escáner 116 de haz, y asociar parámetros de potencia de láser con los puntos del patrón de escaneo dependiendo de una distancia de los puntos desde un patrón objetivo.

Un ejemplo de tal patrón objetivo puede ser un patrón de corte en trozos 500, incluyendo los planos de corte en trozos 500-X y 500-Y. Tales patrones 500 de corte en trozos pueden ser utilizados para la fragmentación del cristalino. La fig. 11 A ilustra el caso cuando el eje z del cristalino 220 está alineado con el eje z del sistema láser 100. En este caso los planos de corte en trozos 500-X y 500-Y son también paralelos al eje z del sistema láser 100.

La fig. 11B ilustra que si la lente 220 está inclinada con relación al eje z del sistema láser 100, como se ha ilustrado por ejemplo en la fig. 4B, entonces los planos de corte en trozos 500-Xt y 500-Yt pueden estar inclinados también. Como el patrón de escaneo incluye a menudo una primera multiplicidad de puntos en una primera profundidad z fija, seguido por una segunda multiplicidad en una profundidad z ligeramente menor, el patrón de escaneo de los planos de corte en trozos inclinados con sistemas láser que no pueden ajustar la potencia de los impulsos láser crearía cortes en la bolsa capsular 222, conduciendo a complicaciones quirúrgicas masivas.

En contraste, las realizaciones de sistema láser 100 pueden asociar parámetros de láser dependiendo de la distancia de los puntos del patrón de escaneo desde los planos de corte en trozos 500-Xt y 500-Yt.

Las figs. 11C-D ilustran los puntos del patrón de escaneo con potencia de láser baja y alta, generado por el generador 124 de patrón para formar los planos de corte en trozos 500-Xt y 500-Yt. Visiblemente, crear cortes ajustando la potencia de los impulsos láser dependiendo de su proximidad al patrón objetivo puede evitar cortar la bolsa capsular - una mayor ventaja quirúrgica.

La fig. 11D ilustra claramente que, como era el caso de la banda de seguimiento 257, un parámetro de potencia de láser fotodisruptor puede ser asociado con puntos de escaneo que están más próximos al patrón objetivo 500-Xt y 500-Yt que una distancia D_{corte} predeterminada, y un parámetro de potencia de láser no fotodisruptiva con los puntos de escaneo que están más lejos del patrón objetivo que la distancia D_{corte} predeterminada.

En otras implementaciones, la superficie de corte puede ser un segmento superficial circular, un segmento superficial espiral, un corte de acceso corneal y un corte de relajación del limbo.

Las figs. 12A-B ilustran que en algunos casos el patrón objetivo 260-2 puede ser un volumen objetivo con un eje inclinado con relación al eje óptico del sistema láser 100. Aquí, el patrón de escaneo incluye patrones cilíndricos 260-1 y el parámetro de potencia de láser de los puntos de este patrón de escaneo es ajustado para formar un corte 260-2 de volumen inclinado. Tal utilidad puede ser útil para corregir una propiedad refractiva del cristalino 220, por ejemplo.

En algunas implementaciones, el generador 124 de patrón puede estar configurado para asociar los parámetros de potencia de láser con los puntos del patrón de escaneo dependiendo adicionalmente de una distancia de los puntos desde una capa oftálmica, cuya imagen ha sido formada por el sistema 122 de formación de imágenes.

Aunque esta memoria contiene muchas especificidades, éstas podrían no ser consideradas como limitaciones en el marco de la invención o de lo que puede ser reivindicado, sino más bien como descripciones de características específicas de realizaciones particulares. Ciertas características que están descritas en esta memoria en el contexto de realizaciones separadas pueden ser también implementadas en combinación en una única realización. De modo inverso, 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 auxiliar. Además, aunque puedan describirse características anteriormente como que actúan en ciertas combinaciones e incluso inicialmente reivindicadas como tal, una o más características procedentes de una combinación reivindicada puede en algunos casos ser eliminadas de la combinación, y la combinación reivindicada puede ser dirigida a una combinación auxiliar o una variación de una

combinación auxiliar.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema (100) láser basado en la formación de imágenes, que comprende:
 - un sistema (110) de haz láser, que incluye un motor láser (112) configurado para generar un haz de impulsos láser; y
 - 5 un atenuador (114) de haz, configurado para modificar el parámetro de potencia de láser de los impulsos de láser, en el que el parámetro de potencia de láser es uno de entre una energía de impulso, una potencia de impulso, una longitud de impulso y una tasa de repetición de impulso,
 - un escáner (116) de haz configurado para escanear el haz de impulsos láser a puntos de un patrón de escaneo en un ojo
- 10 un controlador (120) de láser basado en la formación de imágenes configurado para controlar el escaneado del haz de impulsos láser a los puntos del patrón de escaneo, y que comprende
 - un sistema (122) de formación de imágenes de escaneado configurado para:
 - formar una imagen de una capa cuya imagen se ha formado, en el ojo y
 - un generador de patrón configurado para
 - 15 generar coordenadas de los puntos del patrón de escaneo y asociar los parámetros de potencia de láser con los puntos dependiendo de la distancia de los puntos desde la capa cuya imagen se ha formado y para señalar las coordenadas generadas de los puntos y los parámetros de potencia de láser correspondientes al sistema de haz láser;
 - caracterizado por que el parámetro de potencia de láser es una función decreciente de la distancia, reduciéndose su valor al aumentar la distancia desde la capa cuya imagen se ha formado.
- 20 2. El sistema láser de la reivindicación 1, comprendiendo el atenuador de haz al menos uno de:
 - una célula de Pockels, un conjunto polarizador, un obturador mecánico, un obturador electromecánico, y una rueda de energía.
3. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:
 - 25 el atenuador de haz está dispuesto entre el motor láser y el escáner de haz en un trayecto del haz.
4. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:
 - el atenuador de haz está dispuesto después del escáner de haz en un trayecto del haz.
5. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:
 - el atenuador de haz es parte del motor láser.
- 30 6. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:
 - el atenuador de haz y el escáner de haz están al menos parcialmente integrados.
7. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:
 - el sistema de formación de imágenes está configurado para formar la imagen de la capa cuya imagen se ha formado en una región de imagen, en el que la región de imagen
 - 35 está basada en uno de un bucle, un arco, una línea, y un patrón bidimensional transversal a un eje del sistema de formación de imágenes, y
 - se extiende a una profundidad de imagen a lo largo del eje del sistema de formación de imágenes.
8. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:
 - el sistema de formación de imágenes está configurado para soportar una determinación de una coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado correspondiente a una coordenada de escaneado a lo largo de un escaneo de imagen.
- 40 9. El sistema láser de la reivindicación 8, en el que:

el sistema de formación de imágenes está configurado para determinar la coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado realizando un análisis de reconocimiento de características de la imagen de la capa cuya imagen se ha formado.

10. El sistema láser de la reivindicación 9, en el que:

5 el sistema de formación de imágenes está configurado para utilizar al menos un resultado de una medición previa a la cirugía, datos estadísticos, datos de imagen de video, datos de imagen de tomografía de coherencia oftálmica y un cambio basado en modelo durante la determinación de la profundidad z.

11. El sistema láser de la reivindicación 8, en el que:

10 el sistema de formación de imágenes está configurado para enviar la profundidad z y las coordenadas de escaneado de la capa cuya imagen se ha formado al generador de patrones; y

el generador de patrones está configurado

para determinar la distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado basándose en las coordenadas enviadas de la capa cuya imagen se ha formado y las coordenadas generadas de los puntos,

15 para asociar un primer parámetro de potencia de láser superior a un umbral de foto-disrupción con un primer conjunto de puntos más próximos a la capa de imagen cuya imagen se ha formado que una distancia predeterminada, y

20 para asociar un segundo parámetro de potencia de láser inferior a un umbral de foto-disrupción con un segundo conjunto de puntos más alejados de la capa cuya imagen se ha formado que la distancia predeterminada.

12. El sistema láser de la reivindicación 8, en el que:

el sistema de formación de imágenes está configurado para enviar la profundidad z y las coordenadas de escaneado de la capa cuya imagen se ha formado al generador de patrones, y

el generador de patrones está configurado

25 para determinar la distancia de los puntos del patrón de escaneo desde la capa cuya imagen se ha formado basándose en las coordenadas enviadas de la capa cuya imagen se ha formado y las coordenadas generadas de los puntos, y

para asociar con las coordenadas de los puntos un parámetro de potencia de láser que es una función decreciente de la distancia de los puntos desde la capa cuya imagen se ha formado.

30 13. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:

el sistema de formación de imágenes está configurado para enviar la imagen de la capa cuya imagen se ha formado al generador de patrones; y

el generador de patrones está configurado

para recibir la imagen procedente del sistema de formación de imágenes, y

35 para determinar una coordenada de profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado correspondiente a una coordenada de escaneado a lo largo de un escaneo de imagen.

14. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que:

40 el generador de patrones está configurado para determinar la profundidad z de la capa cuya imagen se ha formado en parte realizando un reconocimiento de característica de la imagen recibida de la capa cuya imagen se ha formado.

15. El sistema láser de la reivindicación 1, en el que el generador de patrones está además configurado para definir una banda de seguimiento como una multitud de puntos del patrón de escaneo que están dentro de una distancia predefinida a partir de las coordenadas de la capa cuya imagen se ha formado.

16. El sistema láser de la reivindicación 15 en el que el generador de patrones está configurado

45 para asociar un parámetro de potencia de láser superior a un umbral de foto-disrupción con puntos del patrón de escaneo situados dentro de la banda de seguimiento, y

para asociar un parámetro de potencia de láser inferior a un umbral de foto-disrupción con puntos del patrón de escaneo situados fuera de la banda de seguimiento.

17. El sistema láser de cualquier reivindicación precedente, en el que la capa cuya imagen se ha formado puede ser provista de un cristalino de forma elipsoidal inclinado.

5 18. El sistema láser de cualquier reivindicación precedente, en el que:

la capa cuya imagen se ha formado es una cápsula de cristalino entre un cristalino de un ojo y una cámara anterior acuosa del ojo;

el patrón de escaneo corresponde a un corte de capsulotomía cilíndrica que corta a la cápsula del cristalino; y

10 el generador de patrones está configurado para asociar un parámetro de potencia de láser foto-disruptivo con puntos situados dentro de la banda de seguimiento con relación a la intersección del corte de capsulotomía cilíndrico y de la cápsula del cristalino, y para asociar un parámetro de potencia de láser no foto-disruptivo con puntos situados fuera de la banda de seguimiento.

