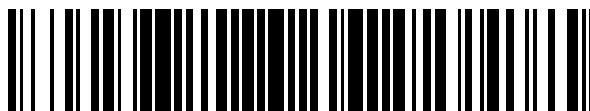


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 390 315**

51 Int. Cl.:
A61F 9/01

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **08843434 .5**

96 Fecha de presentación: **31.10.2008**

97 Número de publicación de la solicitud: **2211802**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **04.08.2010**

54 Título: **Aparato para unas prestaciones ópticas oculares posoperatorias mejoradas**

30 Prioridad:
02.11.2007 US 985192 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
08.11.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
08.11.2012

73 Titular/es:
ALCON LENSX, INC. (100.0%)
33 Journey, Suite 175
Aliso Viejo, CA 92656, US

72 Inventor/es:
KURTZ, RONALD M.

74 Agente/Representante:
CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 390 315 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

Aparato para unas prestaciones ópticas oculares posoperatorias mejoradas.

5 **Antecedentes**

La presente solicitud se refiere a cirugía ocular por láser.

10 Una pluralidad de diferentes tipos de cirugía ocular puede proporcionar una corrección de errores refractivos para mejorar la visión de cerca, la visión a distancia o ambas. Aunque el objetivo quirúrgico de tales cirugías puede ser específicamente la córnea, el cristalino u otro tejido ocular particular, tales intervenciones tienen típicamente efectos adicionales inadvertidos en la formación de imagen óptica en el ojo.

15 El documento EP 1 252 872 A1 describe un aparato para rastrear el movimiento de un ojo durante un diagnóstico del ojo o durante una intervención correctiva tal como cirugía láser corneal.

Sumario

20 Se describen sistemas para aumentar el control sobre la intervención quirúrgica principal mientras simultáneamente disminuyen los efectos colaterales no pretendidos de esta misma cirugía.

25 Un método ejemplificativo para mejorar una función óptica de un ojo incluye la preparación del ojo para cirugía determinando una característica óptica del ojo. Se aplican impulsos de marcado por láser para generar una marca láser en una región del ojo en relación con la característica óptica determinada. Asimismo, se realiza una intervención quirúrgica en una región quirúrgica seleccionada en relación con la marca láser generada.

30 Las implementaciones pueden incluir opcionalmente una o más de las siguientes características. La característica óptica del ojo puede seleccionarse de uno de entre un ojo óptico, un eje visual, una línea de visión, un eje pupilar y un eje de compromiso del ojo. La preparación del ojo puede incluir la alineación del ojo a lo largo del eje seleccionado del ojo. La característica óptica puede incluir una orientación del ojo. La preparación del ojo puede incluir realizar una marca preparatoria en una región externa del ojo para referenciar la característica óptica determinada del ojo utilizando por lo menos uno de entre un marcador basado en tinta, una indentación mecánica de una córnea, un marcador fijable y un impulso de láser. La aplicación de impulsos de marcado por láser puede incluir la aplicación de impulsos de láser a una diana en una córnea o un cristalino del ojo en relación con la característica óptica determinada. La aplicación de los impulsos de láser puede incluir por lo menos una de las acciones de aplicar impulsos de láser a una diana similar a un punto o circular para indicar un eje seleccionado y aplicar impulsos de láser a una región retirada de un centro del ojo para marcar una orientación del ojo. La aplicación de los impulsos de marcado de láser puede incluir la aplicación de los impulsos de láser cuando un paciente está en una primera posición de paciente. La realización de la intervención quirúrgica puede incluir la realización de la intervención quirúrgica cuando el paciente está en una segunda posición de paciente. La primera posición del paciente puede incluir una posición erguida para hacer que un ojo del paciente asuma una posición esencialmente neutra o normal. La segunda posición del paciente puede incluir una posición supina para hacer que el ojo se desvíe de la posición neutra o normal. La aplicación de los impulsos de láser puede incluir la aplicación de impulsos de láser para provocar una de entre una incisión y una perforación en por lo menos uno de entre una córnea, un cristalino, una cápsula de cristalino y un limbo. La aplicación de los impulsos de láser puede incluir la aplicación de los impulsos de láser a dos dianas independientes del ojo, estando alineadas las dos dianas en relación con la característica óptica determinada. La aplicación de los impulsos de láser puede incluir la aplicación de los impulsos de láser a las dos dianas independientes que comprenden una diana corneal y una diana de cristalino, en donde la diana corneal y la diana de cristalino están alineadas en relación con uno de entre un eje seleccionado del ojo y una orientación seleccionada del ojo. La realización de la intervención quirúrgica puede incluir crear una incisión en una cápsula de cristalino utilizando un láser quirúrgico; retirar una porción de un cristalino natural de la cápsula; insertar un lente intraocular en la cápsula del cristalino; y alinear la lente intraocular en la cápsula del cristalino según las marcas de láser generadas para marcar por lo menos uno de entre un eje del ojo, un centro del ojo y una orientación del ojo. La realización de una intervención quirúrgica puede incluir colocar una incrustación corneal en el ojo; y alinear la incrustación corneal en el ojo según las marcas de láser generadas para marcar por lo menos uno de entre un eje del ojo, un centro del ojo y una orientación del ojo. La realización de la intervención quirúrgica puede incluir alinear una lente intraocular o una incrustación corneal alineando una marca complementaria de la lente intraocular o la incrustación corneal con una marca de láser.

60 En otro aspecto, un método ejemplificativo para mejorar una función óptica de un ojo incluye la alineación del ojo a lo largo de un eje seleccionado del ojo. Asimismo, el método incluye realizar por lo menos una de las acciones de utilizar una marca formada en una imagen de por lo menos una parte del ojo con relación al eje seleccionado del ojo como referencia y seccionar una imagen de por lo menos una parte del ojo con relación al eje seleccionado del ojo como referencia. Se controla un haz de impulsos de láser para dirigir los impulsos de láser a una diana en el ojo con relación al eje seleccionado del ojo a fin de coordinar la alineación óptica del ojo posoperatorio.

65

5 Todavía en otro aspecto, un sistema de láser para cirugía ocular incluye un láser pulsatorio para producir un haz de impulsos láser. El sistema incluye un mecanismo para alinear un ojo a lo largo de un eje seleccionado del ojo. Asimismo, el sistema incluye un módulo de formación de imagen para monitorizar por lo menos una de las acciones de posicionar una marca de referencia hecha sobre o en el ojo y una imagen de referencia seleccionada de la por lo menos una parte del ojo con relación al eje seleccionado del ojo. El sistema incluye un módulo de control para comunicarse con el módulo de formación de imagen a fin de dirigir los impulsos de láser a por lo menos una diana en el ojo con relación al eje seleccionado del ojo.

10 Unas implementaciones pueden incluir opcionalmente una o más de las características siguientes. El sistema puede incluir un mecanismo para alinear el ojo configurado para fijar una posición del ojo con relación al eje seleccionado. El módulo de formación de imagen está diseñado para monitorizar una posición de la marca de referencia y una posición de una referencia anatómica. La marca de referencia se coloca cuando el ojo está en un estado no aplanado. La referencia anatómica se determina cuando el ojo está en un estado aplanado.

15 Todavía en otro aspecto, un ejemplo de método para alinear múltiples intervenciones ópticamente impactantes sobre un ojo incluye seleccionar un eje sobre el que se alinea por lo menos una de las intervenciones ópticamente impactantes. Puede hacerse una marca física en una región externa del ojo para representar una posición del eje seleccionado. Se identifica y se visualiza la marca física en una imagen del ojo. Asimismo, se utiliza una posición de la marca física identificada sobre la imagen del ojo para dirigir impulsos de láser a por lo menos una diana en el ojo con relación a la marca o el eje seleccionado del ojo.

20 Unas implementaciones pueden incluir opcionalmente una o más de las siguientes características. Las marcas de láser generadas por impulsos de láser pueden utilizarse para guiar una alineación subsiguiente. Pueden alinearse incisiones y ablaciones corneales. Las marcas de láser pueden utilizarse para guiar la alineación o la colocación de implantes intraoculares o intracorneales. Puede hacerse una marca en un ojo aplicando impulsos de láser. Puede identificarse la marca. Asimismo, puede realizarse por lo menos una de las acciones de elección y confirmación de un elemento óptico a implantar en el ojo. La información sobre la marca identificada puede utilizarse para ayudar a predecir una posición de una lente intraocular a implantar en el ojo.

30 Todavía en otra implementación, un sistema de láser para cirugía ocular puede incluir un láser pulsatorio para producir un haz de impulsos de láser. El sistema incluye un módulo de formación de imagen para monitorizar una posición de una marca de referencia hecha por impulsos de láser en por lo menos una diana en el ojo.

35 Unas implementaciones pueden incluir opcionalmente una o más de las siguientes características. El sistema puede incluir un sistema informático para calcular una potencia de lente intraocular recomendada basada por lo menos en parte en la posición de la marca de referencia. Por lo menos uno de entre el láser pulsatorio, el módulo de formación de imagen y el sistema informático puede diseñarse para utilizar una marca en una lente intraocular o una incrustación corneal en conjunción con la marca de referencia a fin de mejorar una de las acciones de posicionamiento y elección de una potencia óptica o tamaño de la lente intraocular o la incrustación corneal.

40 **Breve descripción de los dibujos**

La figura 1 muestra elementos ópticos principales de un ojo.

45 Las figuras 2A-B muestran métodos ejemplificativos quirúrgicos. Estos métodos no son parte de la invención y se describen para fines ilustrativos.

La figura 3 muestra un proceso ejemplificativo para preparar un ojo.

50 La figura 4 muestra un proceso ejemplificativo para determinar un eje visual y un marcado preparatorio y un marcado de láser.

La figura 5 muestra la inserción de una lente intraocular como parte de un proceso quirúrgico.

55 Las figuras 6A-B muestran vistas frontales ejemplificativas de un ojo para preparación quirúrgica.

La figura 7 muestra un ejemplo de un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen que incluye un módulo de formación de imagen para proporcionar formación de imagen de una diana para control del láser.

60 Las figuras 8-16 muestran ejemplos de sistemas quirúrgicos de láser guiados por formación de imagen con grados variables de integración de un sistema quirúrgico de láser y un sistema de formación de imagen.

La figura 17 muestra un proceso ejemplificativo para realizar cirugía láser utilizando un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen.

65 La figura 18 muestra una imagen ejemplificativa de un ojo de un módulo de formación de imagen de tomografía de

coherencia óptica (OCT).

Las figuras 19A, 19B, 19C y 19D muestran dos ejemplos de muestras de calibración para calibrar un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen.

La figura 20 muestra un ejemplo de sujeción de un material de muestra de calibración a una interfaz en un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen para calibrar un sistema.

La figura 21 muestra un ejemplo de marcas de referencia creadas por un haz de láser quirúrgico sobre una superficie de vidrio.

La figura 22 muestra un ejemplo del proceso de calibración y la operación quirúrgica postcalibración para un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen.

Las figuras 23A y 23B muestran dos modos de funcionamiento de un sistema quirúrgico ejemplificativo de láser guiado por formación de imagen que captura imágenes de un subproducto de fotorrotura inducida por láser y del tejido diana para guiar la alineación del láser.

Las figuras 24 y 25 muestran ejemplos de las operaciones de alineación del láser en sistemas quirúrgicos de láser guiados por formación de imagen.

La figura 26 muestra un sistema quirúrgico de láser ejemplificativo basado en la alineación del láser utilizando la imagen del subproducto de fotorrotura.

Descripción detallada

La figura 1 muestra un ojo 1. La luz incidente se propaga a través de la trayectoria óptica que incluye la córnea 110, la cámara anterior, la pupila 120, definida por el iris 130, el cristalino 100, la cámara posterior y el humor vítreo. Estos elementos ópticos guían la luz sobre la retina 140.

La figura 2A muestra un ejemplo de proceso 200 para realizar una intervención quirúrgica ocular. En el paso 220 se prepara un ojo para una cirugía asistida por láser. En el paso 240 se hace una marca de láser en una región del ojo utilizando un impulso de láser y, en el paso 260, se realiza una intervención quirúrgica para mejorar una propiedad óptica del ojo en una región quirúrgica seleccionada en relación con la marca de láser.

La figura 2B muestra otro ejemplo de proceso 201 para realizar una intervención quirúrgica ocular. En el paso 222 se prepara un ojo para una cirugía asistida por láser determinando una característica óptica del ojo. En el paso 242 se hace una marca de láser en una región del ojo utilizando un impulso de láser en relación con la característica óptica determinada. En el paso 262 se realiza una intervención quirúrgica para mejorar una propiedad óptica del ojo en una región quirúrgica seleccionada en relación con la marca de láser.

La figura 3 muestra que el paso preparatorio 220 puede implicar un paso 202 de determinar una característica óptica del ojo. La característica óptica puede ser cualquier característica, punto o identificador específico del ojo.

Un ejemplo de una característica de este tipo es un eje del ojo. Otros ejemplos incluyen un punto muy superior de la pupila cuando el paciente está en una posición erguida como se esboza a continuación.

Los ejes del ojo pueden describirse en varias maneras diferentes y una cualquiera de estas descripciones de los ejes del ojo puede utilizarse en la etapa 202. Los ejes del ojo pueden categorizarse, por ejemplo, según la Grand Y.L. Physiological Optics (Springer-Verlag, Nueva York, 1980) como sigue:

Eje óptico: Línea que pasa a través del centro óptico de la córnea y el cristalino;

Eje visual: Línea que pasa desde el punto de fijación hasta la imagen en el centro de la retina llamado fóvea;

Línea de visión: Línea que pasa desde el punto del objeto a través del centro de la entrada de la pupila; y

Eje pupilar: Línea que pasa perpendicularmente a través del centro de la córnea y el centro de la entrada de la pupila.

Estos ejes pueden describirse como ejes teóricos, ejes geométricos, ejes funcionales, ejes anatómicos o cualquier combinación de lo anterior.

Estos ejes del ojo están típicamente próximos uno a otro, o alineados uno con otro, pero no coinciden necesariamente. Por ejemplo, el centro óptico de la córnea y el centro del cristalino, los dos elementos refractivos principales del ojo, no están en general naturalmente alineados con relación al centro geométrico del ojo.

5 Frecuentemente, el centro del cristalino es ligeramente nasal con respecto al de la córnea. Además, el centro de la pupila no está alineado generalmente con los ejes que conectan dos cualesquiera de los centros de la córnea, el cristalino y la fovea. Los centros de estos elementos ópticos pueden estar desalineados en tanto como 500 micrones o más. En el paso 202-1 puede identificarse uno cualquiera de estos ejes. Alternativamente, el cirujano puede identificar un eje de compromiso que esté entre cualesquiera dos o más ejes seleccionados.

10 Diversos equipos quirúrgicos (descritos a continuación con detalle) pueden fijarse al ojo sobre el que se realizará la cirugía. A continuación, se pide al paciente que se concentre en una diana con el otro ojo. El conocimiento del punto de fijación se utiliza a continuación para identificar el eje visual del ojo sobre el que debe realizarse la cirugía, aun cuando ese ojo no vea necesariamente el punto de fijación. Alternativamente, puede realizarse la fijación del ojo quirúrgico y, durante dicha alineación, puede identificarse directamente la orientación del ojo.

15 El paso preparatorio 220 puede incluir también un paso 204 en el que se hace una marca preparatoria para representar la característica determinada del ojo. Un ejemplo consiste en utilizar un marcador de tinta para realizar una marca preparatoria sobre la superficie del ojo en donde el eje del ojo, seleccionado en el paso 202-1, interseca la superficie del ojo.