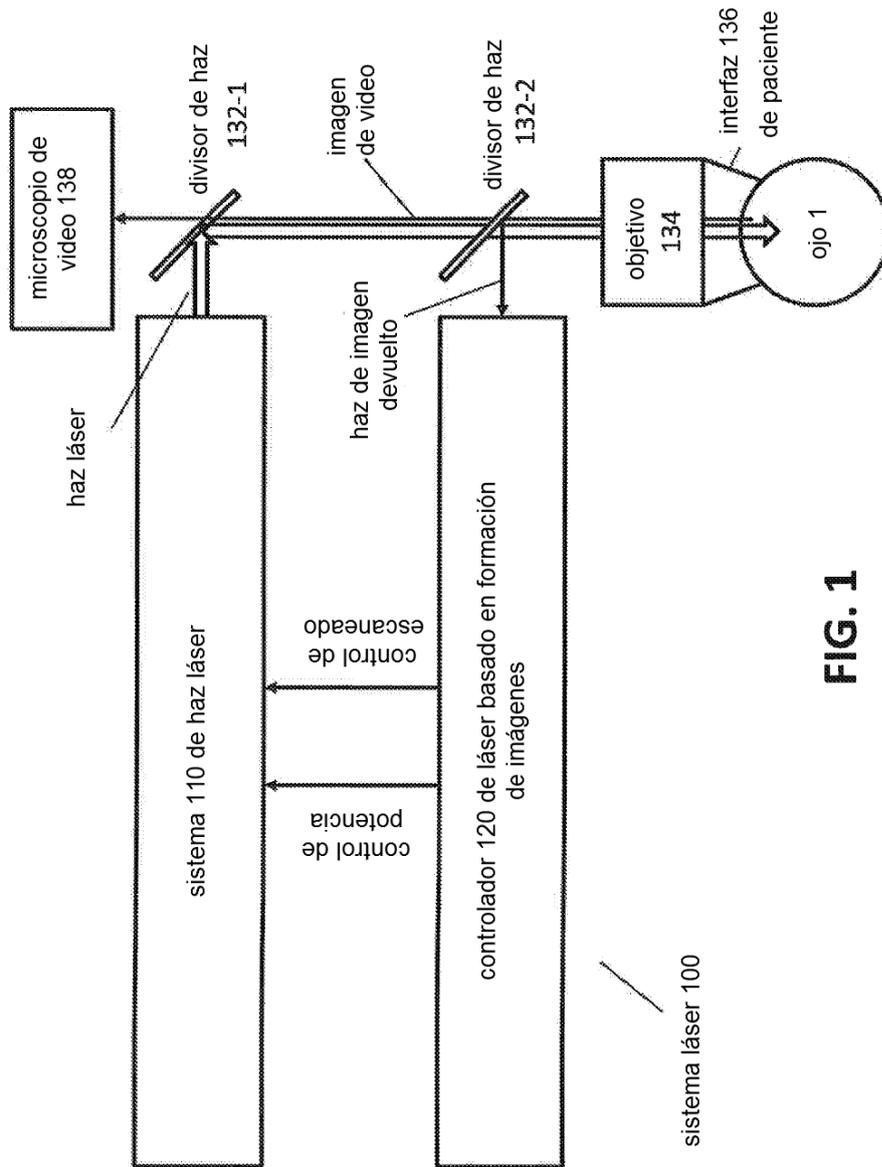


FIG. 1

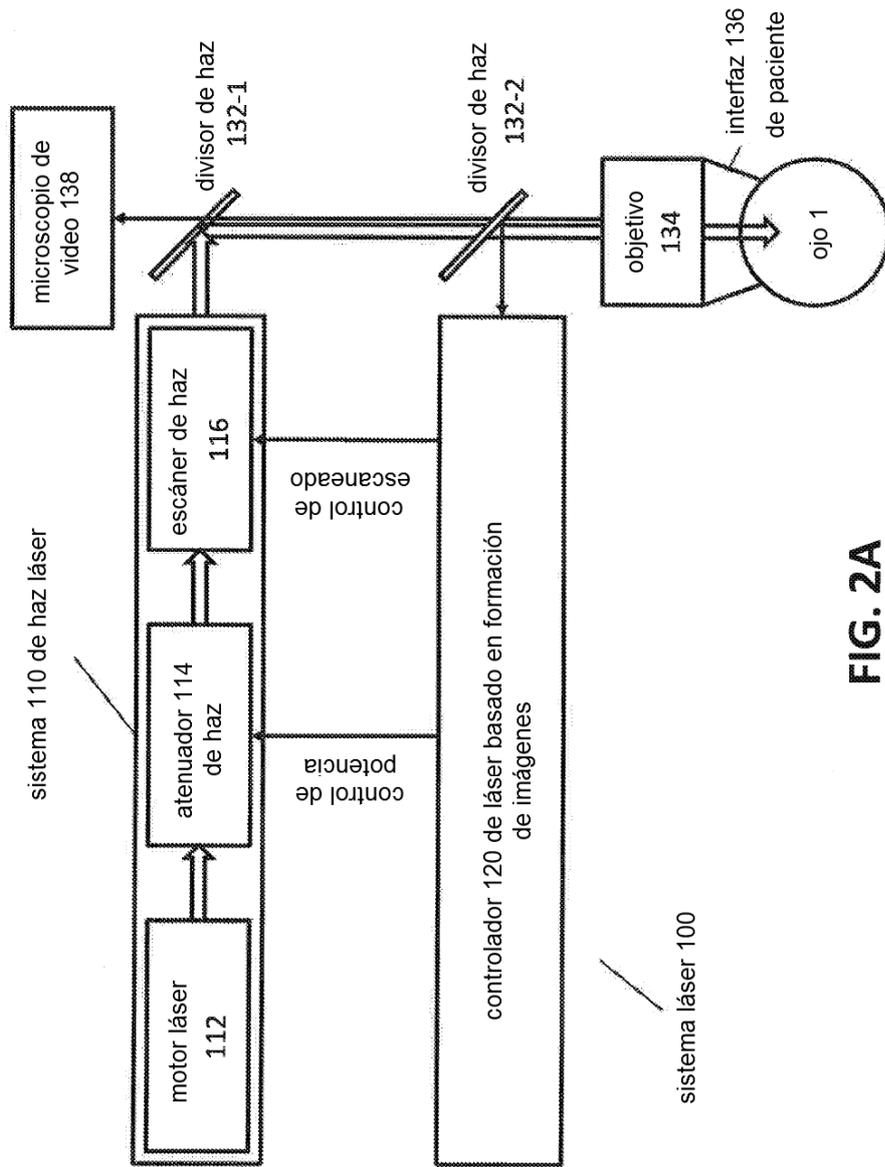


FIG. 2A

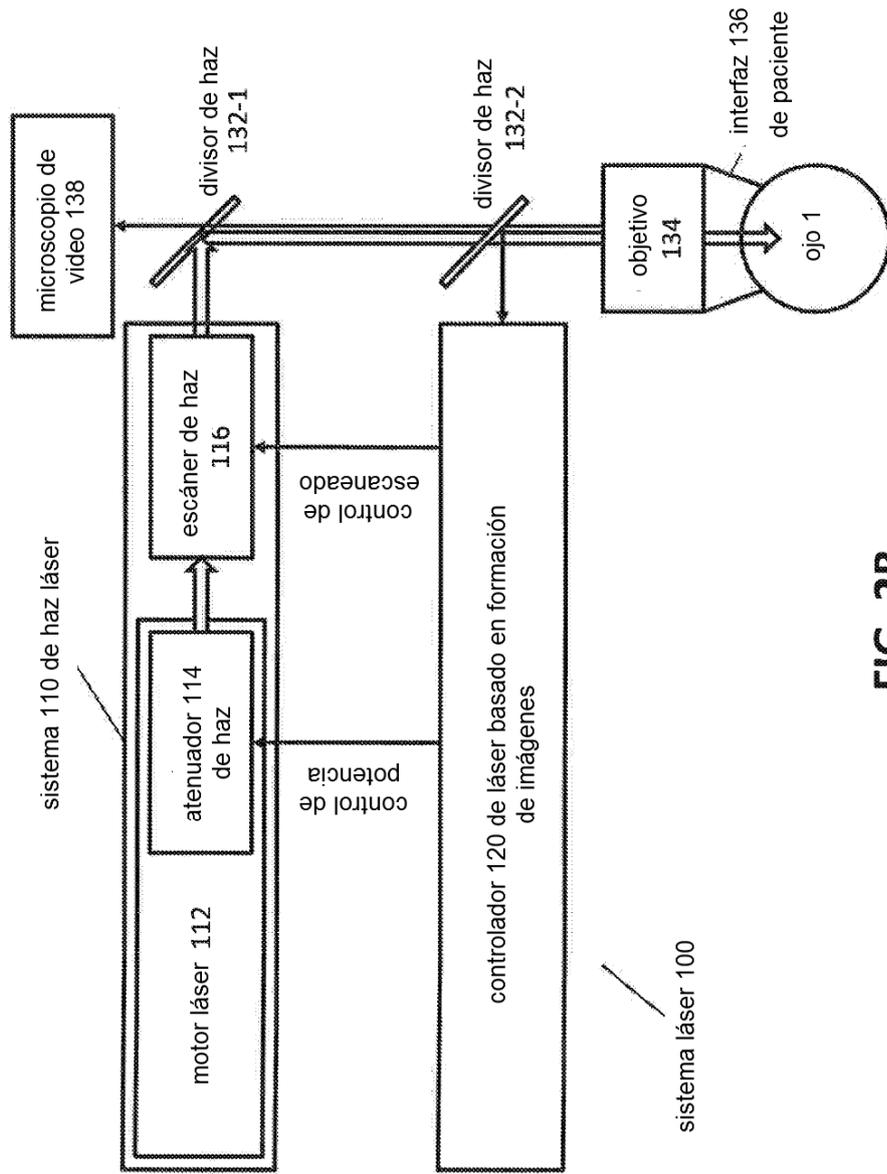


FIG. 2B