20 Otros ejemplos incluyen el uso de un marcador epitelial corneal o una indentación en la superficie del ojo (sin utilizar tinta) o fijar cualquier tipo de marcadores físicos, tal como un pequeño trozo de cinta adhesiva. Puede utilizarse también cualquier combinación de estos marcadores.

25 Algunos dispositivos existentes incluyen un dianizador. El cirujano puede apuntar el dianizador a un punto apropiadamente elegido del ojo, tal como su centro, o alinear un círculo del dianizador con una característica circular del ojo, tal como la pupila. A continuación, el aplicador, formado como una unidad con el dianizador, aplica tinta al centro definido por el centro dianizado o la característica circular.

El paso preparatorio 220 puede incluir un paso 202-2 en el que la característica óptica del ojo representa una orientación del ojo en una primera posición del paciente.

30 Por ejemplo, aunque la mayoría de las cirugías oculares se realizan con el paciente en la posición supina con el ojo mirando hacia arriba, éstas frecuentemente implican un paso preparatorio cuando el paciente está en una primera posición del paciente, por ejemplo incorporado. Los pasos preparatorios anteriores 202-204 pueden realizarse en esta posición incorporada para registrar la posición de las características del ojo en esta posición. A continuación, los pasos quirúrgicos, tal como el paso 260, se realizan con el paciente en una segunda posición de paciente, tal como en una posición supina mirando hacia arriba.

35 Bastante a menudo el ojo del paciente gira cuando el paciente se mueve desde la primera posición erguida a la segunda posición tendida. En algunos casos, el ojo puede girar tanto como 10-60 grados. Esta es la denominada "ciclorrotación" o "ciclorsión". Si los pasos quirúrgicos no corrigen esta rotación con relación a los pasos preparatorios, la intervención quirúrgica puede realizarse en una localización diferente de la óptima, lo que lleva posiblemente a una reducción clínicamente relevante de la eficacia de la cirugía.

40 El paso preparatorio 202-2 puede incluir realizar una marca preparatoria con cualquiera de los métodos de marcado anteriormente descritos para indicar una orientación del globo ocular. Utilizando una analogía con la esfera de un reloj, una marca preparatoria puede hacerse, por ejemplo, en la localización a las tres en punto en la primera posición del paciente. A continuación, cuando se prepara el paciente para la cirugía asumiendo la segunda posición del paciente, por ejemplo tendido, el cirujano puede examinar la marca preparatoria e inferir la extensión de la rotación del globo ocular a partir de la desviación de la marca preparatoria respecto de la localización a las tres en punto. El cirujano puede hacer a continuación el ajuste necesario con el conocimiento de esta rotación. Estos ajustes pueden incluir un ajuste de errores refractivos, tanto en astigmatismo como en aberraciones asimétricas de orden superior que no sean simétricas alrededor de la pupila.

45 En un simple ejemplo, cuando debe realizarse la cirugía refractiva en la córnea, se puede pedir al paciente que se fije en una diana apropiada. La posición de la imagen del centro de la pupila puede marcarse con tinta o una indentación en la córnea para estimar la línea de visión. Si se realiza en la posición erguida, pueden hacerse también marcas en la córnea periférica o en el limbo para registrar el estado torsional o la orientación del ojo a fin de que sirva como referencia cuando el paciente está en posición supina en pasos quirúrgicos subsiguientes. Alternativamente, la posición de la imagen del centro de la pupila puede marcarse con tinta o una indentación en la córnea que está encima del centro de la córnea indicado por el reflejo de luz corneal (imagen Purkingee), aproximándose así al eje pupilar.

50 Aunque los métodos anteriores pueden utilizarse en una pluralidad de cirugías, incluyendo incisiones de relajación limbal, queratotomía astigmática y queratotomía radial, las marcas superficiales pueden introducir potencialmente errores debido a los efectos ópticos de la córnea y la localización del cristalino/pupila/diafragma de varios milímetros más allá. Por ejemplo, durante intervenciones que llevan más de unos pocos segundos, tales como intervenciones refractivas de láser corneal como PRK y LASIK, la pupila puede girar significativamente con relación a las marcas

corneales y a la imagen percibida de la pupila, introduciendo potencialmente errores de inclinación significativos en cualquier intervención quirúrgica. Para superar esto, pueden utilizarse rastreadores de pupila que monitoricen el movimiento de la pupila. El más preciso de éstos puede utilizar un sofisticado procesamiento de imagen para monitorizar la posición de características específicas del iris. Un ejemplo es el método de registro del iris que se describe en la patente U.S. 7.044-602.

La alineación óptima de los elementos ópticos en el curso de cirugías intraoculares presenta otro conjunto de retos. En tales intervenciones, la diana real de la intervención, por ejemplo el cristalino del ojo, no puede marcarse físicamente sin entrar en el ojo. Si el cirujano confía en marcas superficiales, éstas pueden ser engañosas ya que la propagación de la luz entre el cristalino y la superficie se ve impactada activamente por los elementos ópticos, tal como la córnea. Además, incluso si se introduce algún nivel de compensación para estos impactos sobre la base, por ejemplo, de un modelo de software del ojo, es bastante desafiante el incorporar el hecho de que el propio ojo puede alterar su forma, posición y/o fijación. Finalmente, la pupila puede dilatarse durante tales intervenciones intraoculares, haciendo todavía más dura la compensación deseada sobre la base de los puntos de referencia de registro.

Hasta hace poco, las limitaciones anteriormente descritas eran ampliamente teóricas, puesto que las cirugías intraoculares no demandaban una precisión tan alta en el centrado y la alineación. Por ejemplo, hasta hace poco, se utilizaba la cirugía de retirada de cataratas o cristalino principalmente para retirar un cristalino natural envejecido y sustituirlo por un cristalino artificial (lente intraocular, IOL) que tenía una mayor transmisión de luz. Hasta hace poco, estas lentes intraoculares eran monofocales, requiriendo una precisión que se podía conseguir con los métodos de marcado superficial existentes.

Sin embargo, la cirugía de cataratas se ha desarrollado como una de las intervenciones oftálmicas más comúnmente realizada en el mundo y ha expandido sus metas. Actualmente, se utiliza también cirugía de cataratas para mejorar el funcionamiento refractivo del ojo. De hecho, se realiza comúnmente entonces la retirada y la sustitución del cristalino cuando hay de poca a ninguna catarata presente y la corrección refractiva u óptica es la meta principal.

Las metas actuales de la cirugía del cristalino incluyen reducir la dependencia de la persona de las gafas y otras ayudas ópticas tanto para visión de lejos como de cerca. Las intervenciones específicas de sustitución del cristalino incluyen la introducción de IOL multifocales que proporcionan dos distancias de trabajo para el ojo. Unos ejemplos incluyen los productos Restore, desarrollados por Alcon, y los productos Rezoom, desarrollados por AMO Inc. Otra clase de IOL puede moverse o cambiar de forma en el ojo. Los ejemplos de tales IOL de acomodación incluyen el Crystalens, desarrollado por Eyeonics. Se están desarrollando también IOL con aberturas que aumentan la profundidad de campo, como se evidencia por la ACI-7000, desarrollada por Acufocus. Además, se han desarrollado IOL que pueden corregir aberraciones de orden superior, tal como la lente ajustable en luz de Calhoun Vision, así como las que corrigen el astigmatismo. Finalmente, se han introducido también lentes intraoculares de baja visión especializadas para proporcionar un aumento para los ojos con retinas enfermas.

Cuando se compara con la cirugía de cataratas estándar utilizando IOL monofocales, la cirugía del cristalino actual ha llegado a ser una intervención complicada capaz de abordar múltiples metas de corrección de visión. En contraste con las IOL monofocales estándar, la óptica de estos dispositivos más recientes es más sensible a errores en el centrado y la inclinación. Los métodos existentes para centrar apropiadamente estos dispositivos utilizan plantillas voluminosas que deben insertarse físicamente en el ojo y no han ganado aceptación.

Los aspectos de la cirugía de cataratas moderna que se acaban de describir indican que se requiere una precisión cualitativamente más alta en el curso de estas intervenciones que en la cirugía ocular tradicional. En algunos casos, puede requerirse una precisión de centrado de menos de 500 micrones cuando se colocan las IOL. Los errores que excedan este valor pueden llevar a una gran aberración y reducir cualitativamente la efectividad, por ejemplo, de la característica multifocal de las IOL.

Se plantea otro reto por cirugías que colocan una IOL dentro del cristalino creando un corte o incisión a lo largo de una porción de la periferia de la córnea y el cristalino. Estas incisiones pueden provocar deformaciones no intencionadas de la córnea. En un ejemplo, utilizando la analogía anterior de la esfera del reloj para identificar las orientaciones, si la incisión para introducir la IOL se hizo en la región de las 12 en punto, la córnea puede llegar a ser más plana en la dirección de las 12 a las 6 en punto ("meridiano") y combarse en la dirección de las 3 a las 9 en punto. Este efecto colateral no intencionada puede utilizarse para corregir un error astigmático preexistente colocando la incisión en un meridiano articular. Alternativamente, puede compensarse también el astigmatismo preoperatorio haciendo incisiones adicionales en la periferia en diferentes localizaciones del meridiano y para diferentes longitudes de arco. Estos cortes se denominan a veces "incisiones de relajación limbal" o "queratotomía astigmática".

Esto fue sólo un ejemplo de intervenciones quirúrgicas oculares integradas cuando se mejora más de un aspecto óptico del ojo dentro de una única intervención quirúrgica. Aunque tales intervenciones combinadas ofrecen el potencial de resultados mejorados, tienen también el potencial de introducir efectos colaterales no deseados debido a efectos ópticos combinados no anticipados. Por ejemplo, la colocación de una lente intraocular multifocal combinada con la realización de un queratotomía astigmática puede dotar a un paciente de una buena visión de

lejos y de cerca abordando al mismo tiempo la presbiopía y el error refractivo esférico y astigmático. Sin embargo, si el centro óptico de la lente multifocal no está bien alineado con respecto a la corrección corneal, o si una u otra corrección no está bien alineada con respecto a uno de los ejes principales del ojo, puede tener lugar una aberración óptica.

5 Análogamente, una intervención LASIK, dirigida a una corrección refractiva de distancia, puede incluir la inserción de una incrustación corneal para mejorar la visión de cerca. Tal intervención LASIK puede mejorar las prestaciones ópticas del ojo. Sin embargo, si el centro de la intervención LASIK no está bien alineado con respecto a la incrustación corneal o si una u otra manipulación no está bien alineada con respecto a uno de los ejes del ojo, puede tener lugar una aberración óptica, provocando síntomas visuales.

10 Aunque hasta el momento se han descrito dos ejemplos, puede contemplarse una pluralidad de otras posibles combinaciones de intervención para interferir constructiva o destructivamente, incluyendo la combinación de intervenciones que se contienen completamente dentro de la córnea o el cristalino. Tales combinaciones pueden incluir también incrustaciones corneales, tales como los productos Intacts desarrollados por Addition Technology, o incrustaciones presbiópicas, tales como las incrustaciones desarrolladas por Revision Optics, y la ACI-7000 desarrollada por Acufocus, así como pupilas artificiales colocadas delante o detrás de un cristalino natural o artificial. Aunque cada intervención individual puede alinearse cuando se realiza por separado, las múltiples alineaciones requeridas consumen tiempo y pueden no dar como resultado unas prestaciones optimizadas cuando se combinan.

15 La exposición anterior se ha enfocado en desarrollos más avanzados en la cirugía refractiva y de cataratas. Sin embargo, una alineación de precisión más alta puede ser ventajosa incluso en la técnica más común para la retirada de cataratas y del cristalino, en facoemulsificación basada en ultrasonidos. En facoemulsificación se realiza una incisión corneal relativamente pequeña. A través de esta incisión se inyecta una sustancia similar a un gel en el ojo para mantener la presión intraocular y la forma de la cámara anterior. En una intervención denominada capsulotomía se forma una abertura en la cápsula anterior utilizando diversas técnicas mecánicas o equivalentes. A continuación, se introduce una sonda de ultrasonidos en el ojo a través de esta abertura. Esta sonda de ultrasonidos se utiliza para fragmentar el cristalino nativo, que se retira a continuación por aspiración a través de la incisión corneal. Se inserta a continuación una lente intraocular a través de la misma incisión corneal.

20 Puesto que esta técnica utiliza una incisión relativamente pequeña en la córnea, se limita el astigmatismo quirúrgicamente inducido. Sin embargo, surge una limitación fundamental de la facoemulsificación debido a su protocolo escalonado; las múltiples manipulaciones quirúrgicas independientes de la intervención. Estas manipulaciones, incluyendo la incisión corneal, la capsulotomía, la fragmentación y retirada del cristalino, y la introducción de la lente intraocular conducen a resultados óptimos cuando cada uno de ellas se alinea apropiadamente con respecto a los ejes y la anatomía del ojo.

25 En cualquiera de las intervenciones anteriores, una precisión incrementada de la alineación de los pasos quirúrgicos sucesivos puede llevar a un incremento de la probabilidad de que las intervenciones den como resultado la mejora deseada de la función óptica del ojo, al tiempo que se reducen los efectos negativos.

30 Los métodos de alineación mejorados para intervenciones refractivas oculares incluyen el seguimiento de la ciclotorsión y otros movimientos oculares que puedan ocurrir entre el marcado preparatorio y la intervención quirúrgica o entre pasos quirúrgicos individuales, el seguimiento y corrección del paralaje y otros efectos ópticos, y la coordinación de múltiples intervenciones independientes de manera conveniente y eficiente para optimizar las prestaciones ópticas posoperatorias totales.

35 Los ejemplos de los métodos 200 y 201 proporcionan tales técnicas realizando un paso de marcado de láser 240 en conjunción con el paso de marcado preparatorio 204. La realización de dos pasos de marcado puede incrementar una exactitud y precisión de la intervención quirúrgica posterior 260 vinculando más estrechamente los pasos de alineación, marcado y cirugía, sin importar el lugar del ojo en el que se realiza una intervención refractiva.

40 Los impulsos de láser, cuando se aplican con la intensidad, la tasa de repetición y la energía por impulso apropiadas, puede crear pequeñas burbujas de gas en un tejido del ojo. Estas burbujas pueden utilizarse para formar una marca de láser en el tejido. En contraste con el marcado preparatorio en el paso 204, típicamente aplicado sobre la superficie del ojo, estas burbujas generadas con láser pueden generarse dentro del tejido, directamente en la región diana. Por tanto, pueden marcar la región diana con una precisión no dificultada por la distorsión óptica o un cambio de forma posterior del globo ocular cuando comienza la intervención quirúrgica. Por tanto, tal marcado de láser directo o en profundidad puede ser cuantitativamente superior al marcado de superficie preparatorio. Como se describe anteriormente, varios de los modernos métodos quirúrgicos oculares se benefician considerablemente de esta precisión mejorada del paso de marcado de láser 240.

45 En una implementación de los métodos quirúrgicos oculares 200 y 201, un sistema quirúrgico puede incluir un mecanismo para identificar por lo menos un eje del ojo, tal como el eje visual del ojo en el paso 202-1. El sistema puede incluir también un mecanismo para correlacionar la posición del eje identificado con relación a un punto de referencia anatómico, tal como el limbo, la córnea, la cápsula del cristalino y el cristalino, en un paso de marcado de

orientación 202-2. Finalmente, el sistema puede incluir un mecanismo para crear una marca preparatoria en una estructura anatómica del ojo en el paso 204 para guiar la aplicación del paso de marcado de láser posterior 240 y el paso de intervención quirúrgica 260 a fin de mejorar una función óptica del ojo.