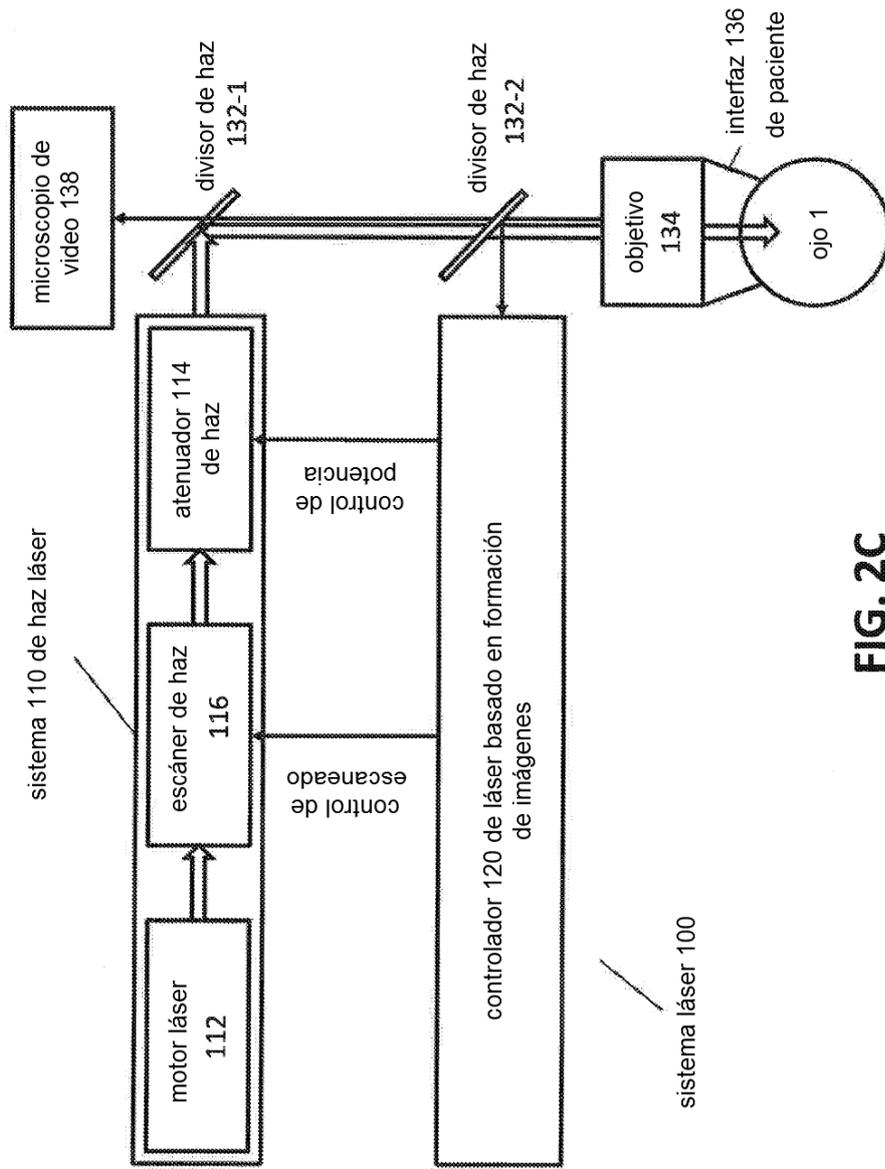


FIG. 2C

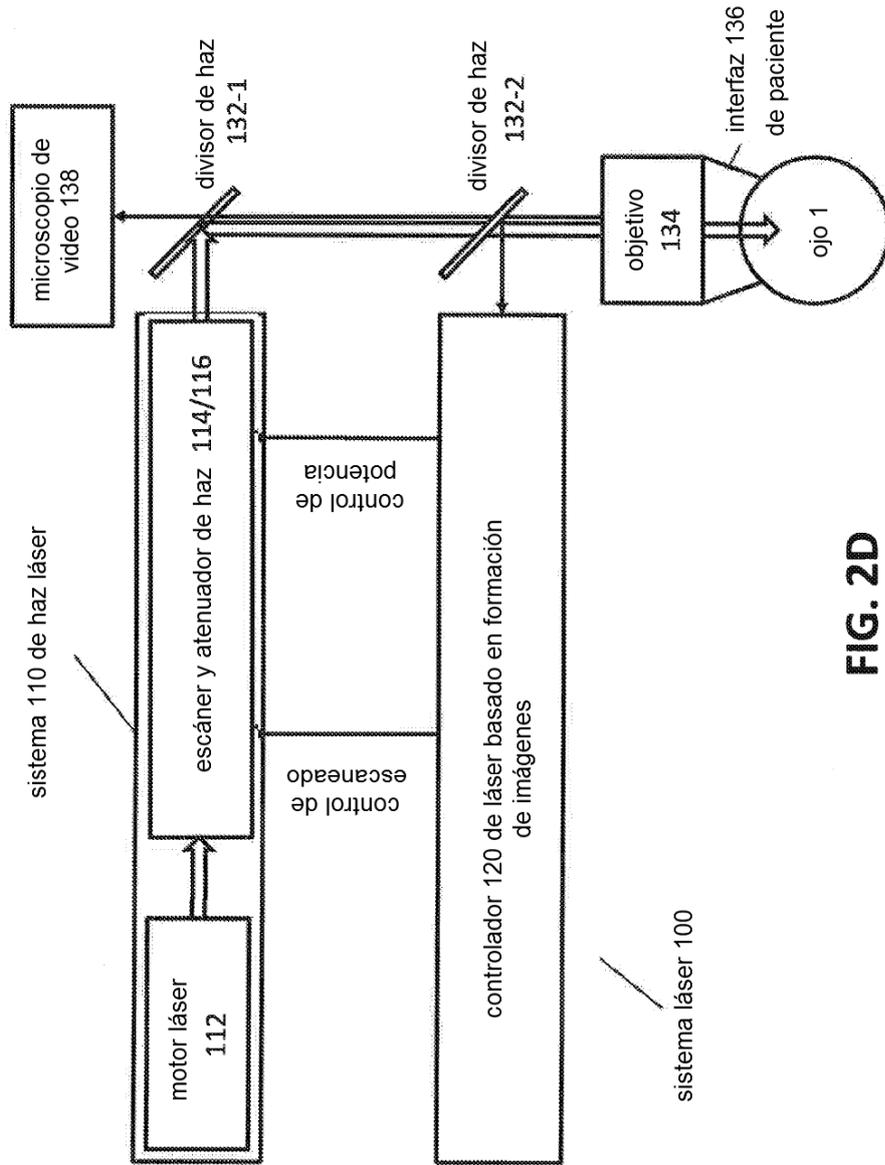


FIG. 2D

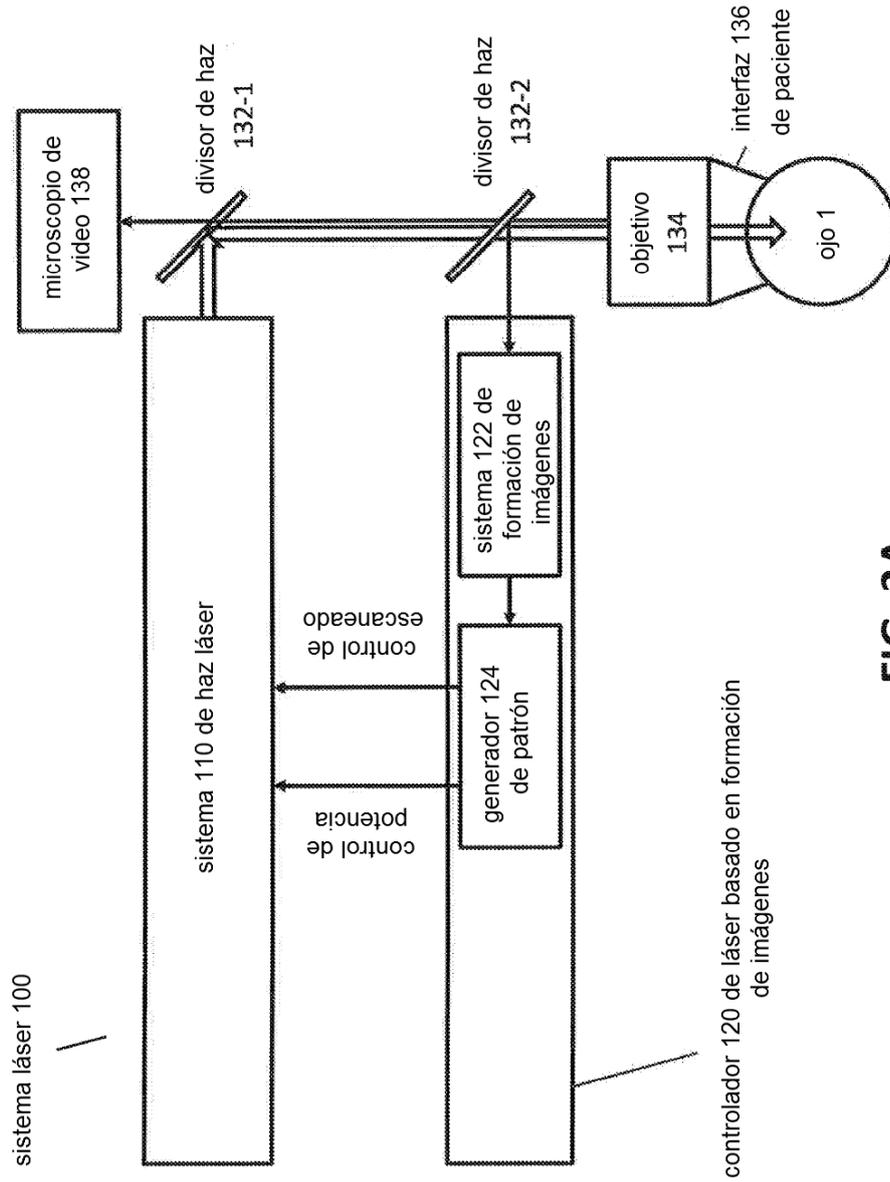


FIG. 3A

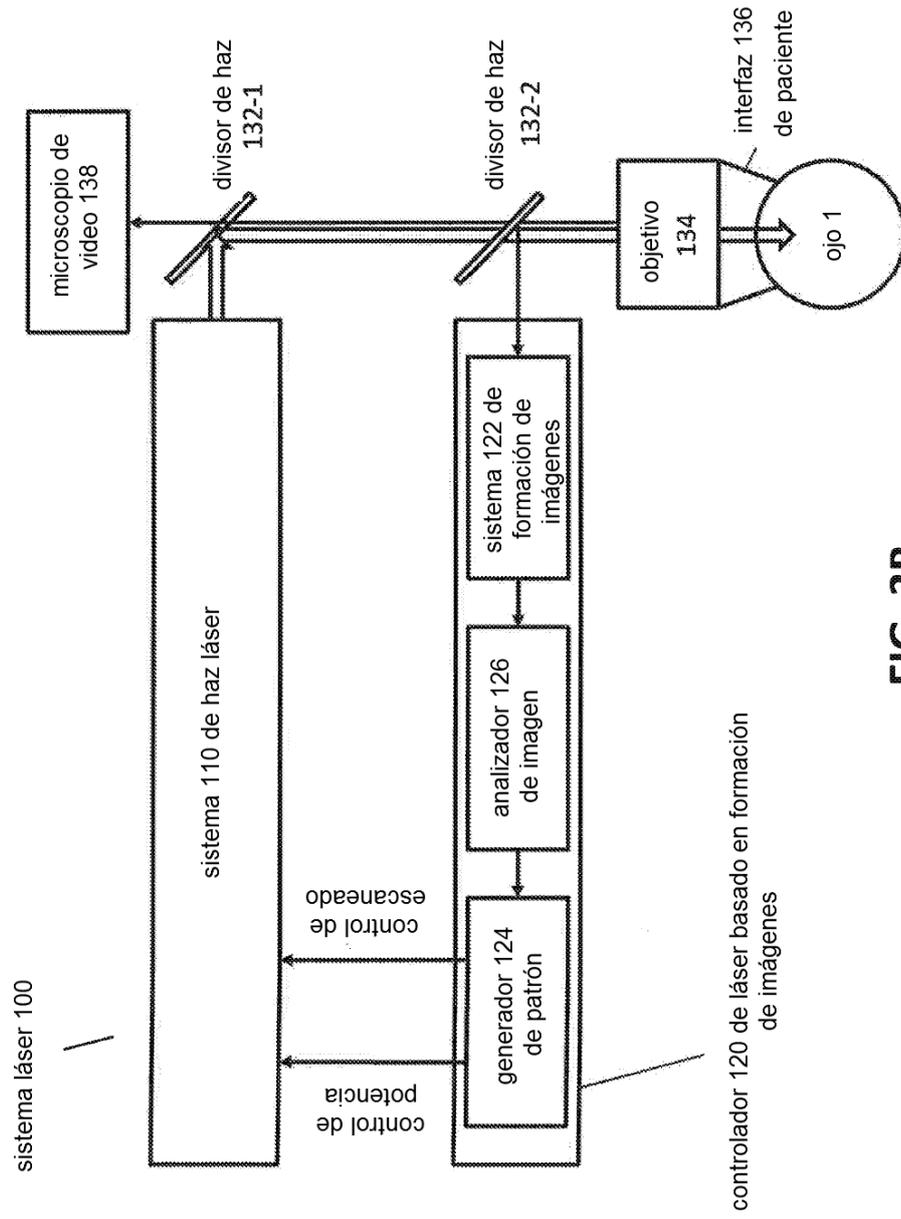


FIG. 3B

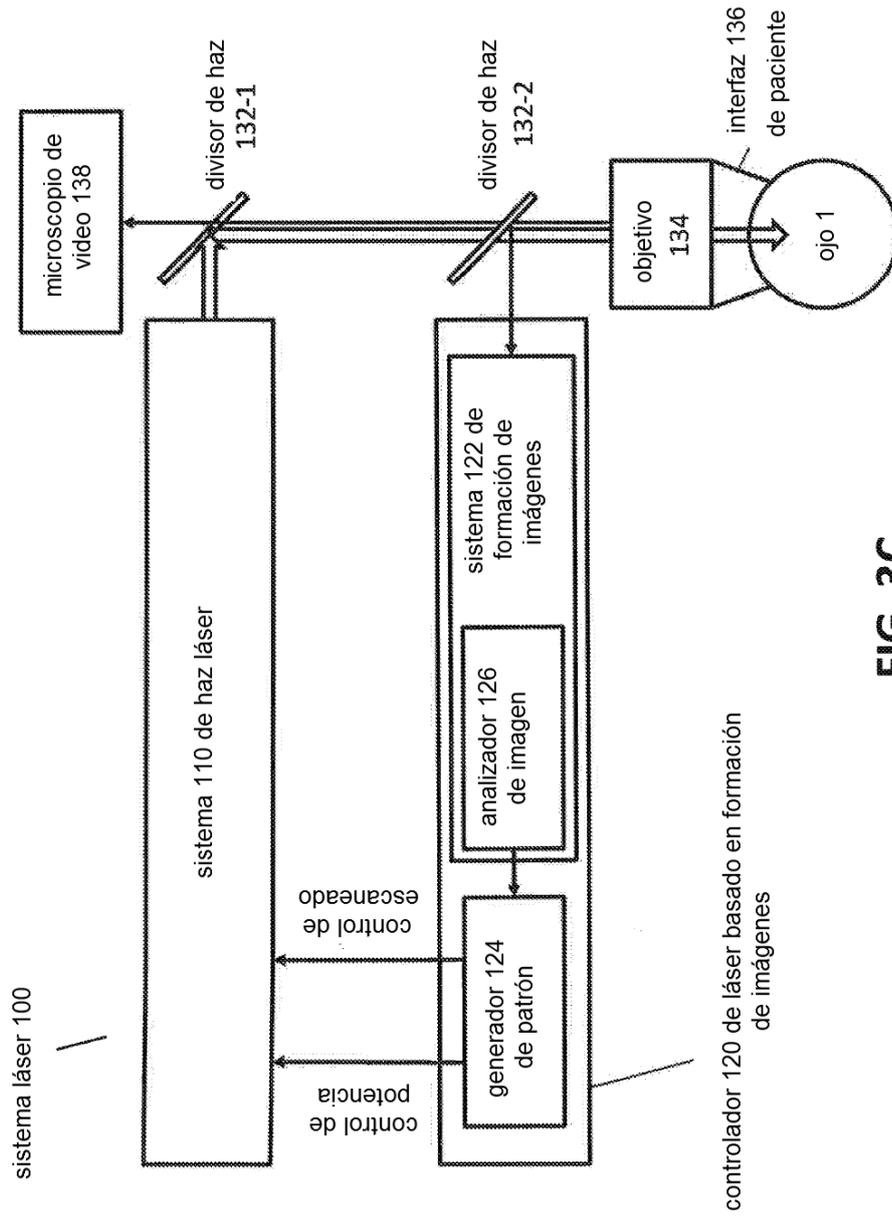


FIG. 3C

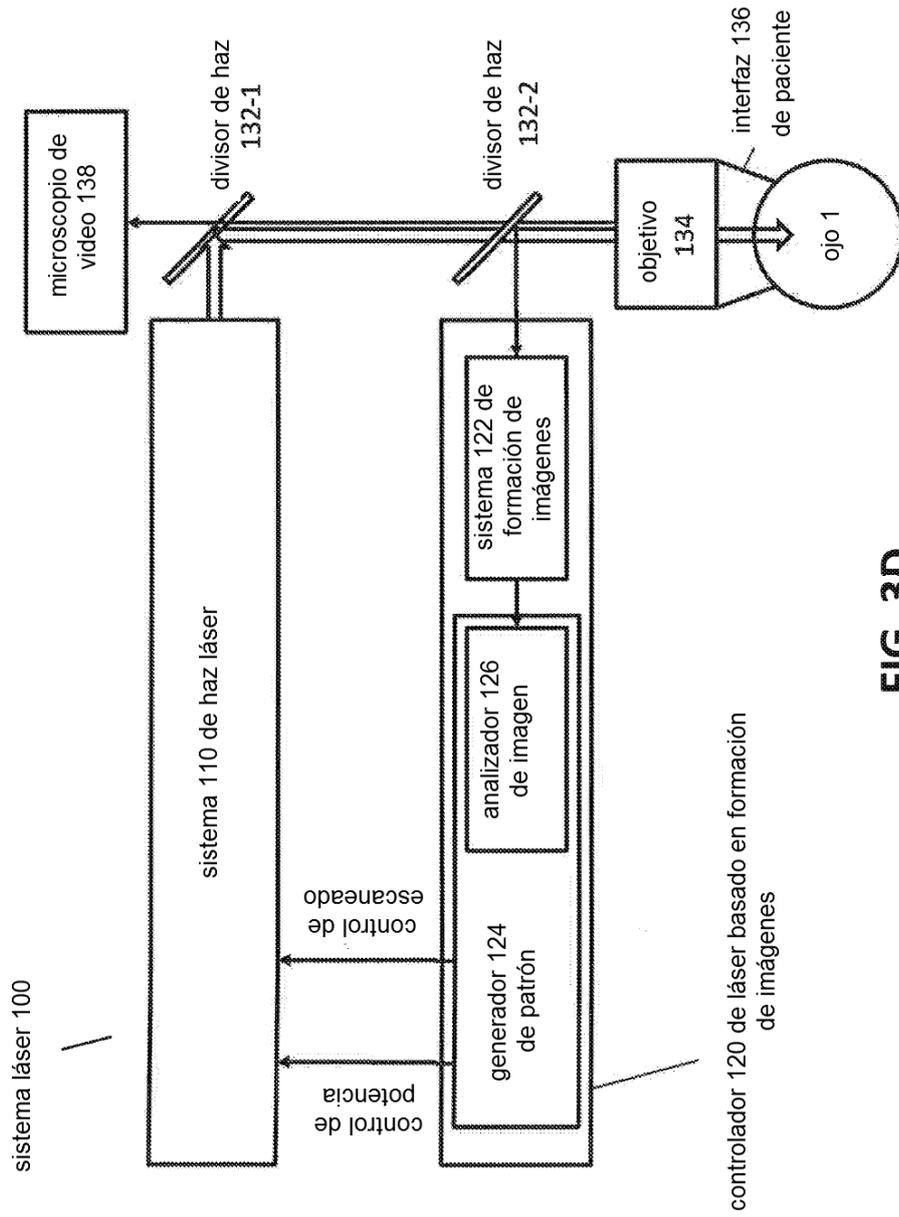


FIG. 3D

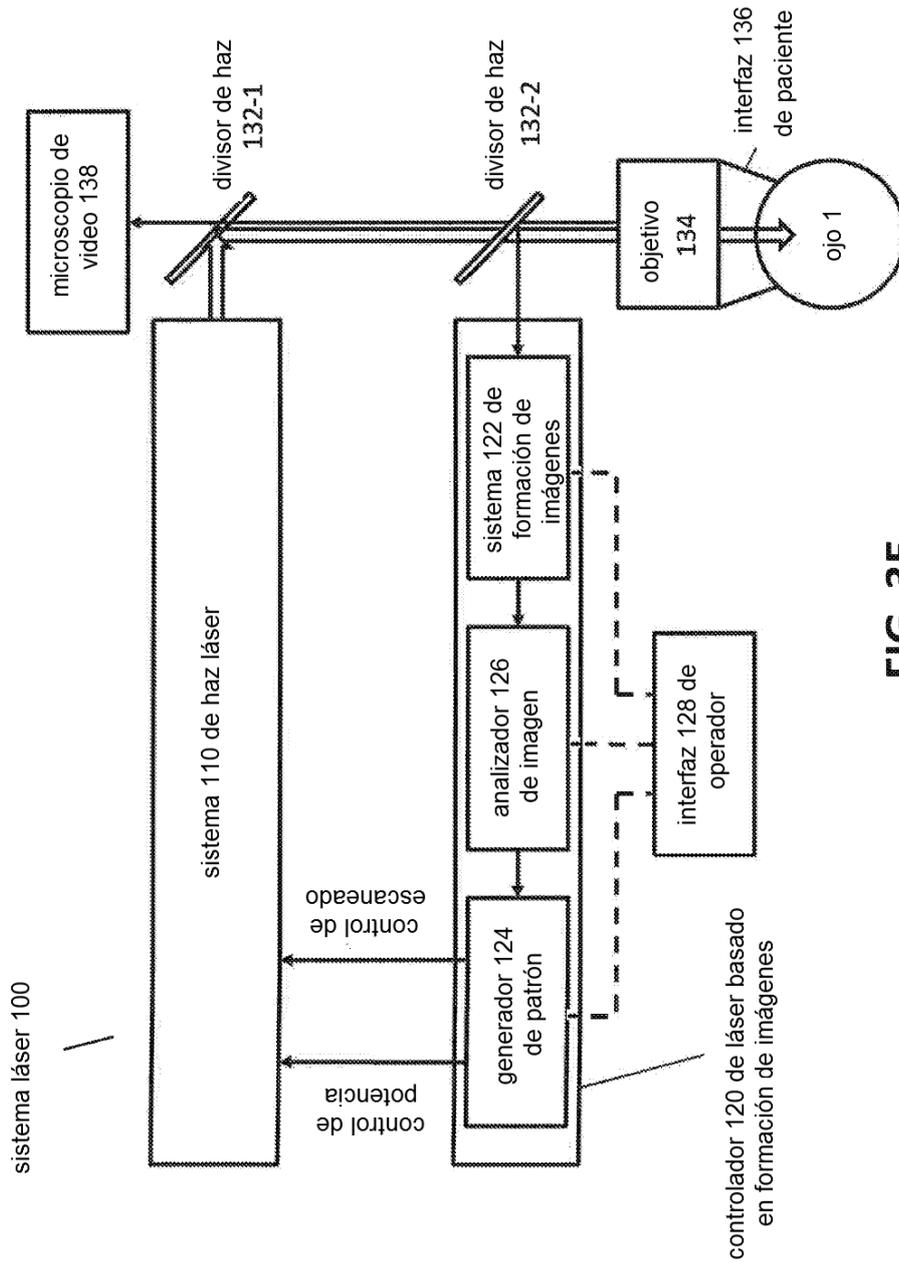