5 En el funcionamiento del sistema anterior puede identificarse un eje del ojo en el paso 202-1. Por ejemplo, el eje visual puede identificarse por una pluralidad de métodos, incluyendo el uso de una diana de fijación. Tal identificación de eje puede realizarse durante un funcionamiento normal del ojo en el cuerpo, tal como con el ojo mirando hacia delante a una diana de fijación de lejos o de cerca con la cabeza en la posición erguida. En ejemplos alternativos puede instruirse al paciente que adopte orientaciones alternativas, tal como con la mirada ligeramente hacia abajo como al leer, o posiciones alternativas, tal como una posición supina, con el ojo mirando hacia arriba. Alternativamente, puede identificarse otro eje del ojo o una combinación de ejes y puede utilizarse la información anatómica para determinar un eje de compromiso con el que alinear las intervenciones quirúrgicas planeadas.

15 Después de la determinación del eje seleccionado del ojo, o un eje de compromiso, puede hacerse un marcado preparatorio para registrar la relación entre el eje identificado y la anatomía del ojo en el paso 204. El registro puede realizarse haciendo marcados preparatorios en la superficie del ojo. No obstante, la posición del eje determinado puede grabarse dentro de un imagen tridimensional del ojo producida a través de medios de ultrasonido, ópticos u otros y capturada durante un posicionamiento apropiado del ojo (durante la fijación, por ejemplo) en un dispositivo de formación de imagen.

20 En el paso posterior 240 pueden generarse burbujas de láser en una región diana interna del ojo, tal como el limbo, la córnea, la cápsula del cristalino y/o el cristalino, para crear marcas de láser. Puede ayudarse a la generación de las marcas de láser por medio de, entre otros, los marcados preparatorios. Las marcas de láser generadas pueden indicar la posición de la región diana para la intervención quirúrgica posterior 260 con alta precisión. Más de una región diana puede ser marcada por láser. Por ejemplo, una diana principal puede ser marcada por láser para la inserción de una IOL y una diana secundaria puede ser marcada con láser para una incisión de relajación limbal, a fin de contrarrestar el astigmatismo inadvertidamente provocado por la incisión principal.

30 El marcado de láser puede ser de diferente extensión. El láser puede utilizarse para generar las burbujas de marcado con alta densidad. Una densidad de burbujas suficientemente alta puede perforar un tejido, permitiendo que el cirujano separe posteriormente el tejido perforado por desgarro, corte, aspiración o alguna otra intervención en el paso quirúrgico 260. La perforación adecuadamente colocada puede asegurar que la alineación y otros aspectos de la intervención quirúrgica, incluyendo el tamaño, la forma y la localización del tejido retirado o separado, sean apropiados para la meta quirúrgica. El paso quirúrgico 260 puede utilizar láseres o cualquier otro tipo de herramientas quirúrgicas, incluyendo dispositivos mecánicos y otros.

40 Las marcas de láser pueden servir como ayudas para manipulaciones quirúrgicas posteriores, tal como para guiar la colocación de una lente intraocular (IOL) o una incrustación corneal. En tales casos, las marcas de láser pueden incluir trepados, cortes o agujeros de profundidad parcial o total u otros efectos físicos que puedan guiar la colocación quirúrgica de la IOL o la incrustación corneal. El marcado de láser puede servir también para funciones adicionales, tal como para ayudar a una fijación, estabilización u orientación de la IOL o la incrustación corneal. Además, las marcas de láser pueden guiar intervenciones posoperatorias realizadas para mejorar prestaciones ópticas, tal como al reducir el astigmatismo posoperatorio residual por extensión de una incisión de relajación limbal a lo largo de la marca de láser.

45 Finalmente, los propios impulsos de láser pueden servir para una doble finalidad: ser ambos marcadores para el paso de marcado 240, así como inducir el propio efecto quirúrgico deseado en el paso 260, tal como la fragmentación, corte o vaporización de estructura específicos tales como la cápsula del cristalino o cualquier porción del cristalino. La utilización de láseres tanto para el marcado en profundidad como para la propia cirugía puede asegurar una alta precisión de alineación, forma, tamaño, localización y otras características del proceso quirúrgico y la región diana con relación a los ejes del ojo.

50 La aplicación de láseres puede incluir una trepanación de la cápsula del cristalino que puede ser asimétrica o simétrica para permitir tanto el acceso al tejido del cristalino como la orientación óptima de la IOL con relación al eje visual u otro. En este ejemplo, el centrado y la orientación de la cápsulotomía y, por tanto, de la IOL pueden realizarse en una intervención integrada, sin necesidad de manipulación manual adicional, en contraste con algunas técnicas, tal como la descrita por Maskett en la publicación de solicitud de patente US 20040106929.

60 En otro ejemplo, pueden aplicarse impulsos de láser en la córnea/limbo para crear perforaciones corneales de profundidad parcial o total en el paso 240. Separando los tejidos en las regiones apropiadas, pueden crearse incisiones corneales apropiadamente alineadas, dimensionadas y posicionadas para uso en diversas intervenciones en el paso 260, incluyendo la creación de cortes de entrada de autosellado para la retirada y la sustitución de la lente del cristalino, la creación de incisiones corneales transversales o incisiones de relajación limbal para tratar astigmatismo preexistente o quirúrgicamente inducido, o la creación de solapas o lechos corneales para intervenciones LASIK o de incrustación corneal posteriores.

Son posibles también ejemplos adicionales, incluyendo la combinación de intervenciones de láser en el cristalino, la cápsula del cristalino, la córnea y el limbo. En una implementación, pueden crearse primero marcas o registros en la córnea y utilizarse estos a continuación para manipulaciones posteriores dentro del ojo, tal como para orientar la posición de una intervención de capsulotomía o la colocación de una IOL.

5 En otra implementación pueden generarse primero marcas de láser o registros en la cápsula del cristalino, realizándose una intervención quirúrgica corneal posterior 260 y guiándose su orientación por medio de estas marcas intraoculares. Tales intervenciones corneales pueden incluir intervenciones que no requieran ninguna manipulación corneal adicional, tal como intervenciones intraestromales para corregir la ametropía o presbiopía.

10 Las implementaciones anteriores y otras de los métodos ejemplificativos y de aparatos permiten una precisión mejorada, en algunos casos una precisión óptima, para intervenciones de cirugía ocular por láser en un ojo con relación a características funcionales y anatómicas del ojo, optimizando así su funcionalidad óptica. Esta mejora puede realizarse en un método integrado, utilizando un dispositivo, de modo que puede simplificarse toda la intervención. Los ejemplos alternativos pueden poner en práctica el método en pasos separados.

15 La determinación del eje óptico y la formación de imagen en el paso 202-1 pueden requerir una estabilización o fijación del ojo en una posición particular, por ejemplo durante la fijación visual o cuando se está formando la imagen del ojo. Además, la colocación del impulso de láser en el ojo puede requerir la fijación o aplanamiento del ojo. Las posiciones relativas de los ejes determinados del ojo y las partes anatómicas del ojo pueden desplazarse así a partir de sus posiciones neutras o naturales cuando el ojo no se fija y/o aplanada. En tales casos, la relación entre las posiciones de los ejes del ojo y las posiciones de las partes anatómicas del ojo en el estado neutro y en el de postfijación y/o postaplanamiento puede compararse y registrarse de modo que la intervención quirúrgica en el paso 260 puede realizarse de tal manera que las características quirúrgicamente alteradas tengan la orientación correcta cuando el ojo vuelve al estado neutro.

20 Puede ser creada una imagen del ojo en la primera posición del paciente con los marcados preparatorios también registrados. A continuación, en la segunda posición del paciente, los marcados se registran una vez más y se determinan los cambios torsionales u otros cambios en la forma y orientación del ojo. Estos datos se utilizan a continuación por el software para calcular la localización óptima para la intervención quirúrgica en la segunda posición, de tal manera que los elementos ópticos quirúrgicamente alterados adquirirán su forma deseada cuando el paciente vuelva a la primera posición del paciente.

25 La figura 4 muestra que, en un ejemplo de realización del paso 202-1, el eje visual 330 puede determinarse alineando la diana de fijación 310 con la imagen 320 en el centro de la retina.

30 En el paso 204, un marcado preparatorio 340 (no a escala) puede hacerse en el exterior de la córnea en donde el eje visual intercepta la córnea.

35 En el paso 240, pueden aplicarse impulsos de láser al cristalino y la córnea para crear perforaciones de marca de láser (marcas corneales 350-1 y marcas capsulares 350-2) que están alineadas con respecto al eje visual, así como una con respecto a otra. Las marcas/perforaciones de láser 350 pueden ser un grupo o línea de burbujas. Los impulsos de láser pueden dirigirse utilizando el marcado preparatorio 340 del paso 204.

40 En el paso 260, el cirujano puede utilizar la perforación corneal 350-1 como una guía para la incisión de entrada en el ojo, permitiendo así un control preciso guiado por láser de la forma de la incisión, su localización, tamaño y orientación con el fin de optimizar su estructura y su función. La inserción ampliada muestra que, por ejemplo, puede diseñarse una incisión de entrada corneal 360 para que sea multinivel con el fin de proporcionar una incisión de autosellado. Alternativamente, la incisión de entrada puede posicionarse de modo que afecte al astigmatismo corneal.

45 La figura 5 muestra que las marcas capsulares 350-2 pueden ayudar al cirujano a crear una capsulotomía apropiadamente dimensionada, posicionada y orientada. Las marcas capsulares 350-2 pueden utilizarse posteriormente para guiar una colocación de una IOL 420 en la bolsa capsular 410 con alta precisión y alineación con respecto al eje visual 330, así como a la marca/perforación corneal 350-1.

50 Las figuras 6A-B muestran los marcados e incisiones en una realización análoga desde una vista frontal, como se indica por la flecha de la inserción. La figura 6A muestra que las marcas de láser 510, análogas a las marcas de láser 350 de la figura 5, pueden colocarse, por ejemplo, concéntricamente en la corneal 110, el cristalino 100 o la cápsula 410. En el paso quirúrgico 260, por ejemplo puede hacerse una incisión 520 de colocación de IOL, en la posición a las 12 en punto de la córnea 110 y la cápsula 410. El posicionamiento de la incisión 520 de colocación de IOL puede guiarse por marcas de láser previamente colocadas 350 (no mostradas). Como se menciona anteriormente, el láser puede hacerse funcionar primero para generar las marcas de láser y a continuación generar los impulsos de láser quirúrgicos. El mismo láser puede utilizarse primero con impulsos de baja densidad de energía para generar marcas de láser y a continuación con impulsos de alta densidad de energía para generar incisiones quirúrgicas.

La figura 6B muestra que durante el paso quirúrgico 260 puede insertarse una lente intraocular 540 en la cápsula de cristalino 410 a través de la incisión 520 de colocación de la IOL. Usando las marcas de láser 510 colocadas durante el paso de marcado de láser 240, la IOL 540 puede alinearse con el eje visual del ojo y centrarse con alta precisión.

Haciendo referencia de nuevo a la figura 6A, el cirujano puede querer compensar adicionalmente la generación de astigmatismo no deseado o preexistente haciendo incisiones de relajación limbal. Pueden colocarse marcas de láser adicionales (no mostradas), por ejemplo en las posiciones del reloj a las 3 en punto y 9 en punto. Estas marcas de láser pueden utilizarse a continuación durante el paso quirúrgico para colocar las incisiones de relajación limbal 530-1 y 530-2 con alineación apropiado y alta precisión. Las incisiones de relajación limbal pueden ser rectas, curvas o arqueadas, dependiendo de consideraciones adicionales.

La figura 6B muestra la inserción de la IOL 540 de nuevo alineada y centrada utilizando las marcas de láser 510.

Un sistema quirúrgico ocular de láser en relación con los métodos quirúrgicos anteriores 200 y 201 se describirá con detalle en el contexto de las figuras 7-26. En la operación del sistema quirúrgico, un ojo puede alinearse con relación a un módulo óptico con un módulo de fijación. Una imagen del ojo puede capturarse con un módulo de formación de imagen. En el paso 220, un eje o eje de compromiso puede ser determinado por el módulo de control del sistema quirúrgico. En el paso 240 puede hacerse una marca de láser en por lo menos una parte del ojo o una imagen del ojo con relación al eje determinado. La marca puede ser una marca física real en el ojo o puede ser una marca virtual en la imagen u ojo.

En el caso de la primera, la marca de láser puede ser formada por uno o más impulsos de láser dirigidos sobre el ojo por el módulo de control del sistema de cirugía. Alternativamente, o en conjunción con tal marcado, el ojo puede fijarse físicamente en su orientación con relación al eje determinado. Tal fijación puede realizarse por varios medios, incluyendo el uso de un anillo de succión limbal o dientes de fijación. En otra alternativa, el eje seleccionado del ojo puede determinarse y marcarse completamente con el uso del sistema de láser. Una marca física en la córnea o alguna otra porción externa del ojo puede identificarse por una o más modalidades de formación de imagen del sistema quirúrgico y representarse en la imagen utilizada para guiar el tratamiento de láser.

En el paso 260, el cirujano puede ser guiado por la posición de la marca de láser para asegurar la identificación apropiada del eje del ojo. Para la dianización de la intervención quirúrgica, el cirujano puede aceptar, modificar o hacer caso omiso de la marca de láser, confiando en una información adicional. Una vez que el cirujano determina las posiciones diana finales, los impulsos de láser pueden dirigirse a la diana en el ojo, por ejemplo para cortar o crear una incisión o una perforación. Puesto que el ojo se ha marcado u orientado con respecto al eje seleccionado, tales incisiones o perforaciones están alineadas también en relación con el eje seleccionado.

En el caso en que la propia incisión o perforación tenga un efecto óptico (ya sea sola o en conjunción con manipulaciones quirúrgicas adicionales, tal como desgarrar manual a lo largo de la perforación de láser), entonces los efectos ópticos provocados por la incisión están también alineados con el eje seleccionado. Si se hacen manipulaciones en más de una superficie o elemento óptico, por ejemplo en el cristalino y la córnea, entonces cada una de las manipulaciones puede alinearse con el eje seleccionado y así una con otra. Además de efectos directos mediados por los impulsos de láser, los elementos ópticos adicionales, tales como implantes corneales o de cristalino, pueden alinearse con el eje seleccionado o el eje de compromiso, posteriormente a los marcados de láser, incisiones o perforaciones.

En algunos ejemplos, las intervenciones quirúrgicas 260 son realizadas cuando el ojo está en un estado diferente de su orientación o estado físico normal o neutro. Por ejemplo, la posición usual del paciente es erguida para la mayoría de las tareas, mientras se requiere o se prefiere un posicionamiento supino para la mayoría de las intervenciones quirúrgicas. Además, la córnea está generalmente libre de aplanamiento, mientras que algunas intervenciones de láser se realizan preferiblemente con la córnea aplanada. Cuando se colocan el paciente y el ojo en estas otras orientaciones o estados, pueden colocarse marcas que pueden moverse con relación al eje deseado o la orientación giratoria. Así, para optimizar las prestaciones ópticas posoperatorias, hay también necesidad de correlacionar las marcas hechas en un estado con el estado del ojo durante la intervención quirúrgica real.