FIG. 3E

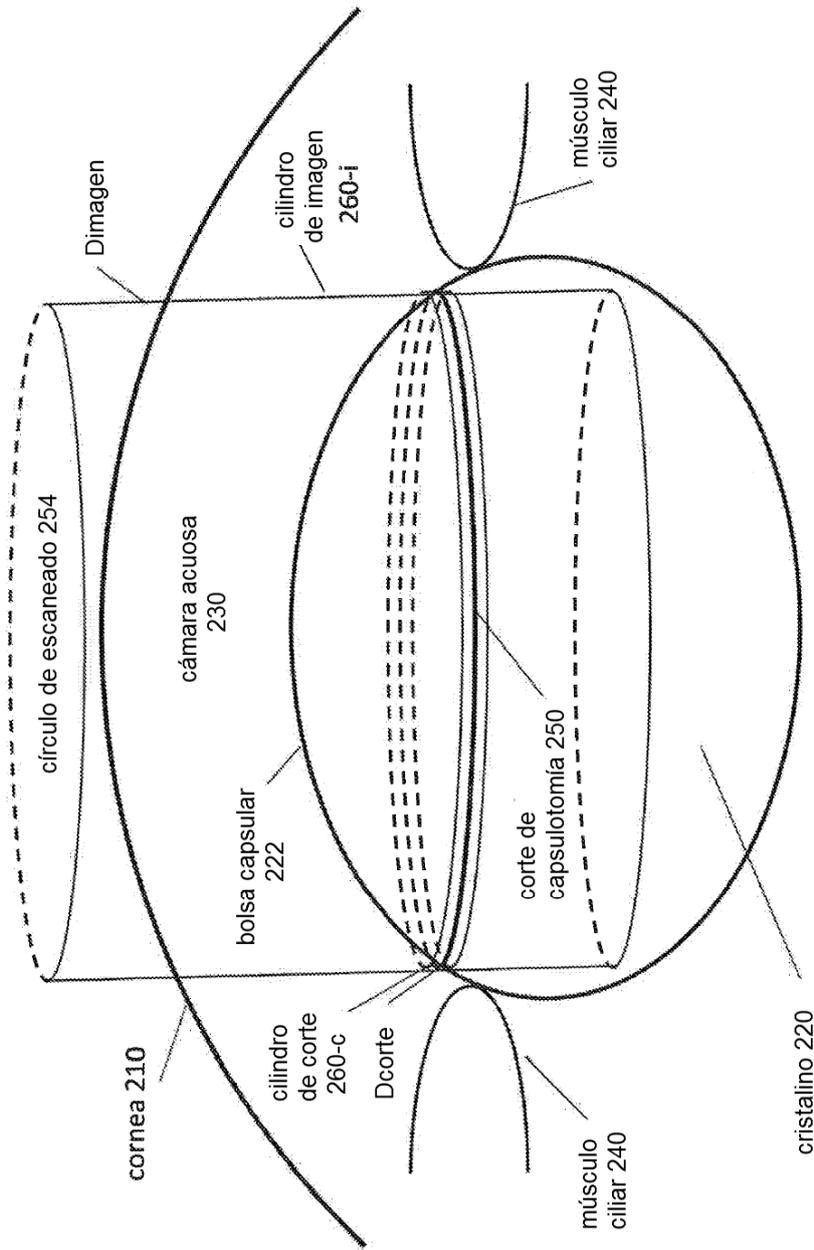


FIG. 4A

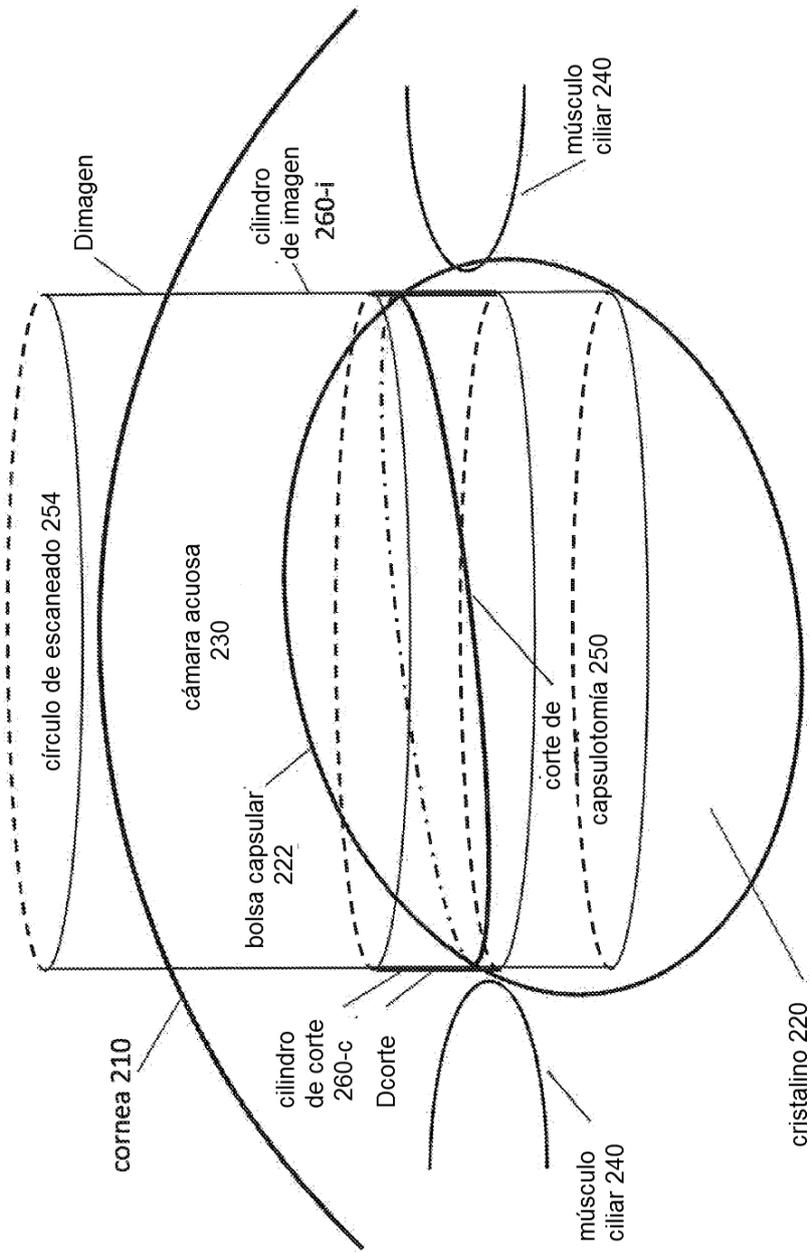
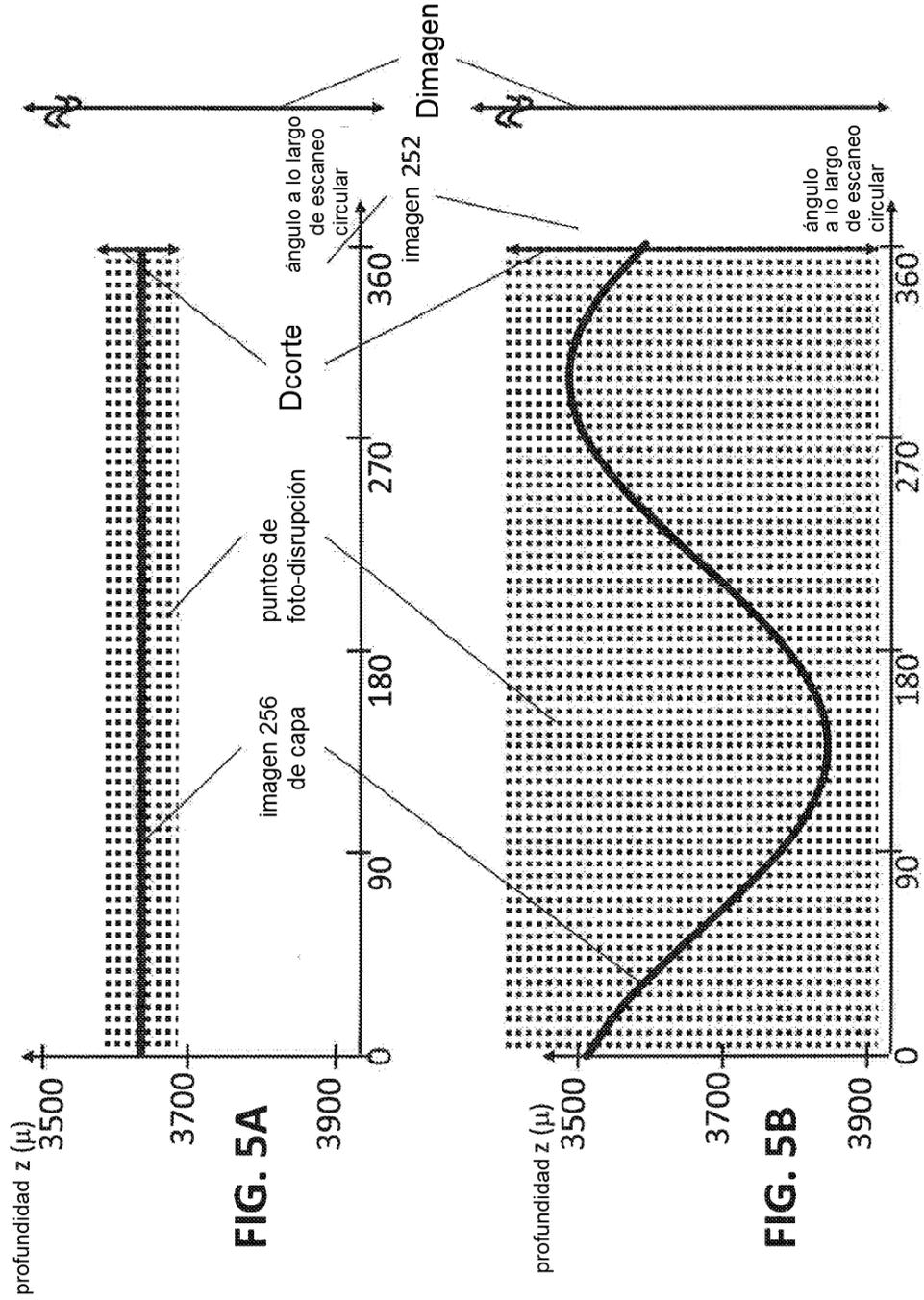