Un cirujano marca o indica una o más posiciones en la córnea cuando el paciente está erguido y la córnea no está aplanada. Cuando el paciente se pone entonces en la posición supina y la córnea se aplanada, la posición de estas marcas puede ser identificada por el cirujano o por un sistema de formación de imagen del sistema quirúrgico. En uno u otro caso, la posición de las marcas puede visualizarse en una imagen de tratamiento para ayudar directamente a la colocación de los impulsos de láser quirúrgicos que afectan a las prestaciones ópticas de los propios ojos o que guían ellos mismos los pasos quirúrgicos que afectan a las prestaciones ópticas del ojo.

Los impulsos de láser quirúrgicos que se colocan, o las incisiones o marcas realizadas por estos impulsos quirúrgicos, pueden conformarse como imágenes intraoperativamente para ayudar a guiar la selección de los implantes ópticos a colocar en el ojo. Por ejemplo, una marca o corte de la cápsula del cristalino puede formarse como imagen para identificar la profundidad de la cámara anterior, una entrada clave para la selección apropiada de

la lente intraocular.

5 Un paciente puede sentarse en una posición erguida durante el paso preparatorio 220. Un cirujano puede identificar un eje en el ojo durante el paso 202-1 y realizar una marca preparatoria con tinta en el paso 204 en donde el eje identificado interseca la córnea, así como una marca preparatoria en la localización a las tres en punto en la región limbal, es decir, la periferia de la córnea, para marcar la orientación del ojo.

10 A continuación, en el paso 240 el paciente es llevado al quirófano en donde se le instruye para adoptar una posición supina. El cirujano puede colocar un anillo de fijación sobre el ojo a tratar, para suprimir el movimiento del ojo del paciente durante la intervención quirúrgica. El cirujano puede colocar también una lente de contacto en el ojo para fines de aplanamiento. El hecho de hacer la superficie del ojo más plana aumenta la capacidad del cirujano de dirigir los impulsos de láser quirúrgicos a la región óptima con una alta precisión.

15 A continuación, una imagen del ojo, incluyendo la córnea y el cristalino, puede ser tomada por un sistema controlador informático. La imagen puede indicar, por ejemplo, que la marca preparatoria a las 3 en punto giró a aproximadamente la dirección de las 4 en punto, es decir, aproximadamente 30 grados, cuando el paciente adoptó la posición supina.

20 A continuación, el software del sistema controlador puede calcular el lugar al que deberá dirigirse la eventual intervención quirúrgica, de modo que cuando el paciente vuelva a adoptar su posición erguida normal, la región tratada girará de nuevo hasta el lugar al que estaba destinada su localización. Por ejemplo, el sistema controlador puede haber seleccionado un patrón apropiado de incisiones de una base de datos de patrones almacenados o puede haber adaptado un patrón para el paciente, ambos basados en los marcados preparatorios y la imagen que se acaba de tomar. A continuación, el controlador puede identificar el lugar en el ojo al que la intervención quirúrgica necesita ser dirigida, mientras el paciente está en la posición supina, de modo que cuando el ojo gira de nuevo hacia su orientación normal, las incisiones estarán en el lugar que se desee.

30 El cirujano puede aplicar entonces impulsos de láser para crear marcas de láser en la córnea y el cristalino para ayudar, por ejemplo, a la inserción de una IOL.

El cirujano puede seguir la recomendación del controlador directamente o puede modificarla hasta un grado limitado o puede rechazarla en un grado considerable sobre la base de, por ejemplo, un juicio individual.

35 Las marcas de láser pueden utilizarse sólo para alinear y orientar los pasos quirúrgicos posteriores 260 con relación al eje visual y el estado rotacional natural del ojo. Los pasos quirúrgicos 260 pueden incluir la aplicación de impulsos de láser más potentes, posiblemente con mayor tasa de repetición, o cualquier otra intervención quirúrgica no basada en láser, incluyendo cualquier variante del enfoque de facoemulsificación.

40 Las marcas de láser pueden ejercer también un papel más prominente en el paso quirúrgico 260. Las marcas de láser pueden utilizarse para perforar la córnea y el tejido del cristalino en la localización diana apropiadamente alineada y girada. En estas implementaciones, los pasos quirúrgicos posteriores 260 pueden incluir la retirada por el cirujano de tejido no deseado a lo largo de la perforación a través de las marcas de láser.

45 Tal paso de retirada puede ser seguido por una variedad de pasos quirúrgicos adicionales. Por ejemplo, un paso de retirada limitada puede no haber sido la última meta de la intervención quirúrgica: tal retirada limitada podría haber sido parte de la formación posterior de un corte estratificado en la córnea o el cristalino.

50 A continuación, se describirán los detalles técnicos de un sistema quirúrgico de láser con diversas características para realizar los procesos descritos en esta solicitud.

55 Como ejemplo, la figura 7 muestra un sistema quirúrgico de láser basado en la formación de imagen óptica y el aplanamiento. Este sistema incluye un láser impulsado 1010 para producir un haz de láser quirúrgico 1012 de impulsos de láser y un módulo de óptica 1020 para recibir el haz de láser quirúrgico 1012 y para enfocar y dirigir el haz de láser quirúrgico enfocado 1022 sobre un tejido diana 1001, tal como un ojo, para provocar la fotorrotura en el tejido diana 1001. Puede preverse una placa de aplanamiento para que esté en contacto con el tejido diana 1001 a fin de producir una interfaz para transmitir impulsos de láser al tejido diana 1001 y luz procedente del tejido diana 1001 a través de la interfaz. En particular, se proporciona un dispositivo 1030 de formación de imagen óptica para capturar luz 1050 que lleva imágenes de tejido diana 1050 o información de formación de imagen del tejido diana 1001 para crear una imagen del tejido diana 1001. La señal de formación de imagen 1032 del dispositivo de formación de imagen 1030 se envía a un módulo 1040 de control del sistema. El módulo 1040 de control del sistema funciona para procesar las imágenes capturadas procedentes del dispositivo de imagen 1030 y para controlar el módulo de óptica 1020 a fin de ajustar la posición y enfocar el haz de láser quirúrgico 1022 en el tejido diana 1001 sobre la base de la información de las imágenes capturadas. El módulo de óptica 102 puede incluir una o más lentes y puede incluir además uno o más reflectores. Un actuador de control puede incluirse en el módulo de óptica 1020 para ajustar el enfoque y la dirección del haz en respuesta a una señal de control de haz 1044 procedente del módulo de control 1040 del sistema. El módulo de control 1040 puede controlar también el láser pulsatorio 1010 a

través de una señal de control de láser 1042.

El dispositivo de formación de imagen óptica 1030 puede implementarse para producir un haz de formación de imagen óptica que está separado del haz de láser quirúrgico 1022 para explorar el tejido diana 1001 y la luz devuelta del haz de formación de imagen óptica es capturada por el dispositivo de formación de imagen óptica 1030 para obtener las imágenes del tejido diana 1001. Un ejemplo de tal dispositivo de formación de imagen óptica 1030 es un módulo de formación de imagen de tomografía de coherencia óptica (OCT) que utiliza dos haces de formación de imagen, un haz de sonda dirigido al tejido diana 1001 a través de la placa de aplanamiento y otro haz de referencia en una trayectoria óptica de referencia, para interferir ópticamente uno con otro con el fin de obtener imágenes del tejido diana 1001. En otras implementaciones, el dispositivo de formación de imagen óptica 1030 puede utilizar luz dispersada o reflejada desde el tejido diana 1001 para capturar imágenes sin enviar un haz de formación de imagen óptica designada al tejido diana 1001. Por ejemplo, el dispositivo de formación de imagen 1030 puede ser una agrupación ordenada de detección de elementos de detección tales como sensores CCD o CMS. Por ejemplo, las imágenes de subproductos de fotorrotura producidos por el haz de láser quirúrgico 1022 pueden capturarse por el dispositivo de formación de imagen óptica 1030 para controlar el enfoque y el posicionamiento del haz de láser quirúrgico 1022. Cuando el dispositivo de formación de imagen óptica 1030 se diseña para guiar la alineación del haz de láser quirúrgico utilizando la imagen del subproducto de fotorrotura, el dispositivo de formación de imagen óptica 1030 captura imágenes del subproducto de fotorrotura tales como las burbujas o cavidades inducidas por láser. El dispositivo de formación de imagen 1030 puede ser también un dispositivo de formación de imagen por ultrasonidos para capturar imágenes sobre la base de imágenes acústicas.

El módulo de control 1040 del sistema procesa datos de imagen del dispositivo de formación de imagen 1030 que incluyen la información de decalaje de posición para el subproducto de fotorrotura respecto de la posición de tejido diana en el tejido diana 1001. Sobre la base de la información obtenida de la imagen se genera la señal de control de haz 1044 para controlar el módulo de óptica 1020 que ajusta el haz de láser 1022. Puede incluirse una unidad de procesamiento digital en el módulo de control 1040 del sistema para realizar diversos procesamientos de datos para la alineación del láser.

Las técnicas y los sistemas anteriores pueden utilizarse para suministrar impulsos de láser de alta tasa de repetición a dianas de subsuperficie con una precisión requerida para la colocación de impulsos contiguos, según sea necesario para aplicaciones de corte o interrupción de volumen. Esto puede realizarse con o sin el uso de una fuente de referencia en la superficie de la diana y puede tener en cuenta el movimiento de la diana que sigue al aplanamiento o durante la colocación de los impulsos de láser.

La placa de aplanamiento en el presente sistema se proporciona para facilitar y controlar el requisito de posicionamiento preciso de alta velocidad para suministrar impulsos de láser al tejido. Dicha placa de aplanamiento puede estar realizada en un material transparente tal como un vidrio con una superficie de contacto predefinida con el tejido, de modo que la superficie de contacto de la placa de aplanamiento forme una interfaz óptica bien definida con el tejido. Esta interfaz bien definida puede facilitar la transmisión y enfoque de luz de láser en el tejido para controlar o reducir aberraciones o variaciones ópticas (tales como las debidas a propiedades o cambios ópticos oculares específicos que tienen lugar con el secado de la superficie) que son muy críticas en la interfaz aire-tejido, que en el ojo está en la superficie anterior de la córnea. Se ha diseñado una pluralidad de lentes de contacto para diversas aplicaciones y dianas dentro del ojo y otros tejidos, incluyendo las que son desechables o reutilizables. El vidrio de contacto o placa de aplanamiento en la superficie del tejido diana se utiliza como placa de referencia con relación a la cual se enfocan los impulsos de láser a través del ajuste de los elementos de enfoque dentro del correspondiente sistema de suministro de láser. Son inherentes a un enfoque de este tipo los beneficios adicionales logrados por el vidrio de contacto o la placa de aplanamiento descrito previamente, incluyendo el control de las cualidades ópticas de la superficie del tejido. En consecuencia, los impulsos de láser pueden colocarse con precisión a alta velocidad en una localización deseada (punto de interacción) en el tejido diana con relación a la placa de referencia de aplanamiento con poca distorsión óptica de los impulsos de láser.

El dispositivo de formación de imagen óptica 1030 de la figura 7 captura imágenes del tejido diana 1001 a través de la placa de aplanamiento. El módulo de control 1040 procesa las imágenes capturadas para extraer información de posición de las imágenes capturadas y utiliza la información de posición extraída como referencia de posición o guía para controlar la posición y enfocar el haz de láser quirúrgico 1022. Esta cirugía de láser guiada por formación de imagen puede implementarse sin contar con la placa de aplanamiento como referencia de posición debido a que la posición de la placa de aplanamiento tiende a cambiar por diversos factores, como se discute anteriormente. Por tanto, aunque la placa de aplanamiento proporciona una interfaz óptica deseada para que el haz de láser quirúrgico entre en el tejido diana y capture imágenes del tejido diana, puede ser difícil utilizar la placa de aplanamiento como referencia de posición para alinear y controlar la posición y enfocar el haz de láser quirúrgico para el suministro preciso de los impulsos de láser. El control guiado por formación de imagen de la posición y el enfoque del haz de láser quirúrgico basado en el dispositivo de formación de imagen 1030 y el módulo de control 1040 permite que las imágenes del tejido diana 1001, por ejemplo las imágenes de las estructuras interiores de un ojo, se utilicen como referencias de posición, sin utilizar la placa de aplanamiento para proporcionar una referencia de posición.

Además de los efectos físicos del aplanamiento que afectan desproporcionadamente a la localización de estructuras

de tejido internas, en algunos procesos quirúrgicos puede ser deseable que un sistema de dianización anticipe o tenga en cuenta las características no lineales de fotorrotura que puedan tener lugar cuando se utilizan láseres de corta duración de impulso. La fotorrotura puede provocar complicaciones en la alineación del haz y en la dianización del haz. Por ejemplo, uno de los efectos ópticos no lineales en el material de tejido cuando interactúa con el láser durante la fotorrotura es que el índice de refracción del material de tejido experimentado por los impulsos de láser ya no es una constante, sino que varía con la intensidad de la luz. Debido a que la intensidad de la luz en los impulsos de láser varía espacialmente dentro del haz de láser pulsatorio, a lo largo y a través de la dirección de propagación del haz de láser pulsatorio, el índice de refracción del material de tejido varía también espacialmente. Una consecuencia de este índice de refracción no lineal es el autoenfoco o el autodesenfoco en el material de tejido, que cambia el foco real y desplaza la posición del foco del haz de láser pulsatorio dentro del tejido. Por tanto, una alineación precisa del haz de láser pulsatorio con cada posición de tejido diana en el tejido diana puede ser también necesaria para tener en cuenta los efectos ópticos no lineales del material de tejido sobre el haz de láser. La energía de los impulsos de láser puede ajustarse para suministrar el mismo efecto físico en diferentes regiones de la diana debido a diferentes características físicas, tal como la dureza, o debido a consideraciones ópticas, tal como la absorción o dispersión de la luz del impulso de láser que se desplaza a una región particular. En tales casos, las diferencias en efectos de enfoque no lineales entre impulsos de valores de energía diferentes pueden afectar también a la alineación del láser y a la dianización del láser de los impulsos quirúrgicos. A este respecto, las imágenes directas obtenidas del tejido diana por el dispositivo de formación de imagen 1030 pueden utilizarse para monitorizar la posición real del haz de láser quirúrgico 1022 que refleja los efectos combinados de los efectos ópticos no lineales en el tejido diana y proporciona referencias de posición para el control de la posición del haz y el enfoque del haz.

Las técnicas, aparatos y sistemas descritos pueden utilizarse en combinación con una placa de aplanamiento para proporcionar control de la forma e hidratación de la superficie, reducir la distorsión óptica y proporcionar una localización precisa de la fotorrotura a las estructuras internas a través de la superficie aplanada. El control guiado por formación de imagen de la posición y enfoque del haz descrito aquí puede aplicarse a sistemas e intervenciones quirúrgicos que utilicen medios diferentes de las placas de aplanado para fijar el ojo, incluyendo el uso de un anillo de succión que puede llevar a distorsión o movimiento de la diana quirúrgica.

Las siguientes secciones describen primero ejemplos de técnicas, aparatos y sistemas para cirugía de láser guiada por formación de imagen automatizada sobre la base de grados variables de integración de funciones de formación de imagen en la parte de control de láser de los sistemas. Un módulo de formación de imagen óptica o de otra modalidad, tal como un módulo de formación de imagen OCT, puede utilizarse para dirigir una luz de sonda u otro tipo de haz para capturar imágenes de un tejido diana, por ejemplo estructuras dentro de un ojo. Un haz de láser quirúrgico de impulsos de láser tales como impulsos de láser de femtosegundos o picosegundos puede guiarse por la información de posición en las imágenes capturadas para controlar el enfoque y el posicionamiento del haz de láser quirúrgico durante la cirugía. Tanto el haz de láser quirúrgico como el haz de luz de sonda pueden dirigirse secuencial o simultáneamente al tejido diana durante la cirugía de modo que el haz de láser quirúrgico pueda controlarse sobre la base de las imágenes capturadas para asegurar la precisión y la exactitud de la cirugía.

Tal cirugía de láser guiada por formación de imagen puede utilizarse para proporcionar un enfoque y posicionamiento exactos y precisos del haz de láser quirúrgico durante la cirugía debido a que el control del haz se basa en imágenes del tejido diana después del aplanamiento o fijación del tejido diana, justo antes o casi simultáneamente con el suministro de los impulsos quirúrgicos. En particular, ciertos parámetros del tejido diana, tal como el ojo medido antes de que la cirugía pueda cambiar durante la cirugía debido a diversos factores tales como la preparación del tejido diana (por ejemplo, fijando el ojo a una lente de aplanamiento) y la alternación del tejido diana por las operaciones quirúrgicas. Por tanto, los parámetros medidos del tejido diana antes de tales factores y/o la cirugía pueden no reflejar ya las condiciones físicas del tejido diana durante la cirugía. La presente cirugía de láser guiada por formación de imagen puede mitigar las cuestiones técnicas en conexión con tales cambios para enfocar y posicionar el haz de láser quirúrgico antes y durante la cirugía.

La presente cirugía de láser guiada por formación de imagen puede utilizarse efectivamente para operaciones quirúrgicas precisas dentro de un tejido diana. Por ejemplo, cuando se realiza cirugía de láser dentro del ojo, la luz láser es enfocada dentro del ojo para conseguir una disgregación óptica del tejido dianizado y tales interacciones ópticas pueden cambiar la estructura interna del ojo. Por ejemplo, la lente del cristalino puede cambiar su posición, forma, espesor y diámetro durante la acomodación, no sólo entre antes de la medición anterior y la cirugía, sino también durante la cirugía. La fijación del ojo al instrumento quirúrgico por medios mecánicos puede cambiar la forma del ojo de una manera no bien definida y, además, el cambio puede variar durante la cirugía debido a diversos factores, por ejemplo el movimiento del paciente. Los medios de fijación incluyen la inmovilización del ojo con un anillo de succión y el aplanamiento del ojo con una lente plana o curva. Estos cambios suman como mucho unos pocos milímetros. La referenciación e inmovilización mecánicas de la superficie del ojo, tal como la superficie anterior de la córnea o el limbo, no trabajan bien cuando se realiza una microcirugía de láser de precisión dentro del ojo.

La preparación posterior o la formación de imagen casi simultánea en la presente cirugía de láser guiada por formación de imagen puede utilizarse para establecer referencias posicionales tridimensionales entre las

características interiores del ojo y el instrumento quirúrgico en un entorno en donde ocurren cambios antes de la cirugía y durante ésta. La información de referencia posicional proporcionada por la formación de imagen antes del aplanamiento y/o fijación del ojo o durante la cirugía real refleja los efectos de cambios en el ojo y proporciona así un guiado preciso al enfoque y posicionamiento del haz de láser quirúrgico. Un sistema basado en la presente cirugía de láser guiada por formación de imagen puede configurarse de modo que sea simple en estructura y barato. Por ejemplo, una porción de los componentes ópticos asociados con el guiado del haz de láser quirúrgico puede compartirse con componentes ópticos para guiar el haz de luz de sonda para la formación de imagen del tejido diana con la finalidad de simplificar la estructura del dispositivo y la alineación y calibración ópticas de los haces de luz de formación de imagen y quirúrgicos.

Los sistemas quirúrgicos de láser guiados por formación de imagen descritos anteriormente utilizan la formación de imagen OCT como ejemplo de un instrumento de formación de imagen y otros dispositivos de formación de imagen no OCT pueden utilizarse también para capturar imágenes para controlar los láseres quirúrgicos durante la cirugía. Como se muestra en los ejemplos anteriores, la integración de los subsistemas de formación de imagen y quirúrgicos puede implementarse en diversos grados. En la forma más simple sin hardware de integración, los subsistemas quirúrgicos de formación de imagen y láser se separan y pueden comunicarse uno con otro a través de interfaces. Tales diseños pueden proporcionar flexibilidad en los diseños de los dos subsistemas. La integración entre los dos subsistemas, por algunos componentes de hardware, tal como una interfaz de paciente, expande aun más la funcionalidad ofreciendo un mejor registro del área quirúrgica con los componentes de hardware y una calibración más precisa, y puede mejorar el flujo de trabajo. A medida que aumenta el grado de integración entre los dos subsistemas, tal sistema puede hacerse incrementalmente barato y compacto y la calibración del sistema se simplificará adicionalmente y será más estable en el tiempo. Los ejemplos de sistemas de láser guiados por formación de imagen en las figuras 8-16 están integrados en diversos grados de integración.

Una implementación de un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen actual, por ejemplo, incluye un láser quirúrgico que produce un haz de láser quirúrgico de impulsos de láser quirúrgico que provocan cambios quirúrgicos en un tejido diana bajo cirugía; una montura de interfaz de paciente que se acopla a una interfaz de paciente en contacto con el tejido diana para mantener el tejido diana en posición; y un módulo de suministro de haz de láser localizado entre el láser quirúrgico y la interfaz de paciente y configurado para dirigir el haz de láser quirúrgico al tejido diana a través de la interfaz de paciente. Este módulo de suministro de haz de láser puede hacerse funcionar para explorar el tejido diana con el haz de láser quirúrgico a lo largo de un patrón quirúrgico predeterminado. Este sistema incluye también un módulo de control de láser que controla el funcionamiento del láser quirúrgico y controla el módulo de suministro del haz de láser para producir el patrón quirúrgico predeterminado y un módulo OCT posicionado con relación a la interfaz de paciente para tener una relación espacial conocida con respecto a la interfaz de paciente y el tejido diana fijado a la interfaz de paciente. El módulo OCT está configurado para dirigir un haz de sonda óptica al tejido diana y recibir luz de sonda devuelta del haz de sonda óptica del tejido diana para capturar imágenes OCT del tejido diana mientras el haz de láser quirúrgico está siendo dirigido al tejido diana para realizar una operación quirúrgica de modo que el haz de sonda óptica y el haz de láser quirúrgica estén simultáneamente presentes en el tejido diana. El módulo OCT está en comunicación con el módulo de control de láser para enviar información de las imágenes OCT capturadas al módulo de control de láser.

Además, el módulo de control de láser en este sistema particular responde a la información de las imágenes OCT capturadas para hacer funcionar el módulo de suministro del haz de láser durante el enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico y ajusta el enfoque y exploración del haz de láser quirúrgico en el tejido diana sobre la base de la información de posicionamiento de las imágenes OCT capturadas.

En algunas implementaciones, la adquisición de una imagen completa de un tejido diana puede no ser necesaria para registrar la diana con el instrumento quirúrgico y puede ser suficiente adquirir una porción del tejido diana, por ejemplo unos pocos puntos de la región quirúrgica, tales como puntos de referencia naturales o artificiales. Por ejemplo, un cuerpo rígido tiene seis grados de libertad en el espacio tridimensional y serían suficientes seis puntos independientes para definir el cuerpo rígido. Cuando no se conoce el tamaño exacto de la región quirúrgica, se necesitan puntos adicionales para proporcionar la referencia de posición. A este respecto, pueden utilizarse varios puntos para determinar la posición y la curvatura de las superficies anterior y posterior, que son normalmente diferentes, y el espesor y diámetro de la lente del cristalino del ojo humano. Sobre la base de estos datos, un cuerpo constituido por dos mitades de cuerpos elipsoides con parámetros dados puede aproximar y visualizar una lente de cristalino para fines prácticos. En otra implementación, puede combinarse información de la imagen capturada con información de otras fuentes, tal como mediciones preoperatorias del espesor del cristalino que se utilizan como entrada para el controlador.

La figura 8 muestra un ejemplo de un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen con un sistema quirúrgico de láser 2100 y un sistema de formación de imagen 2200 separados. El sistema quirúrgico de láser 2100 incluye un motor de láser 2130 con un láser quirúrgico que produce un haz de láser quirúrgico 2160 de impulsos de láser quirúrgicos. Se proporciona un módulo de suministro de haz de láser 2140 para dirigir el haz de láser quirúrgico 2160 desde el motor de láser 2130 hasta el tejido diana 1001 a través de una interfaz de paciente 2150 y éste puede hacerse funcionar para explorar el tejido diana 1001 con el haz de láser quirúrgico 2160a lo largo de un patrón quirúrgico predeterminado. Un módulo de control de láser 2120 está dispuesto para controlar el

funcionamiento del láser quirúrgico en el motor de láser 2130 a través de un canal de comunicación 2121 y control el módulo de suministro de haz de láser 2140 a través de un canal de comunicación 2122 para producir el patrón quirúrgico predeterminado. Una montura de interfaz de paciente está dispuesta para acoplarse a la interfaz de paciente 2150 en contacto con el tejido diana 1001 para mantener el tejido diana 1001 en posición. La interfaz de paciente 2150 puede implementarse para incluir una lente de contacto o una lente de aplanamiento con una superficie plana o curva para acoplarse ajustadamente a la superficie anterior del ojo y mantener el ojo en posición.

El sistema de formación de imagen 2200 en la figura 8 puede ser un módulo OCT posicionado con relación a la interfaz de paciente 2150 del sistema quirúrgico 2100 de modo que tenga una relación espacial conocida con respecto a la interfaz de paciente 2150 y el tejido diana 1001 fijado a la interfaz de paciente 2150. Este módulo OCT 2200 puede configurarse para que tenga su propia interfaz de paciente 2240 para interactuar con el tejido diana 1001. El sistema de formación de imagen 2200 incluye un módulo de control de formación de imagen 2220 y un subsistema de formación de imagen 2230. El subsistema 2230 incluye una fuente de luz para generar un haz de formación de imagen 2250 para formar la imagen de la diana 1001 y un módulo de suministro de haz de formación de imagen para dirigir el haz de sonda óptica o el haz de formación de imagen óptica 2250 al tejido diana 1001 y recibir luz de sonda devuelta 2260 del haz de formación de imagen óptica 2250 del tejido diana 1001 para capturar imágenes OCT del tejido diana 1001. Tanto el haz de formación de imagen óptica 2250 como el haz quirúrgico 2160 pueden dirigirse simultáneamente al tejido diana 1001 para permitir un funcionamiento secuencial o simultáneo de formación de imagen y quirúrgico.

Como se muestra en la figura 8, las interfaces de comunicación 2110 y 2210 están dispuestas tanto en el sistema quirúrgico de láser 2100 como el sistema de formación de imagen 2200 para facilitar las comunicaciones entre el control de láser por el módulo de control de láser 2120 y la formación de imagen por el sistema de formación de imagen 2200 de modo que el módulo OCT 2200 pueda enviar información de las imágenes OCT capturadas al módulo de control de láser 2120. El módulo de control de láser 2120 en este sistema responde a la información de las imágenes OCT capturadas para hacer funcionar el módulo de suministro 2140 de haz de láser durante el enfoque y exploración del haz de láser quirúrgico 2160 y ajusta dinámicamente el enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico 2160 en el tejido diana 1001 sobre la base de la información de posicionamiento en las imágenes OCT capturadas. La integración entre el sistema quirúrgico de láser 2100 y el sistema de formación de imagen 2200 es principalmente a través de la comunicación entre las interfaces de comunicación 2110 y 2210 al nivel del software.

En éste y otros ejemplos pueden integrarse también diversos subsistemas o dispositivos. Por ejemplo, pueden preverse en el sistema ciertos instrumentos de diagnóstico tales como aberrómetros de frente de onda o dispositivos de medición de topografía corneal, o puede utilizarse información preoperatoria procedente de estos dispositivos para aumentar la formación de imagen intraoperatoria.

La figura 9 muestra un ejemplo de un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen con características de integración adicionales. Los sistemas de formación de imagen y quirúrgico comparten una interfaz de paciente común 3300 que inmoviliza el tejido diana 1001 (por ejemplo, el ojo), sin tener dos interfaces de paciente independientes como en la figura 8. El haz quirúrgico 3210 y el haz de formación de imagen 3220 se combinan en la interfaz de paciente 3330 y se dirigen a la diana 1001 por la interfaz de paciente común 3300. Además, se prevé un módulo de control común 3100 para controlar tanto el subsistema de formación de imagen 2230 como la parte quirúrgica (el motor de láser 2130 y el sistema de suministro de haz 2140). Esta integración incrementada entre las partes de formación de imagen y quirúrgica permite una calibración precisa de los dos subsistemas y la estabilidad de la posición del paciente y el volumen quirúrgico. Se proporciona un alojamiento común 3400 para contener ambos subsistemas quirúrgico y de formación de imagen. Cuando los dos sistemas no están integrados en un alojamiento común, la interfaz de paciente común 3300 puede ser parte del subsistema de formación de imagen o del subsistema quirúrgico.

La figura 10 muestra un ejemplo de un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen en donde el sistema quirúrgico de láser y el sistema de formación de imagen comparten ambos un módulo de suministro de haz común 4100 y una interfaz de paciente común 4200. Esta integración simplifica aun más la estructura del sistema y el funcionamiento de control del sistema.

En una implementación, el sistema de formación de imagen en el ejemplo anterior y otros ejemplos puede ser un sistema de tomografía computada óptica (OCT) y el sistema quirúrgico de láser es un sistema quirúrgico oftálmico basado en láser de femtosegundos o picosegundos. En OCT, la luz procedente de una fuente de luz de banda ancha y de baja coherencia, tal como un diodo superluminiscente, se divide en haces de referencia y de señal independientes. El haz de señal es el haz de formación de imagen enviado a la diana quirúrgica y la luz devuelta del haz de formación de imagen se recoge y se recombina coherentemente con el haz de referencia para formar un interferómetro. La exploración del haz de señal perpendicularmente al eje óptico del tren óptico o la dirección de propagación de la luz proporciona resolución espacial en la dirección x-y, mientras que la resolución de profundidad procede de la extracción de diferencias entre las longitudes de trayectoria del brazo de referencia y el haz de señal devuelto en el brazo de señal del interferómetro. Aunque los escáneres x-y de diferentes implementaciones OCT son esencialmente los mismos, pueden tener lugar de diferentes formas la comparación de las longitudes de trayectoria

y la obtención de la información de la exploración z. En una implementación conocida como la OCT de dominio del tiempo, por ejemplo, el brazo de referencia se modifica continuamente para cambiar su longitud de trayectoria mientras un fotodetector detecta la modulación de interferencia en la intensidad del haz recombinado. En una implementación diferente, el brazo de referencia es esencialmente estático y el espectro de la luz combinada se analiza para fines de interferencia. La transformada de Fourier del espectro del haz combinado proporciona información espacial sobre la dispersión desde el interior de la muestra. Este método se conoce como método OCT del dominio espectral o de Fourier. En una implementación diferente conocida como una OCT barrida en frecuencia (S. R. Chinn, et al., Opt. Lett. 22, 1997), se utiliza una fuente de luz de banda estrecha con su frecuencia barrida rápidamente a través de un rango espectral. Se detecta la interferencia entre los brazos de referencia y de señal por un detector rápido y un analizador de señal dinámico. Un láser de diodo sintonizado de cavidad externa o un láser sintonizado en frecuencia y bloqueado en el modo de dominio de frecuencia (FDML) desarrollado para esta finalidad (R. Huber, et al., Opt. Express, 13, 2005) (S. H. Yun, IEEE J. de Sel. Q. El. 3(4), págs. 1087-1096, 1997) puede ser utilizado en estos ejemplos como fuente de luz. Un láser de femtosegundos utilizado como fuente de luz en un sistema OCT puede tener suficiente ancho de banda y puede proporcionar beneficios adicionales de relaciones incrementadas de señal a ruido.