FIG. 4B



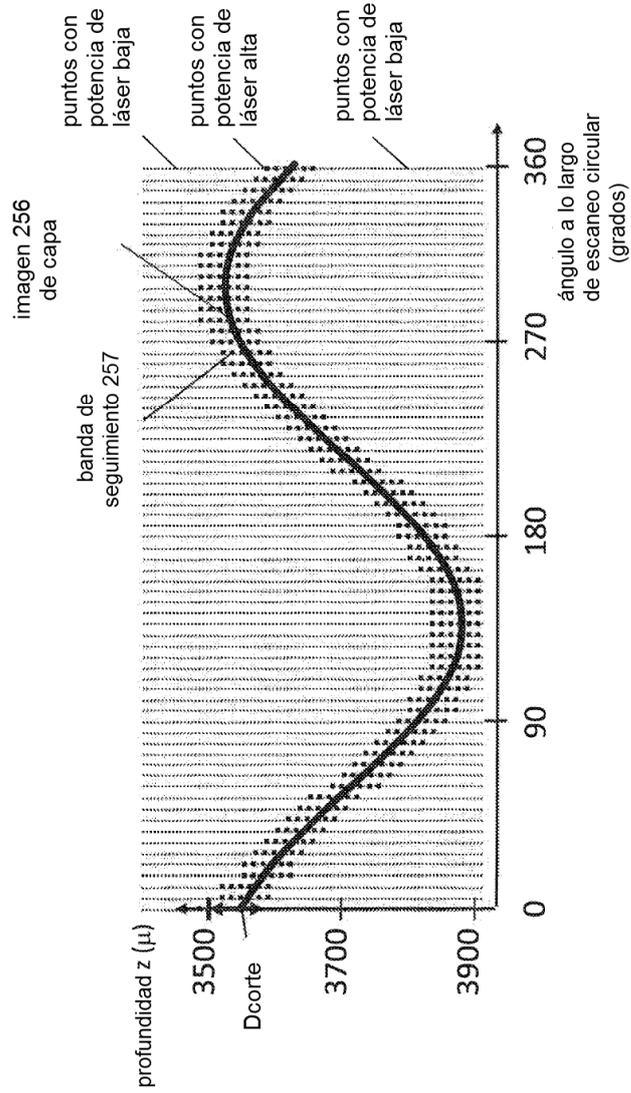


FIG. 6A

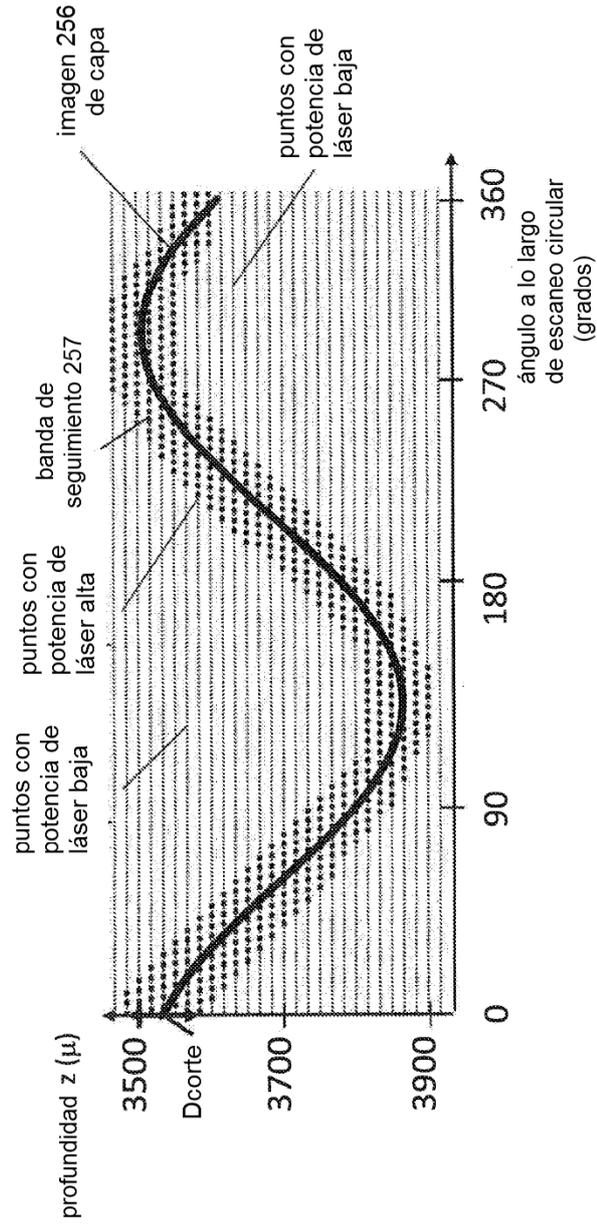
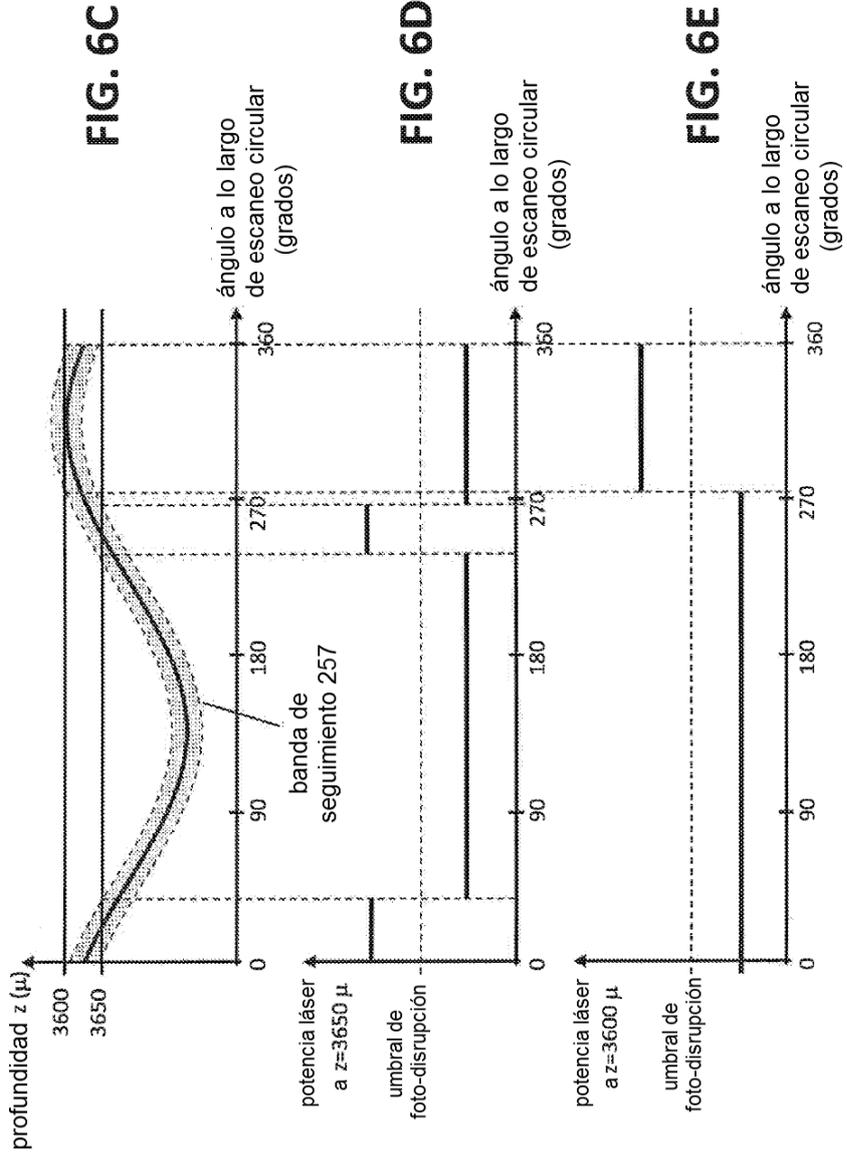