El dispositivo de formación de imagen OCT en los sistemas en este documento puede utilizarse para realizar diversas funciones de formación de imagen. Por ejemplo, puede utilizarse la OCT para suprimir conjugados complejos que resultan de la configuración óptica del sistema o la presencia de la placa de aplanamiento, capturar imágenes OCT de localizaciones seleccionadas dentro del tejido diana para proporcionar información de posicionamiento tridimensional para controlar el enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico dentro del tejido diana, o capturar imágenes OCT de localizaciones seleccionadas sobre la superficie del tejido diana o sobre la placa de aplanamiento para proporcionar registro de posicionamiento para controlar cambios de orientación que tengan lugar con cambios posicionales de la diana, tal como desde la posición erguida hasta la posición supina. La OCT puede calibrarse por un proceso de registro de posicionamiento sobre la base de la colocación de marcas o marcadores en una orientación posicional de la diana que puedan detectarse después por el módulo OCT cuando la diana está en otra orientación posicional. En otras implementaciones, puede utilizarse el sistema de formación de imagen OCT para producir un haz de luz de sonda que se polariza para reunir ópticamente la información sobre la estructura interna del ojo. El haz de láser y el haz de luz de sonda pueden polarizarse en diferentes polarizaciones. La OCT puede incluir un mecanismo de control de polarización que controle la luz de sonda utilizada para dicha tomografía óptica con el fin de polarizarla en una polarización cuando se desplaza hacia el ojo y en una polarización diferente cuando se desplaza hacia fuera del ojo. El mecanismo de control de polarización puede incluir, por ejemplo, una placa ondulada o un rotador de Faraday.

El sistema de la figura 10 se muestra como una configuración OCT espectral y puede configurarse para compartir la parte óptica de enfoque del módulo de suministro del haz entre el sistema quirúrgico y el sistema de formación de imagen. Los requisitos principales para la óptica se relacionan con la longitud de onda de funcionamiento, la calidad de imagen, la resolución, la distorsión, etc. El sistema quirúrgico de láser puede ser un sistema de láser de femtosegundos con un sistema de alta apertura numérica diseñado para lograr tamaños de punto focal limitados en difracción, por ejemplo alrededor de 2 a 3 micrómetros. Diversos láseres oftálmicos de femtosegundos pueden funcionar a diversas longitudes de onda tales como longitudes de onda de alrededor de 1,05 micrómetros. La longitud de onda de funcionamiento del dispositivo de formación de imagen puede seleccionarse de modo que esté cerca de la longitud de onda de láser para que la óptica se compense cromáticamente para ambas longitudes de onda. Un sistema de este tipo puede incluir un tercer canal óptico o un canal de observación visual, tal como un microscopio quirúrgico, para proporcionar un dispositivo de formación de imagen adicional con el fin de capturar imágenes del tejido diana. Si la trayectoria óptica para este tercer canal óptico comparte óptica con el haz de láser quirúrgico y la luz del dispositivo de formación de imagen OCT, la óptica compartida puede configurarse con compensación cromática en la banda espectral visible para el tercer canal óptico y las bandas espectrales para el haz de láser quirúrgico y el haz de formación de imagen OCT.

La figura 11 muestra un ejemplo particular del diseño de la figura 9 en donde el explorador 5100 para explorar el haz de láser quirúrgico y el acondicionador de haz 5200 para acondicionar (colimar y enfocar) el haz de láser quirúrgico están separados de la óptica en el módulo de formación de imagen OCT 5300 para controlar el haz de formación de imagen para la OCT. Los sistemas quirúrgico y de formación de imagen comparten un módulo de lente objetivo 5600 y la interfaz de paciente 3300. La lente objetivo 5600 dirige y enfoca tanto el haz de láser quirúrgico como el haz de formación de imagen a la interfaz del paciente 3300 y su enfoque es controlado por el módulo de control 3100. Se facilitan dos divisores de haz 5410 y 5420 para dirigir los haces quirúrgico y de formación de imagen. El divisor de haz 5420 se utiliza también para dirigir el haz de formación de imagen devuelto de nuevo al módulo de formación de imagen OCT 5300. Los dos divisores de haz 5410 y 5420 dirigen también luz desde la diana 1001 hasta una unidad de óptica de observación visual 5500 para proporcionar una visión o imagen directa de la diana 1001. La unidad 5500 puede ser un sistema de formación de imagen del cristalino para que el cirujano vea la diana 1001 o una cámara para capturar la imagen o el vídeo de la diana 1001. Pueden utilizarse diversos divisores de haz, tales como divisores de haz dicróicos y de polarización, una rejilla óptica, un divisor de haz holográfico o una combinación de estos.

En algunas implementaciones, los componentes ópticos pueden revestirse apropiadamente con revestimiento

5 antirreflexión tanto para la longitud de onda quirúrgica como para la longitud de onda OCT con el fin de reducir brillos desde múltiples superficies de la trayectoria del haz óptico. Las reflexiones reducirían de otra manera el rendimiento del sistema y reducirían la relación señal a ruido incrementando la luz de fondo en la unidad de formación de imagen OCT. Una manera de reducir los brillos en la OCT es girar la polarización de la luz de retorno de la muestra por la placa ondulada de un aislador de Faraday colocado cerca del tejido diana y orientar un polarizador delante del detector OCT para detectar preferiblemente la luz devuelta desde la muestra y suprimir luz dispersada por los componentes ópticos.

10 En un sistema quirúrgico de láser, cada uno del láser quirúrgico y el sistema OCT pueden tener un explorador de haz para cubrir la misma región quirúrgica en el tejido diana. Por tanto, la exploración de haz para el haz de láser quirúrgico y la exploración de haz para el haz de formación de imagen pueden integrarse a fin de compartir dispositivos de exploración comunes.

15 La figura 12 muestra un ejemplo de un sistema de este tipo en detalle. En esta implementación, el escáner x-y 6410 y el escáner z 6420 son compartidos por ambos subsistemas. Se proporciona un control común 6100 para controlar las operaciones del sistema para operaciones quirúrgicas y de formación de imagen. El subsistema OCT incluye una fuente de luz OCT 6200 que produce la luz de formación de imagen que se divide en un haz de formación de imagen y un haz de referencia por un divisor de haz 6210. El haz de formación de imagen se combina con el haz quirúrgico en el divisor de haz 6310 para propagarse a lo largo de una trayectoria óptica común que lleva a la diana 1001. Los escáneres 6410 y 6420 y la unidad acondicionadora de haz 6430 están localizados aguas abajo del divisor de haz 6310. Se utiliza un divisor de haz 6440 para dirigir los haces de formación de imagen y quirúrgico a la lente objetivo 5600 y la interfaz de paciente 3300.

25 En el subsistema OCT, el haz de referencia se transmite a través del divisor de haz 6210 a un dispositivo de retardo óptico 6220 y se refleja por un espejo de retorno 6230. El haz de formación de imagen devuelto desde la diana 1001 se dirige de nuevo al divisor de haz 6310, que refleja por lo menos una porción del haz de formación de imagen devuelto al divisor de haz 6210, en donde el haz de referencia reflejado y el haz de formación de imagen devuelto se solapan e interfieren uno con otro. Se utiliza un detector espectrométrico 6240 para detectar la interferencia y producir imágenes OCT de la diana 1001. La información de imagen OCT se envía al sistema de control 6100 para controlar el motor de láser quirúrgico 2130, los escáneres 6410 y 6420 y la lente objetivo 5600 a fin de controlar el haz de láser quirúrgico. En una implementación, el dispositivo de retardo óptico 6220 puede modificarse para variar el retardo óptico a fin de detectar diversas profundidades en el tejido diana 1001.

35 Si el sistema OCT es un sistema de dominio de tiempo, los dos subsistemas utilizan dos escáneres z diferentes debido a que los escáneres funcionan de diferentes maneras. En este ejemplo, el escáner z del sistema quirúrgico funciona cambiando la divergencia del haz quirúrgico en la unidad acondicionadora de haz sin cambiar las longitudes de trayectoria del haz en la trayectoria de haz quirúrgico. Por otro lado, la OCT de dominio de tiempo explora la dirección z cambiando físicamente la trayectoria del haz en un retardo variable o moviendo la posición del espejo de retorno del haz de referencia. Después del calibrado, los dos escáneres z pueden sincronizarse por el módulo de control de láser. La relación entre los dos movimientos puede simplificarse con una dependencia lineal o polinómica, que puede manipular el módulo de control, o, alternativamente, los puntos de calibración pueden definir una tabla de búsqueda para facilitar una puesta a escala apropiada. Los dispositivos OCT de dominio espectral/Fourier y de barrido de frecuencia no tienen ningún escáner z y la longitud del brazo de referencia es estática. Además de reducir costes, la calibración transversal de los dos sistemas será relativamente sencilla. No hay ninguna necesidad de compensar las diferencias que surjan de las distorsiones de imagen en la óptica de enfoque o de las diferencias de los escáneres de los dos sistemas, puesto que estos se comparten.

50 En implementaciones prácticas de los sistemas quirúrgicos, la lente objetivo de enfoque 5600 está montada deslizable o amovible sobre una base y el peso de la lente objetivo se equilibra para limitar la fuerza sobre el ojo del paciente. La interfaz de paciente 3300 puede incluir una lente de aplanamiento fijada a una montura de interfaz de paciente. La montura de interfaz de paciente se fija a una unidad de montura que sujeta la lente objetivo de enfoque. Esta unidad de montura está diseñada para asegurar una conexión estable entre la interfaz de paciente y el sistema en caso de un movimiento inevitable del paciente y permite un asentamiento más suave de la interfaz de paciente sobre el ojo. Pueden utilizarse diversas implementaciones para la lente objetivo de enfoque y se describe un ejemplo en la patente US nº 5.336.215 de Hsueh. Esta presencia de una lente objetivo de enfoque ajustable puede cambiar la longitud de trayectoria óptica de la luz de sonda óptica como parte del interferómetro óptico para el subsistema OCT. El movimiento de la lente objetivo 5600 y la interfaz de paciente 3300 pueden cambiar las diferencias de longitud de trayectoria entre el haz de referencia y el haz de señal de formación de imagen de la OCT de una manera descontrolada y esto puede degradar la información de profundidad OCT detectada por la OCT. Esto sucedería no sólo en el dominio del tiempo, sino también en sistemas OCT de dominio espectral/Fourier y de barrido de frecuencia.

65 Las figuras 13 y 14 muestran ejemplos de sistemas quirúrgicos de láser guiados por formación de imagen que abordan la cuestión técnica asociada a la lente objetivo de enfoque ajustable.

El sistema de la figura 13 proporciona un dispositivo de detección de posición 7110 acoplado a la lente objetivo de

enfoque móvil 7100 para medir la posición de la lente objetivo 7100 sobre una montura deslizable y comunica la posición medida a un módulo de control 7200 en el sistema OCT. El sistema de control 6100 puede controlar y mover la posición de la lente objetivo 7100 para ajustar la longitud de la trayectoria óptica recorrida por el haz de señal de formación de imagen para la operación OCT, y la posición de la lente 7100 se mide y se monitoriza por el codificador de posición 7110 y se la alimenta directamente al control OCT 7200. El módulo de control 7200 en el sistema OCT aplica un algoritmo, cuando se ensambla una imagen tridimensional al procesar los datos OCT, para compensar las diferencias entre el brazo de referencia y el brazo de señal del interferómetro dentro de la OCT provocadas por el movimiento de la lente objetivo de enfoque 7100 con relación a la interfaz de paciente 3300. La cantidad apropiada del cambio en la posición de la lente 7100 calculada por el módulo de control OCT 7200 se envía al control 6100, que controla la lente 7100 para cambiar su posición.

La figura 14 muestra otro ejemplo de sistema en donde el espejo de retorno 6230 en el brazo de referencia del interferómetro del sistema OCT o por lo menos una parte en un conjunto de retardo de longitud de trayectoria óptica del sistema OCT está rígidamente sujeto a la lente objetivo de enfoque móvil 7100 de modo que el brazo de señal y el brazo de referencia experimenten la misma cantidad de cambio en la longitud de trayectoria óptica cuando se mueve la lente objetivo 7100. Por tanto, el movimiento de la lente objetivo 7100 en la corredera se compensa automáticamente en materia de diferencias de longitud de trayectoria en el sistema OCT sin necesidad adicional de una compensación computacional.

Los ejemplos anteriores para sistemas quirúrgicos de láser guiados por formación de imagen, el sistema quirúrgico de láser y el sistema OCT utilizan diferentes fuentes de luz. En una integración todavía más completa entre el sistema quirúrgico de láser y el sistema OCT un láser quirúrgico de femtosegundos como fuente de luz para el haz de láser quirúrgico puede utilizarse también como fuente de luz para el sistema OCT.

La figura 15 muestra un ejemplo en el que se utiliza un láser de impulsos de femtosegundos en un módulo de luz 9100 para generar tanto el haz de láser quirúrgico para operaciones quirúrgicas como el haz de luz de sonda para la formación de imagen OCT. Se facilita un divisor de haz 9300 para dividir el haz de láser en un primer haz actuante como el haz de láser quirúrgico y el haz de señal para la OCT y en un segundo haz actuante como el haz de referencia para la OCT. El primer haz se dirige a través de un escáner x-y 6410 que explora el haz en las direcciones x e y y perpendiculares a la dirección de propagación del primer haz y un segundo escáner (escáner z) 6420 que cambia la divergencia del haz para ajustar el enfoque del primer haz en el tejido diana 1001. Este primer haz realiza las operaciones quirúrgicas en el tejido diana 1001 y una porción del primer haz es dispersada de nuevo hacia la interfaz de paciente y es recogida por la lente objetivo como el haz de señal para el brazo de señal del interferómetro óptico del sistema OCT. Esta luz devuelta se combina con el segundo haz que se refleja por un espejo de retorno 6230 en el brazo de referencia y se retrasa por un elemento de retardo óptico ajustable 6220 para una OCT de dominio temporal con el fin de controlar la diferencia de trayectoria entre los haces de señal y de referencia en profundidades diferentes de formación de imagen del tejido diana 1001. El sistema de control 9200 controla las operaciones del sistema.

La práctica quirúrgica en la córnea ha mostrado que una duración de impulso de varias centenas de femtosegundos puede ser suficiente para conseguir buenas prestaciones quirúrgicas, mientras que para una OCT de un ancho de banda espectral más amplio con resolución de profundidad suficiente generado por impulsos más cortos, por ejemplo, se necesitan por debajo de varias decenas de femtosegundos. En este contexto, el diseño del dispositivo OCT dicta la duración de los impulsos procedentes del láser quirúrgico de femtosegundos.