FIG. 6B



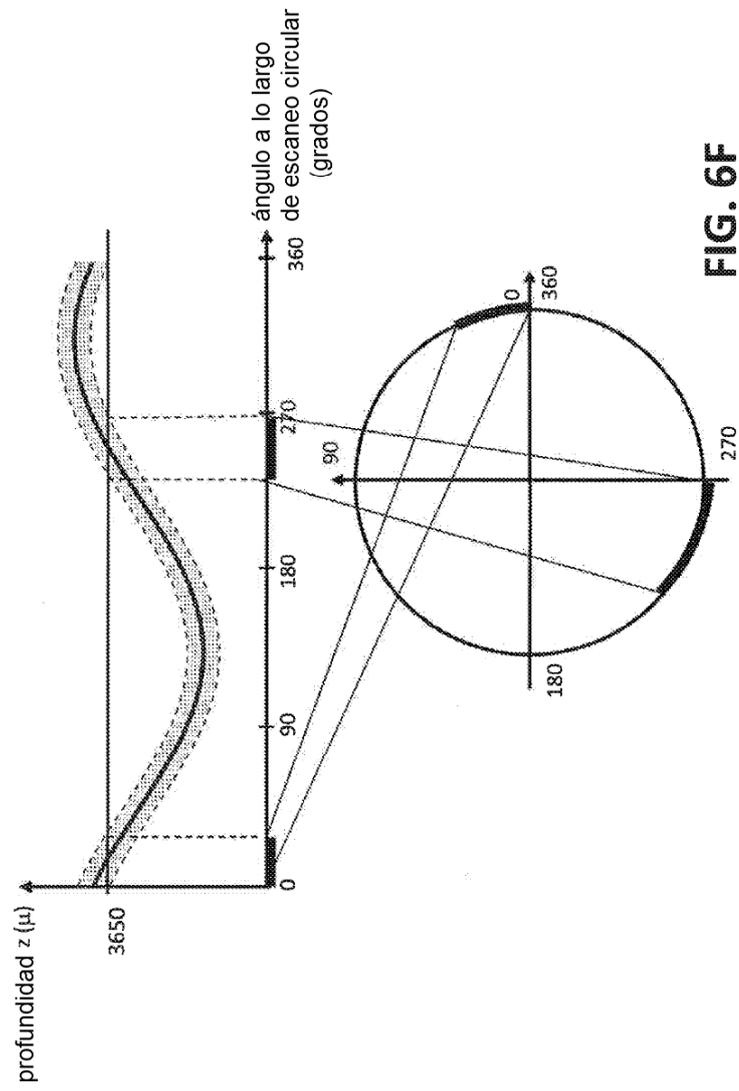


FIG. 6F

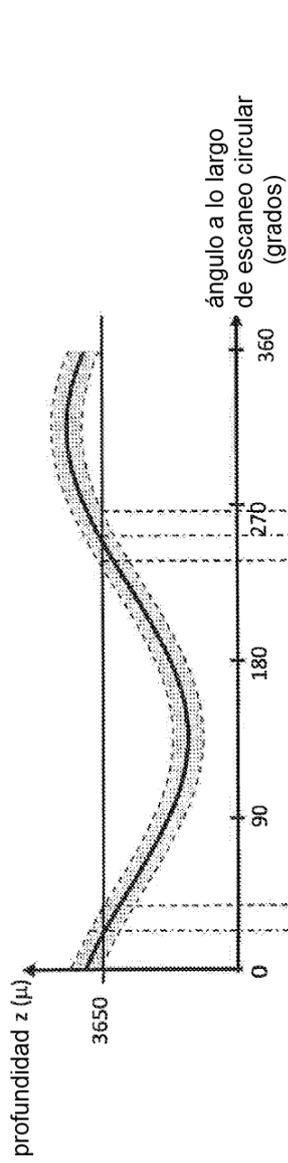


FIG. 6G

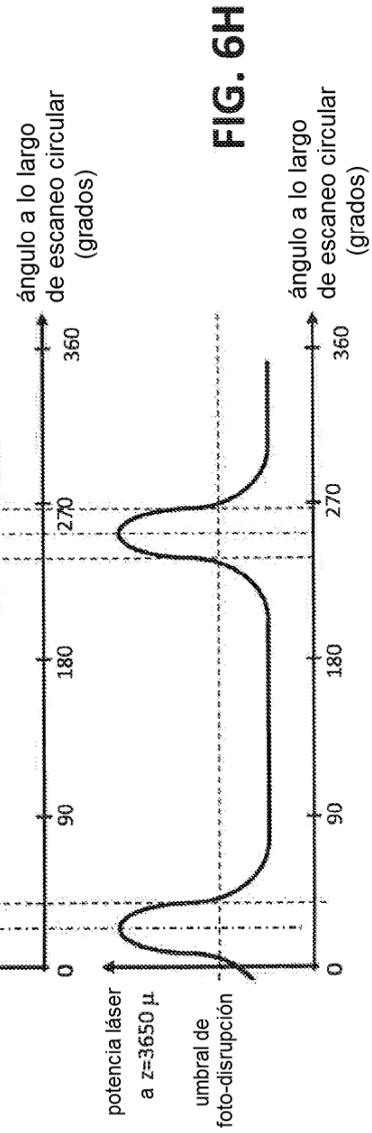


FIG. 6H

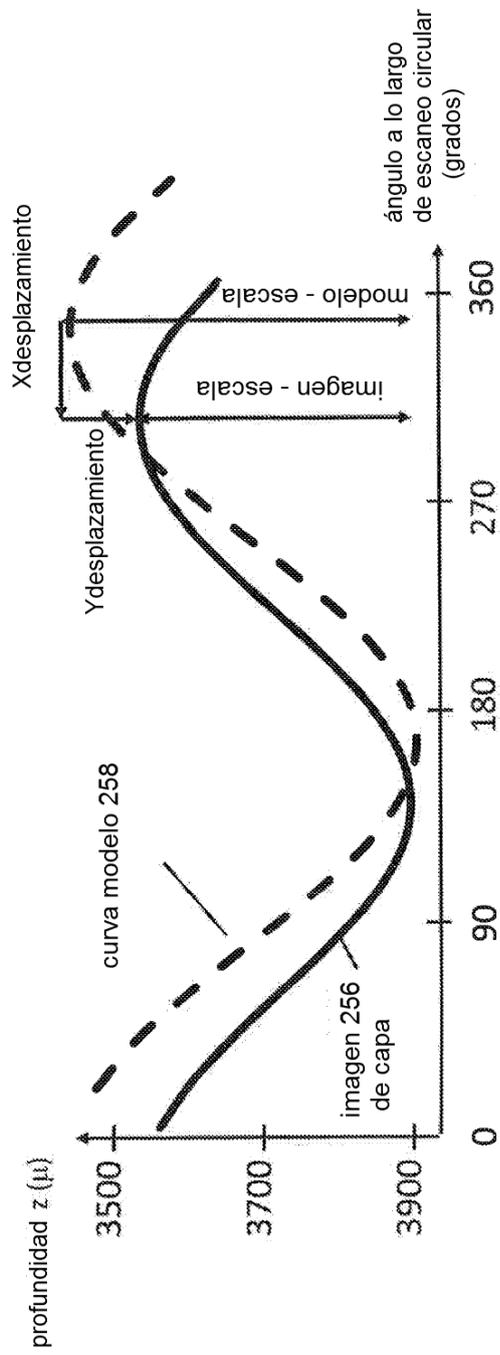


FIG. 7

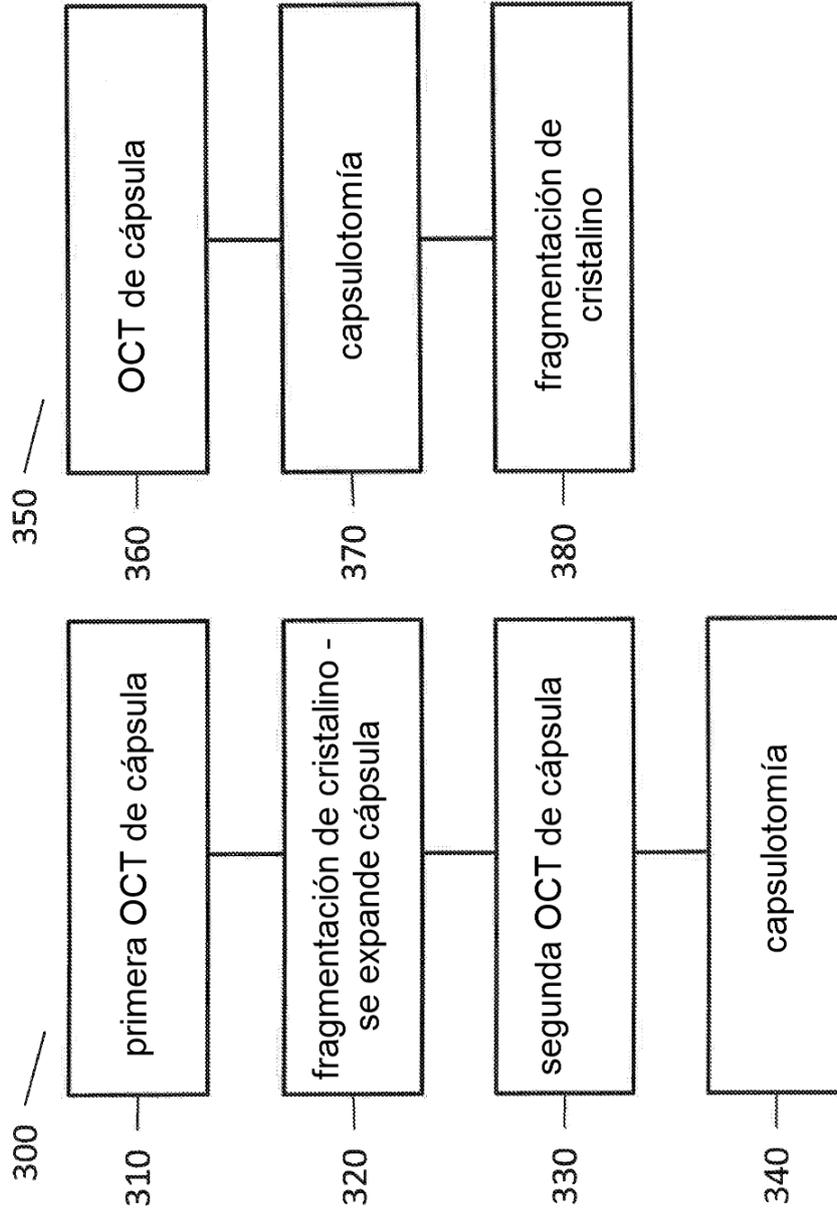


FIG. 8A

FIG. 8B

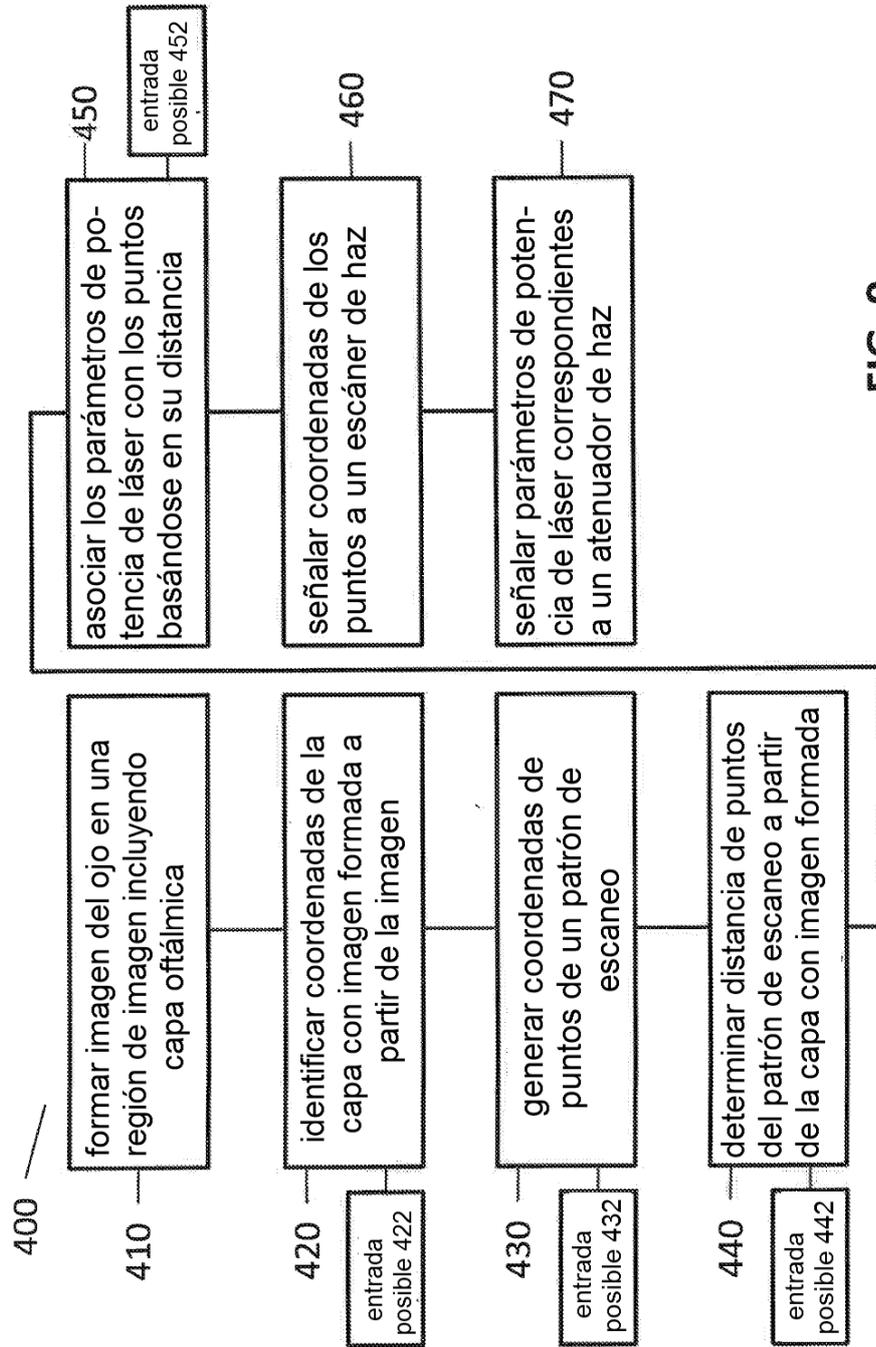


FIG. 9

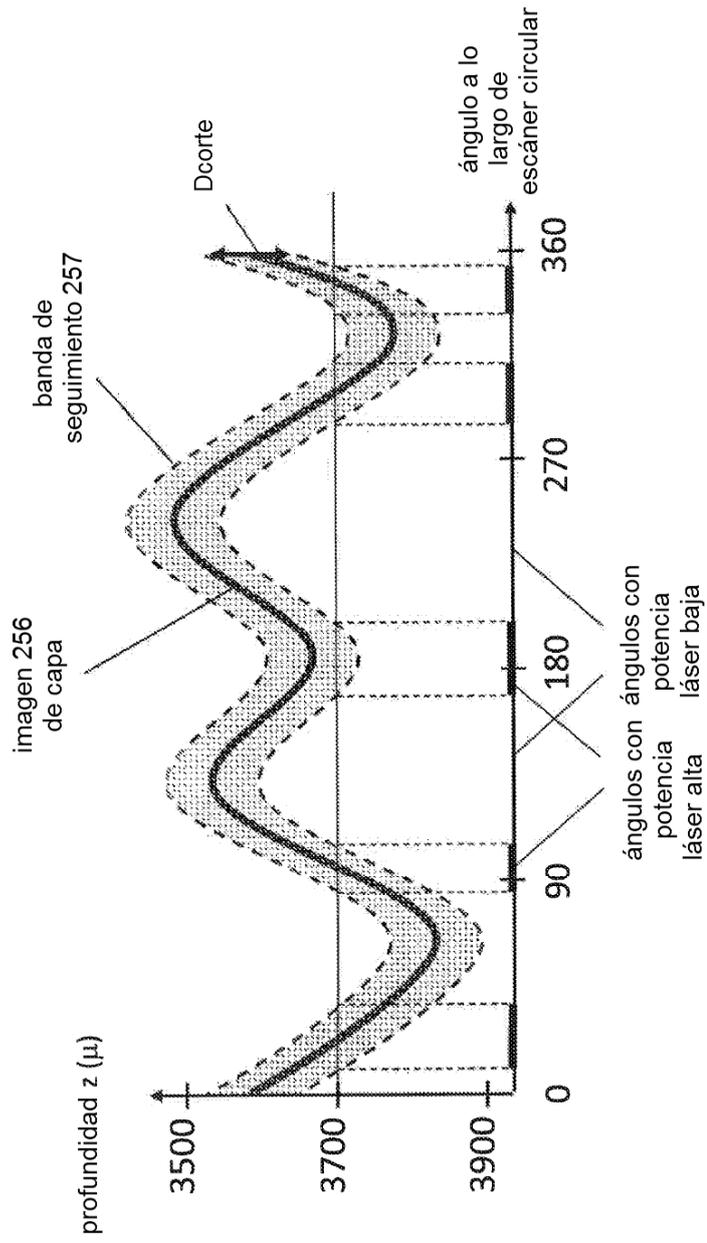


FIG. 10

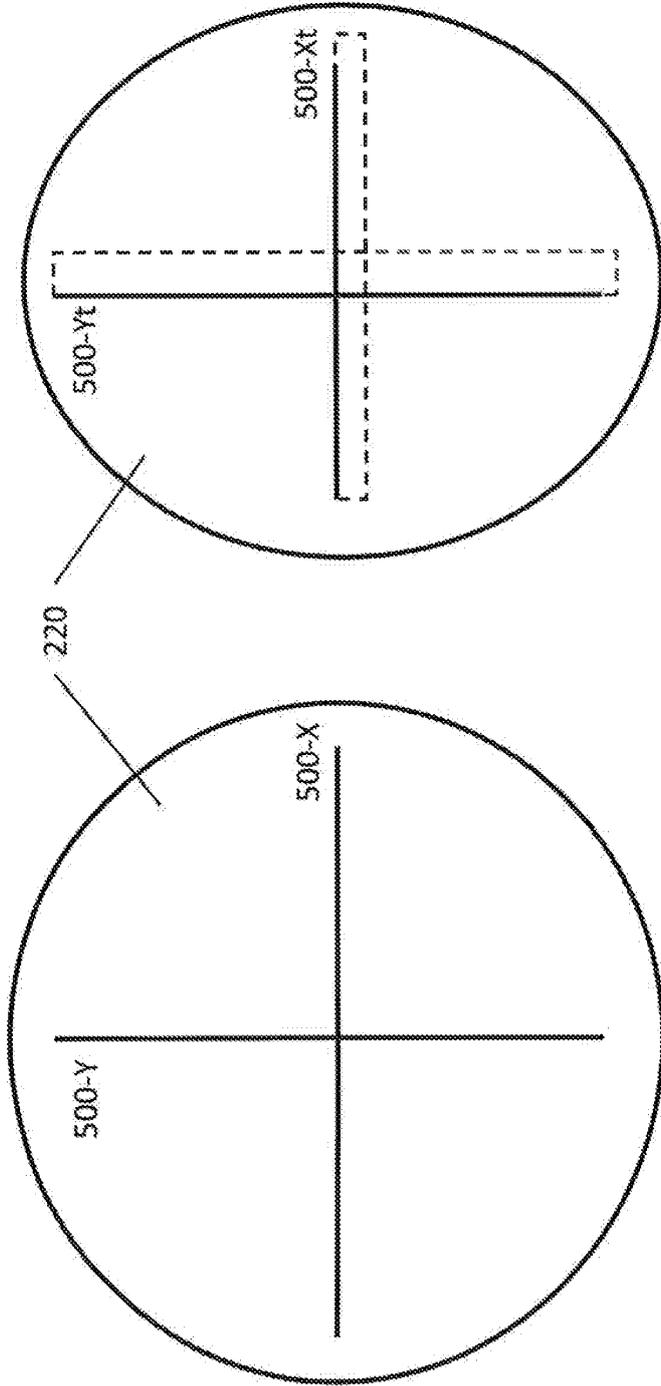
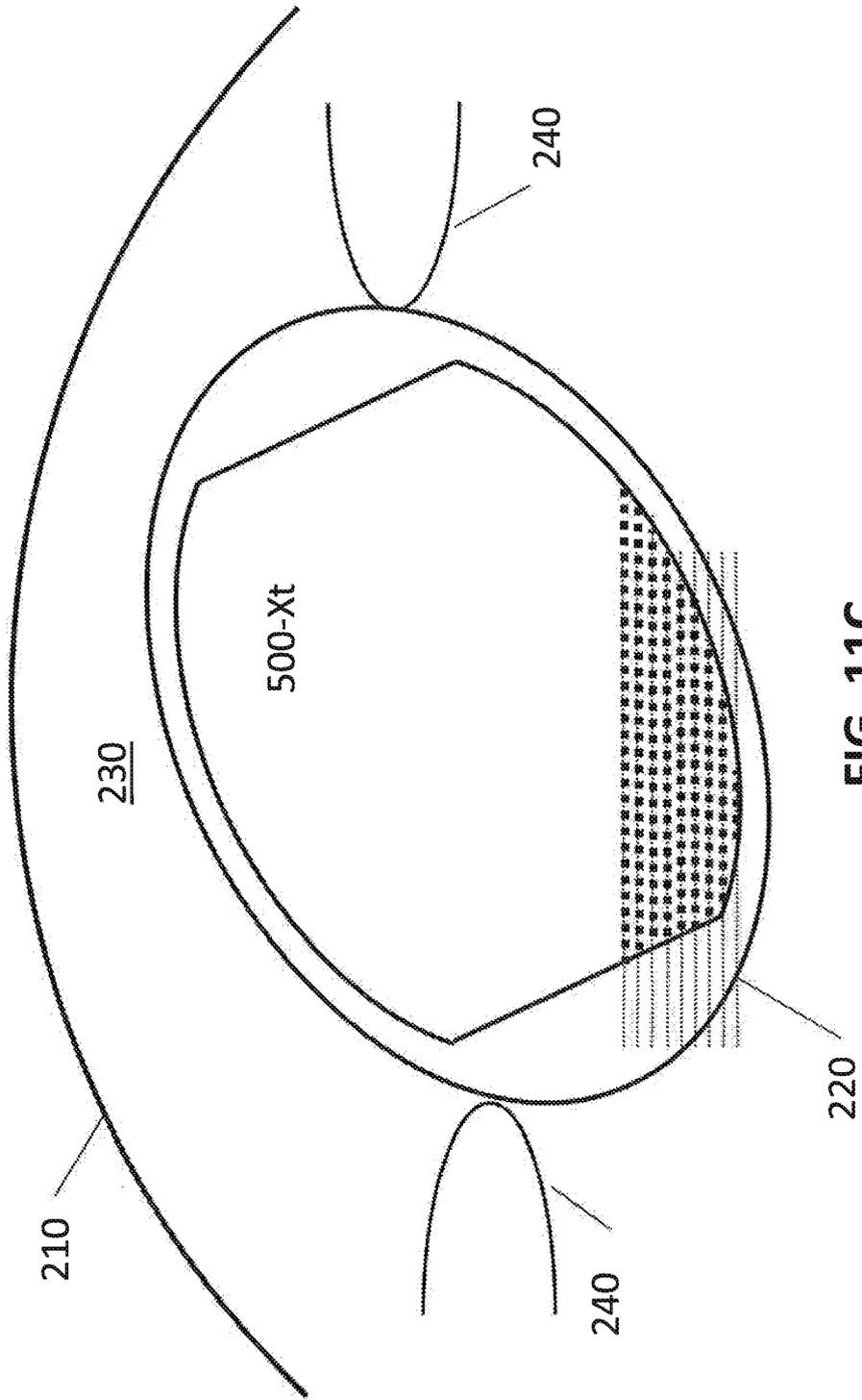


FIG. 11B

FIG. 11A



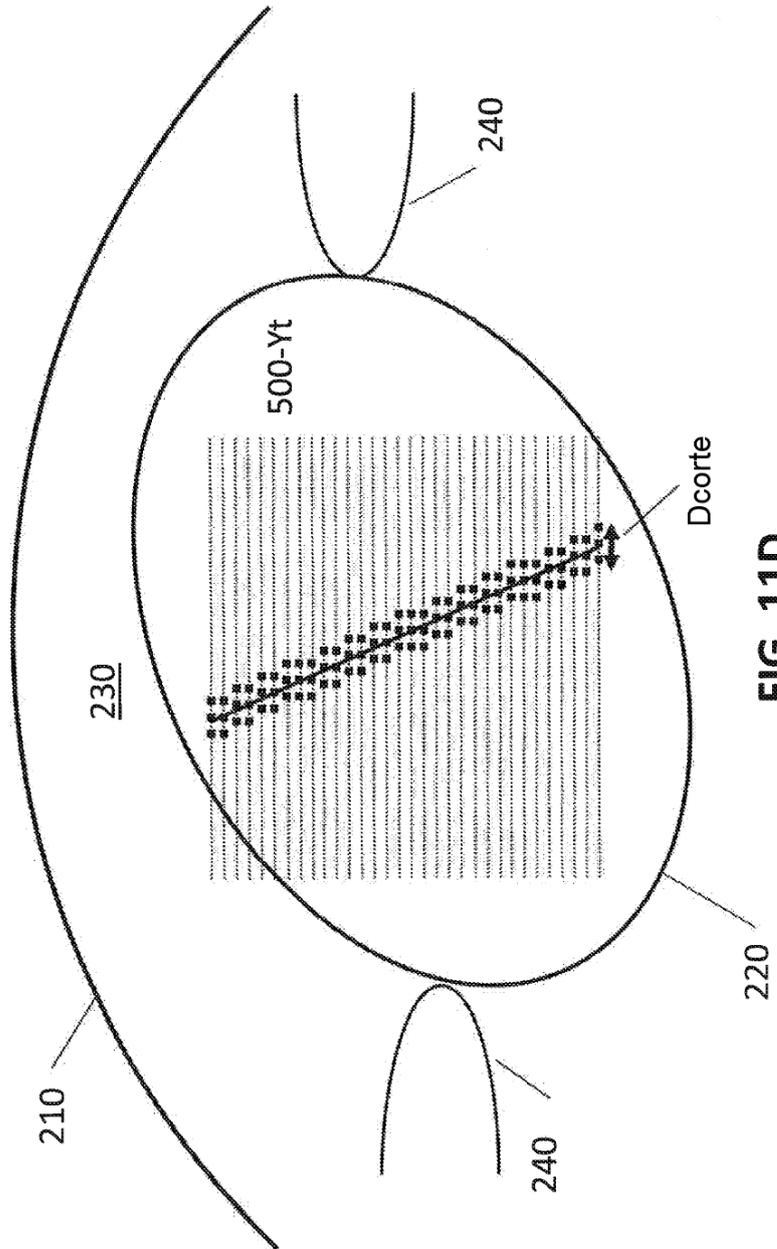


FIG. 11D

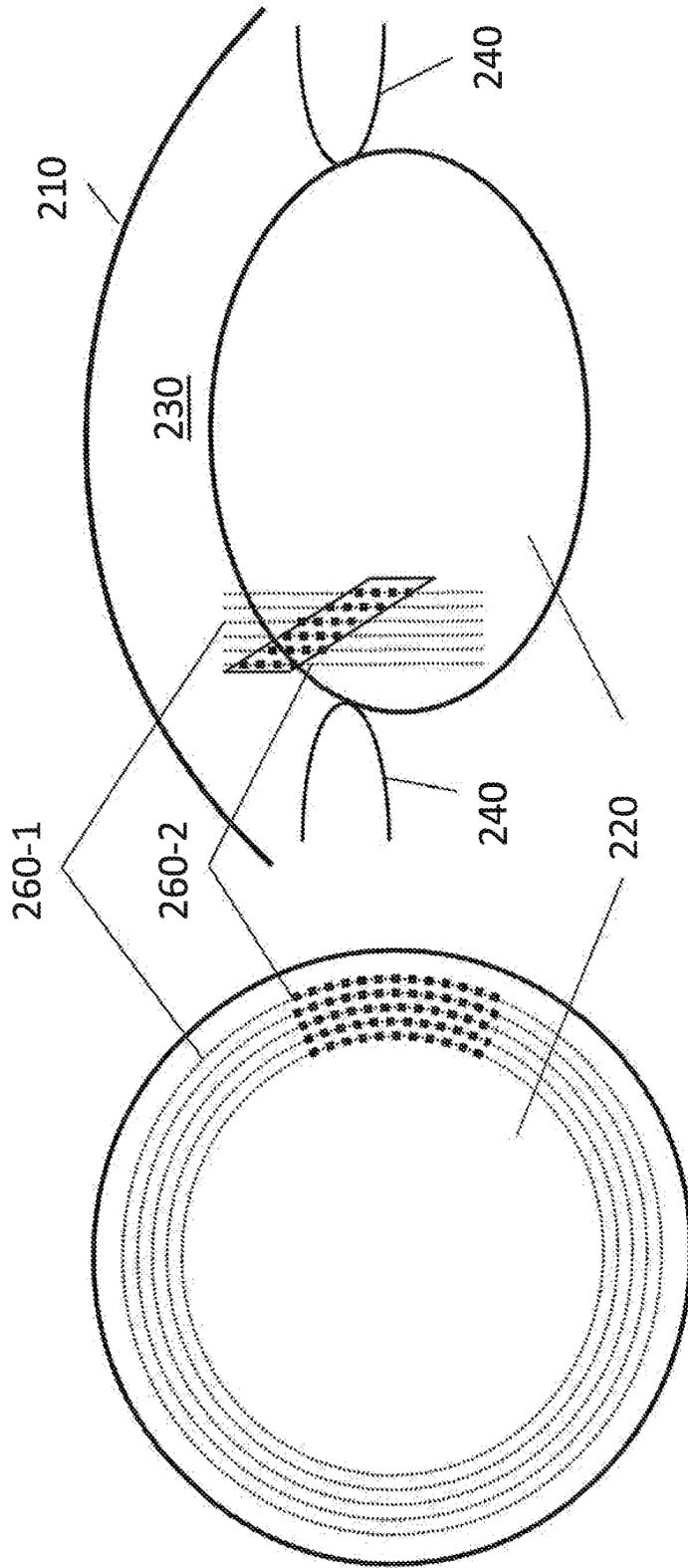


FIG. 12B

FIG. 12A