La figura 16 muestra otro sistema guiado por formación de imagen que utiliza un único láser pulsatorio 9100 para producir la luz quirúrgica y la luz de formación de imagen. Unos medios de ensanchamiento espectral no lineal 9400 se colocan en la trayectoria óptica de salida del láser pulsatorio de femtosegundos para utilizar un proceso no lineal óptico tal como la generación de luz blanca o el ensanchamiento espectral para ampliar el ancho de banda espectral de los impulsos procedentes de una fuente de láser de impulsos relativamente más largos, usándose normalmente en cirugía varias centenas de femtosegundos. Los medios 9400 pueden ser de un material de fibra óptica, por ejemplo. Los requisitos de intensidad de luz de los dos sistemas son diferentes y puede implementarse un mecanismo para ajustar intensidades de haz a fin de cumplir tales requisitos en los dos sistemas. Por ejemplo, pueden disponerse espejos de dirección de haz, obturadores de haz o atenuadores en las trayectorias ópticas de los dos sistemas para controlar apropiadamente la presencia y la intensidad del haz cuando se toma una imagen OCT o se realiza una cirugía con el fin de proteger al paciente y a los instrumentos sensibles de una intensidad de luz excesiva.

En funcionamiento, los ejemplos anteriores de las figuras 8/16 pueden utilizarse para realizar cirugía de láser guiada por formación de imagen. La figura 17 muestra un ejemplo de un método para realizar cirugía de láser utilizando un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen. Este método utiliza una interfaz de paciente en el sistema para coger y mantener en posición un tejido diana sometido a cirugía y dirige simultáneamente un haz de láser quirúrgico de impulsos de láser desde un láser en el sistema y un haz de sonda óptico desde el módulo OCT en el sistema hasta la interfaz de paciente en el tejido diana. Se controla el haz de láser quirúrgico para realizar cirugía de láser en el tejido diana y se hace funcionar el módulo OCT para obtener imágenes OCT dentro del tejido diana con ayuda de la luz del haz de sonda óptico que vuelve del tejido diana. La información de posición en las

imágenes OCT obtenidas se aplica al enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico para ajustar el enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico en el tejido diana antes o durante la cirugía.

La figura 18 muestra un ejemplo de una imagen OCT de un ojo. La superficie de contacto de la lente de aplanamiento en la interfaz de paciente puede configurarse de modo que tenga una curvatura que minimice distorsiones o pliegues en la córnea debido a la presión ejercida sobre el ojo durante el aplanamiento. Después de que el ojo se aplane con éxito en la interfaz de paciente, puede obtenerse una imagen OCT. Como se muestra en la figura 18, la curvatura del cristalino y la córnea, así como las distancias entre el cristalino y la córnea pueden identificarse en la imagen OCT. Pueden detectarse características más sutiles tales como la interfaz epitelio-córnea. Cada una de estas características identificables puede utilizarse como una referencia interna de las coordenadas de láser con el ojo. Las coordenadas de la córnea y el cristalino pueden digitalizarse utilizando algoritmos de visión informáticos bien establecidos tales como la detección Edge o Blob. Una vez que se establecen las coordenadas del cristalino, éstas pueden utilizarse para controlar el enfoque y el posicionamiento del haz de láser quirúrgico para la cirugía.

Alternativamente, puede utilizarse un material de muestra de calibración para formar una agrupación ordenada tridimensional de marcas de referencia en localizaciones con coordenadas de posición conocidas. La imagen OCT del material de muestra de calibración puede obtenerse para establecer una relación de mapeo entre las coordenadas de posición conocidas de las marcas de referencia y las imágenes OCT de las marcas de referencia en la imagen OCT obtenida. Esta relación de mapeo se almacena como datos de calibrado digitales y se aplica para controlar el enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico durante la cirugía en el tejido diana sobre la base de las imágenes OCT del tejido diana obtenidas durante la cirugía. El sistema de formación de imagen OCT se utiliza a título de ejemplo y este calibrado puede aplicarse a imágenes obtenidas a través de otras técnicas de formación de imagen.

En un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen descrito en la presente memoria, el láser quirúrgico puede producir potencias pico relativamente altas suficientes para inducir la ionización de campo fuerte/multifotón dentro del ojo (es decir, dentro de la córnea y el cristalino) bajo un enfoque de alta apertura numérica. En estas condiciones, un impulso procedente del láser quirúrgico genera un plasma dentro del volumen focal. El enfriamiento del plasma da como resultado una zona de daño bien definida o "burbuja" que puede utilizarse como punto de referencia. Las siguientes secciones describen una intervención de calibrado para calibrar el láser quirúrgico contra un sistema de formación de imagen basado en OCT utilizando las zonas de daño creadas por el láser quirúrgico.

Antes de que pueda realizarse la cirugía, la OCT se calibra contra el láser quirúrgico para establecer una relación de posicionamiento relativo de modo que el láser quirúrgico pueda controlarse en posición en el tejido diana con respecto a la posición asociada con imágenes en la imagen OCT del tejido diana obtenida por la OCT. Una manera de realizar este calibrado utiliza una diana precalibrada o "fantasma" que puede ser dañado por el láser y también formada como imagen con la OCT. El fantasma puede fabricarse a partir de diversos materiales tales como un vidrio o plástico duro (por ejemplo, PMMA) de tal manera que el material pueda registrar permanentemente daños ópticos creados por el láser quirúrgico. El fantasma puede ser seleccionado también de modo que tenga propiedades ópticas u otras (tal como contenido de agua) que sean similares a la diana quirúrgica.

El fantasma puede ser, por ejemplo, un material cilíndrico que tenga un diámetro de por lo menos 10 mm (o el del rango de exploración del sistema de suministro) y un tramo cilíndrico de por lo menos 10 mm de largo que salve la distancia del epitelio a la lente cristalino del ojo o bien tan largo como la profundidad de exploración del sistema quirúrgico. La superficie superior del fantasma puede curvarse para coincidir sin costura con la interfaz del paciente o el material fantasma puede ser compresible para permitir un aplanamiento completo. El fantasma puede tener una rejilla tridimensional de tal manera que la posición del láser (en x e y) y el enfoque (z), así como la imagen OCT, puedan referenciarse contra el fantasma.

Las figuras 19A-19D muestran dos configuraciones ejemplificativas para el fantasma. La figura 19A muestra un fantasma que se segmenta en discos delgados. La figura 19B muestra un único disco labrado para tener una rejilla de marcas de referencia como referencia para determinar la posición del láser a través del fantasma (es decir, las coordenadas x e y). La coordenada z (profundidad) puede determinarse retirando un disco individual de la pila y formándolo como imagen bajo un microscopio confocal. La figura 19C muestra un fantasma que puede separarse en dos mitades. De manera similar al fantasma segmentado en la figura 19A, este fantasma se estructura para contener una rejilla de marcas de referencia como referencia para determinar la posición del láser en las coordenadas x e y . La información de profundidad puede extraerse separando el fantasma en las dos mitades y midiendo la distancia entre las zonas de daño. La información combinada puede proporcionar los parámetros para la cirugía guiada por imagen.

La figura 20 muestra una parte del sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen. Este sistema incluye espejos de dirección que pueden ser accionados por actuadores tales como galvanómetros o bobinas de voz, una lente objetivo e y una interfaz de paciente desechable. El haz de láser quirúrgico se refleja desde los espejos de dirección a través de la lente objetivo. La lente objetivo enfoca el haz justo

después de la interfaz de paciente. La exploración en las coordenadas x e y se realiza cambiando el ángulo del haz con relación a la lente objetivo. La exploración en el plano z se realiza cambiando la divergencia del haz entrante mediante la utilización de un sistema de lente aguas arriba con respecto a los espejos de dirección.

5 En este ejemplo, la sección cónica de la interfaz de paciente desechable puede estar espaciada por aire o ser maciza y la sección que interactúa con el paciente incluye una lente de contacto curvada. La lente de contacto curvada puede realizarse en sílice pirolizada u otro material resistente a la formación de centros de color cuando se le irradia con radiación de ionización. El radio de curvatura está en el límite superior de lo que es compatible con el ojo, por ejemplo de aproximadamente 10 mm.

10 La primera etapa en la intervención de calibración consiste en acoplar la interfaz del paciente con el fantasma. La curvatura del fantasma casa con la curvatura de la interfaz del paciente. Después del acoplamiento, el siguiente paso en la intervención implica la creación de daños ópticos dentro del fantasma para producir las marcas de referencia.

15 La figura 21 muestra ejemplos de zonas de daño real producidas por un láser de femtosegundos en vidrio. La separación entre las zonas de daño es de media $8\ \mu\text{m}$ (la energía de impulso es $2,2\ \mu\text{J}$ con una duración de 580 fs a plena anchura y a la mitad del máximo). El daño óptico representado en la figura 21 muestra que las zonas de daño creadas por el láser de femtosegundos están bien definidas y son discretas. En el ejemplo mostrado, las zonas de
20 daño tienen un diámetro de aproximadamente $2,5\ \mu\text{m}$. Las zonas de daño ópticas similares a la mostrada en la figura 20 se han creado en el fantasma a diversas profundidades para formar una agrupación ordenada tridimensional de las marcas de referencia. Estas zonas de daño se referencian contra el fantasma calibrado extrayendo los discos apropiados y formando su imagen bajo un microscopio confocal (figura 19A) o dividiendo el fantasma en dos mitades y midiendo la profundidad utilizando un micrómetro (figura 19C). Las coordenadas x e y
25 pueden establecerse a partir de la rejilla precalibrada.

Después de dañar el fantasma con el láser quirúrgico, se realiza la OCT en el fantasma. El sistema de formación de imagen OCT proporciona una representación tridimensional del fantasma que establece una relación entre el sistema de coordenadas OCT y la línea de trazos. Las zonas de daño pueden detectarse con el sistema de
30 formación de imagen. La OCT y el láser pueden someterse a un calibrado cruzado utilizando el estándar interno del fantasma. Después de que la OCT y el láser se referencien una contra otro, puede descartarse el fantasma.

Antes de la cirugía, puede verificarse el calibrado. Este paso de verificación implica crear un daño óptico en diversas posiciones dentro de un segundo fantasma. El daño óptico deberá ser suficientemente intenso para que las múltiples
35 zonas de daño que crean un patrón circular puedan formarse como imagen por la OCT. Después de que se cree el patrón, se forma la imagen del segundo fantasma con la OCT. La comparación de la imagen OCT con las coordenadas de láser proporciona la comprobación final del calibrado del sistema antes de la cirugía.

Una vez que las coordenadas son suministradas al láser, puede realizarse la cirugía láser dentro del ojo. Esto
40 implica una fotoemulsificación del cristalino utilizando el láser, así como otros tratamientos láser del ojo. La cirugía puede detenerse en cualquier momento y el segmento anterior del ojo (figura 17) puede formarse de nuevo como imagen para monitorizar el progreso de la cirugía; además, después de que se inserte la IOL (lente intraocular), la formación de imagen de la IOL (con luz o sin aplanado) proporciona información relativa a la posición de la IOL en el ojo. Esta información puede ser utilizada por el médico para afinar la posición de la IOL.

45 La figura 22 muestra un ejemplo del proceso de calibrado y la operación quirúrgica postcalibrado. Este ejemplo muestra un método para realizar cirugía de láser utilizando un sistema quirúrgico de láser guiado por formación de imagen que puede incluir utilizar una interfaz de paciente en el sistema, que se acopla para mantener en posición un tejido diana sometido a cirugía, a fin de sujetar un material de muestra de calibrado durante un proceso de calibrado
50 antes de realizar una cirugía; dirigir un haz de láser quirúrgico de impulsos de láser desde un láser en el sistema hasta la interfaz de paciente y hacia dentro del material de muestra de calibrado para quemar marcas de referencia en localizaciones de referencia tridimensionales seleccionadas; dirigir un haz de sonda óptica desde un módulo de tomografía de coherencia óptica (OCT) en el sistema hasta la interfaz de paciente y hacia dentro del material de muestra de calibrado para capturar imágenes OCT de las marcas de referencia quemadas; y establecer una relación
55 entre las coordenadas de posicionamiento del módulo OCT y las marcas de referencia quemadas. Después de establecer la relación, una interfaz de paciente en el sistema se utiliza para coger y mantener en posición un tejido diana sometido a cirugía. El haz de láser quirúrgico de los impulsos de láser y el haz de sonda óptica se dirigen a la interfaz de paciente y hacia dentro del tejido diana. El haz de láser quirúrgico se controla para realizar la cirugía láser en el tejido diana. El módulo OCT se hace funcionar para obtener imágenes OCT dentro del tejido diana con ayuda de la luz del haz de sonda óptica que regresa desde el tejido diana, y la información de posición en las imágenes OCT obtenidas y la relación establecida se aplican al enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico para
60 ajustar el enfoque y la exploración del haz de láser quirúrgico en el tejido diana durante la cirugía. Aunque este calibrado puede realizarse inmediatamente antes de la cirugía de láser, puede realizarse también en diversos intervalos antes de una intervención, utilizando validaciones de calibrado que han demostrado una falta de deriva o
65 cambio en el calibrado durante tales intervalos.

Los siguientes ejemplos describen técnicas y sistemas quirúrgicos de láser guiados por formación de imagen que utilizan imágenes de subproductos de fotorrotura inducida por láser para la alineación del haz de láser quirúrgico.

5 Las figuras 23A y 23B muestran otra implementación de la presente técnica en la que los subproductos de fotorrotura reales en el tejido diana se utilizan para guiar adicionalmente la colocación del láser. Un láser pulsatorio 1710, tal como un láser de femtosegundos o picosegundos, se utiliza para producir un haz de láser 1712 con impulsos de láser a fin de provocar una fotorrotura en un tejido diana 1001. El tejido diana 1001 puede ser una porción de una parte corporal 1700 de un sujeto, por ejemplo una porción del cristalino de un ojo. El haz de láser 1712 es enfocado y dirigido por un módulo de óptica para el láser 1710 a una posición de tejido diana en el tejido
10 diana 1001 a fin de conseguir un cierto efecto quirúrgico. La superficie diana se acopla ópticamente al módulo de óptica de láser por una placa de aplanamiento 1730 que transmite la longitud de onda del láser, así como longitudes de onda de imagen desde el tejido diana. La placa de aplanamiento 1730 puede ser una lente de aplanamiento. Se proporciona un dispositivo de formación de imagen 1720 para recoger luz reflejada o dispersa o sonido del tejido diana 1001 a fin de capturar imágenes del tejido diana 1001 antes o después (o ambos) de que se aplique la placa de aplanamiento. Los datos de formación de imagen capturados se procesan a continuación por el módulo de control del sistema de láser para determinar la posición deseada del tejido diana. El módulo de control del sistema de láser mueve o ajusta los elementos ópticos o de láser sobre la base de modelos ópticos estándar para asegurar que el centro del subproducto 1702 de fotorrotura se solape con la posición del tejido diana. Esto puede ser un proceso de alineación dinámico en donde las imágenes del subproducto de fotorrotura 1702 y el tejido diana 1001 se monitorizan continuamente durante el proceso quirúrgico para asegurar que el haz de láser se posicione apropiadamente en cada posición del tejido diana.

25 En una implementación, el sistema de láser puede hacerse funcionar en dos modos: en primer lugar, en un modo diagnóstico, en el que el haz de láser 1712 se alinea inicialmente utilizando impulsos de láser de alineación para crear subproductos de fotorrotura 1702 para la alineación, y a continuación en un modo quirúrgico, en el que se generan impulsos de láser quirúrgicos para realizar la operación quirúrgica real. En ambos modos, las imágenes del subproducto de rotura 1702 y el tejido diana 1001 se monitorizan para controlar la alineación de haz. La figura 17A muestra el modo de diagnóstico en el que los impulsos de láser de alineación en el haz de láser 1712 puede ajustarse a un nivel de energía diferente al nivel de energía de los impulsos de láser quirúrgicos. Por ejemplo, los
30 impulsos de láser de alineación pueden ser menos energéticos que los impulsos de láser quirúrgicos, pero suficientes para provocar una fotorrotura significativa en el tejido para capturar el subproducto de fotorrotura 1702 en el dispositivo de formación de imagen 1720. La resolución de esta tosca dianización puede no ser suficiente para proporcionar el efecto quirúrgico deseado. Sobre la base de las imágenes capturadas, el haz de láser 1712 puede alinearse apropiadamente. Después de esta alineación inicial, el láser 1710 puede controlarse para producir los impulsos de láser quirúrgicos a un nivel de energía más alto para realizar la cirugía. Debido a que los impulsos de láser quirúrgicos están a un nivel de energía diferente al de los impulsos de láser de alineación, los efectos no lineales del material de tejido en la fotorrotura pueden hacer que el haz de láser 1712 se enfoque en una posición diferente de la posición del haz durante el modo de diagnóstico. Por tanto, la alineación conseguida durante el modo de diagnóstico es una alineación tosca y la alineación adicional puede realizarse además para posicionar con
40 precisión cada impulso de láser quirúrgico durante el modo quirúrgico cuando los impulsos de láser quirúrgicos realizan la cirugía real. Haciendo referencia a la figura 23A, el dispositivo de formación de imagen 1720 captura las imágenes del tejido diana 1001 durante el modo quirúrgico y el módulo de control de láser ajusta el haz de láser 1712 para colocar la posición de enfoque 1714 del haz de láser 1712 sobre la posición deseada del tejido diana en el tejido diana 1001. Este proceso se realiza para cada posición del tejido diana.

45 La figura 24 muestra una implementación de la alineación del láser en la que el haz de láser se apunta primero aproximadamente al tejido diana y a continuación la imagen del subproducto de fotorrotura es capturada y utilizada para alinear el haz de láser. La imagen del tejido diana de la parte corporal como el tejido diana y la imagen de una referencia sobre la parte corporal se monitorizan para dirigir el haz de láser pulsatorio al tejido diana. Las imágenes del subproducto de fotorrotura y el tejido diana se utilizan para ajustar el haz de láser pulsatorio con el fin de solapar la localización del subproducto de fotorrotura con el tejido diana.

55 La figura 25 muestra un ejemplo de implementación del método de alineación del láser sobre la base de la formación de imagen de subproducto de fotorrotura en el tejido diana durante la cirugía de láser. En este método, un haz de láser pulsatorio es apuntado a una localización de tejido diana dentro del tejido diana para suministrar una secuencia de impulsos de láser de alineación iniciales a la localización de tejido diana. Las imágenes de la localización del tejido diana y del subproducto de fotorrotura provocadas por los impulsos de láser de alineación iniciales se monitorizan para obtener una localización del subproducto de fotorrotura con relación a la localización del tejido diana. La localización del subproducto de fotorrotura provocada por los impulsos de láser quirúrgicos a un nivel de energía de impulso quirúrgico diferente de los impulsos de láser de alineación iniciales se determina cuando el haz de láser pulsatorio de los impulsos de láser quirúrgicos es colocado en la localización del tejido diana. El haz de láser pulsatorio se controla para llevar los impulsos de láser quirúrgico al nivel de energía de los impulsos quirúrgicos. La posición del haz de láser pulsatorio se ajusta al nivel de energía de los impulsos quirúrgicos para colocar la localización del subproducto de fotorrotura en la localización determinada. Mientras se monitorizan las
60 imágenes del tejido diana y el subproducto de fotorrotura, la posición del haz de láser pulsatorio al nivel de energía de los impulsos quirúrgicos se ajusta para colocar la localización del subproducto de fotorrotura en una respectiva

localización determinada cuando se mueve el haz de láser pulsatorio hasta una nueva localización de tejido diana dentro del tejido diana.

La figura 26 muestra un ejemplo de sistema quirúrgico de láser basado en la alineación del láser utilizando la imagen del subproducto de fotorrotura. Se proporciona un módulo de óptica 2010 para enfocar y dirigir el haz de láser hacia el tejido diana 1700. El módulo de óptica 2010 puede incluir una o más lentes y puede incluir además uno o más reflectores. Un actuador de control se incluye en el módulo de óptica 2010 para ajustar el enfoque y la dirección del haz en respuesta a una señal de control de haz. Se facilita un módulo de control 2020 del sistema para controlar tanto el láser pulsatorio 1010 a través de una señal de control de láser como el módulo de óptica 2010 a través de la señal de control de haz. El módulo de control 2020 del sistema procesa datos de imagen del dispositivo de formación de imagen 2030 que incluyen la información de decalaje de posición para el subproducto de fotorrotura 1702 respecto de la posición de tejido diana en el tejido diana 1700. Sobre la base de la información obtenida de la imagen, se genera la señal de control de haz para controlar el módulo de óptica 2010 que ajusta el haz de láser. Se incluye una unidad de procesamiento digital en el módulo de control 2020 del sistema para realizar diversos procesamientos de datos para la alineación del láser.

El dispositivo de formación de imagen 2030 puede implementarse de diversas formas, incluyendo un dispositivo de tomografía coherente óptica (OCT). Además, puede utilizarse también un dispositivo de formación de imagen por ultrasonidos. La posición del foco del láser se mueve hasta colocarlo aproximadamente en la diana para la resolución del dispositivo de formación de imagen. El error en la referenciación del foco del láser a la diana y los posibles efectos ópticos no lineales, tales como el autoenfoco, hacen difícil predecir con precisión la localización del foco del láser y el posterior evento de fotorrotura. Diversos métodos de calibrado, incluyendo el uso de un sistema de modelo o un programa informativo para predecir el enfoque del láser dentro de un material pueden utilizarse para conseguir una tosca dianización del láser dentro del tejido formado como imagen. La formación de imagen de la diana puede realizarse tanto antes como después de la fotorrotura. La posición de la fotorrotura por productos con relación a la diana se utiliza para desplazar el punto focal del láser para localizar mejor el foco del láser y el proceso de fotorrotura en o con relación a la diana. Así, se utiliza el evento de fotorrotura real para proporcionar una dianización precisa para la ubicación de los impulsos quirúrgicos posteriores.

La fotorrotura para dianización durante el modo de diagnóstico puede realizarse a un nivel de energía menor, mayor o igual que el que se requiere para el posterior procesamiento quirúrgico en el modo quirúrgico del sistema. Puede utilizarse una calibración para correlacionar la localización del evento fotodisruptivo realizado a una energía diferente en modo de diagnóstico con la localización predicha en la energía quirúrgica debido a que el nivel de energía del impulso óptico puede afectar a la localización exacta del evento fotodisruptivo. Una vez que se realiza esta localización y alineación iniciales, un volumen o patrón de impulsos de láser (o un impulso único) puede suministrarse con relación a este posicionamiento. Pueden hacerse imágenes de muestreo adicionales durante el curso del suministro de los impulsos de láser adicionales para asegurar una localización apropiada del láser (las imágenes de muestreo pueden obtenerse con el uso de impulsos de energía inferior, mayor o igual). En una implementación, se utiliza un dispositivo de ultrasonidos para detectar la burbuja de cavitación u onda de choque u otro subproducto de fotorrotura. La localización de éste puede correlacionarse entonces con la formación de imagen de la diana obtenida a través de ultrasonidos u otra modalidad. El dispositivo de formación de imagen puede ser simplemente un biomicroscopio u otra visualización óptica del evento de fotorrotura por el operador, tal como una tomografía de coherencia óptica. Con la observación inicial, el foco del láser se mueve a la posición diana deseada, después de lo cual se suministra un patrón o volumen de impulsos con relación a esta posición inicial.

Como ejemplo específico, un sistema de láser para fotorrotura de subsuperficie precisa puede incluir medios para generar impulsos de láser capaces de generar fotorrotura a tasas de repetición de 100-1000 millones de impulsos por segundos, medios para enfocar toscamente impulsos de láser a una diana por debajo de una superficie utilizando una imagen de la diana y un calibrado del foco de láser a esa imagen sin crear un efecto quirúrgico, medios para detectar o visualizar por debajo de una superficie, para proporcionar una imagen o visualización de una diana, el espacio o material adyacente alrededor de la diana y los subproductos de por lo menos un evento fotodisruptivo toscamente localizado cerca de la diana, medios para correlacionar la posición de los subproductos de fotorrotura con la de la diana de subsuperficie por lo menos una vez y mover el foco del impulso de láser para posicionar los subproductos de fotorrotura en la diana de subsuperficie o en una posición relativa con relación a la diana, medios para suministrar un tren posterior de por lo menos un impulso de láser adicional según un patrón con relación a la posición indicada por la correlación fina anterior de los subproductos de fotorrotura con la de la diana de subsuperficie y medios para continuar monitorizando las situaciones fotodisruptivas durante la colocación del tren posterior de impulsos para la sintonización fina adicional de la posición de los impulsos de láser posteriores con relación a la misma diana o a una diana revisada que se está formando como imagen.

Las técnicas y sistemas anteriores pueden utilizarse para suministrar impulsos de láser de alta tasa de repetición a dianas de subsuperficie con una precisión requerida para la colocación de impulsos contiguos, según sea necesario para aplicaciones de corte o de rotura de volumen. Esto puede realizarse o sin el uso de una fuente de referencia sobre la superficie de la diana y puede tener en cuenta el movimiento de la diana después del aplanamiento o durante la colocación de impulsos de láser.

- Se han descrito anteriormente con detalle varias formas de realización y son posibles diversas modificaciones. El objeto descrito, incluyendo las operaciones funcionales descritas en esta memoria, puede implementarse en circuitería electrónica, hardware informático, firmware, software o en combinaciones de estos, tal como los medios estructurales descritos en esta memoria y equivalentes estructurales de los mismos, incluyendo potencialmente un programa que puede hacerse funcionar para provocar que uno o más aparatos de procesamiento de datos realicen las operaciones descritas (tal como un programa codificado en un medio legible por ordenador, que puede ser un dispositivo de memoria, un dispositivo de almacenamiento, un sustrato de almacenamiento legible por máquina u otro medio físico legible por máquina, o una combinación de uno o más de ellos).
- El término “aparato de procesamiento de datos” comprende todos los aparatos, dispositivos y máquinas, el programa informático en cuestión, por ejemplo el código que constituye el firmware del procesador, una pila de protocolos, un sistema de gestión de base de datos, un sistema operativo o una combinación de uno o más de ellos.
- Un programa (conocido también como programa informático) comprende software, aplicación de software, secuencia de comandos, módulo, componente, subrutina u otra unidad adecuada para uso en un entorno de computación. Un programa no corresponde necesariamente a un archivo en un sistema de archivos. Un programa puede almacenarse en una parte de un archivo que contiene otros programas o datos (por ejemplo, una o más secuencias de comandos almacenadas en un documento de lenguaje de marcas), en un único archivo dedicado al programa en cuestión o en múltiples archivos coordinados (por ejemplo, archivos que almacenen uno o más módulos, subprogramas o porciones de código). Puede desplegarse un programa para que sea ejecutado en un ordenador o en múltiples ordenadores que están situados en un sitio o distribuidos a través de múltiples sitios e interconectados por una red de comunicación.
- Aunque esta memoria contiene muchas especificidades, éstas no deberán interpretarse como limitativas, sino que podrán implementarse también en combinación en una única forma de realización. A la inversa, diversas características que se describen en el contexto de una única forma de realización pueden implementarse también en múltiples formas de realizarse por separado o en cualquier subcombinación adecuada. Además, aunque algunas características pueden describirse anteriormente actuando en diversas combinaciones e incluso reivindicarse inicialmente como tales, una o más características de una combinación reivindicada pueden omitirse de la combinación en ciertos casos y la combinación reivindicada puede dirigirse a una subcombinación o variación de una subcombinación.
- Análogamente, aunque las operaciones se representan en los dibujos en un orden particular, esto deberá ser multitarea y puede ser ventajoso un procesamiento en paralelo. Además, la separación de diversos componentes del sistema en las formas de realización descritas anteriormente no deberá apreciarse como que requiera tal separación en todas las realizaciones.
- Otras formas de realización están comprendidas en el alcance de las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de láser para cirugía ocular, que comprende:

- 5 un láser pulsatorio (1010, 9100, 1710) adaptado para producir un haz de impulsos de láser (1012, 1022);
un mecanismo adaptado para alinear un ojo a lo largo de un eje seleccionado (330) del ojo;
10 un módulo de formación de imagen (1030, 2030, 2200, 2230, 3400, 5300) adaptado para monitorizar por lo menos uno de entre el posicionamiento de una marca de referencia física (350-1, 350-2) realizada sobre o en el ojo y una imagen de referencia seleccionada de dicha por lo menos una parte del ojo con relación al eje seleccionado del ojo; y
15 un módulo de control (1040, 2020, 2120, 2220, 3100, 6100, 9200) en comunicación con el módulo de formación de imagen adaptado para dirigir los impulsos de láser a por lo menos una diana (1001, 1700) en el ojo con relación al eje seleccionado del ojo,

en el que el sistema de láser está configurado para

- 20 – seleccionar un eje sobre el que alinear un procedimiento ópticamente impactante;
– realizar la marca de referencia física sobre una región externa del ojo para representar una posición del eje seleccionado utilizando un láser;
25 – identificar la marca de referencia física y determinar la marca de referencia física identificada sobre una imagen del ojo; y
– utilizar una posición de la marca de referencia física identificada sobre la imagen del ojo para dirigir los impulsos de láser a por lo menos una diana en el ojo con relación a la marca de referencia física o al eje
30 seleccionado del ojo,

caracterizado porque dicho sistema está adaptado además para colocar la marca de referencia física en o sobre el ojo cuando el ojo está en un estado no aplanado y para determinar la imagen de referencia de dicha por lo menos una parte del ojo cuando el ojo está en un estado aplanado.

- 35 2. Sistema de láser según la reivindicación 1, configurado además para utilizar las marcas de referencia físicas (350-1, 350-2) generadas por impulsos de láser para guiar una alineación posterior.
40 3. Sistema de láser según la reivindicación 1 o 2, configurado adicionalmente para alinear incisiones (360) y ablaciones corneales.
4. Sistema de láser según una de las reivindicaciones anteriores, configurado además para utilizar las marcas de referencia físicas para guiar la alineación o la ubicación de un implante intraocular o intracorneal.
45 5. Sistema de láser según una de las reivindicaciones anteriores, configurado además para utilizar información sobre la marca de referencia física identificada para ayudar en una predicción de una posición de una lente intraocular que se debe implantar en el ojo.
50 6. Sistema de láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que: el mecanismo para alinear el ojo está configurado para fijar una posición del ojo con relación al eje seleccionado.
7. Sistema de láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que: el módulo de formación de imagen está configurado para monitorizar una posición de la marca de referencia física y una posición de la imagen de referencia.
55 8. Sistema de láser según una de las reivindicaciones anteriores, en el que por lo menos uno de entre el láser pulsatorio, el módulo de formación de imagen y el módulo de control está configurado para utilizar una marca sobre una lente intraocular o una incrustación corneal en conjunción con la marca de referencia física para mejorar uno de entre un posicionamiento, una elección de una potencia óptica o tamaño de la lente intraocular o la incrustación corneal.
60 9. Sistema de láser según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende: un sistema informático para calcular una potencia de lente intraocular recomendada basándose por lo menos en parte en la posición de la marca de referencia física.

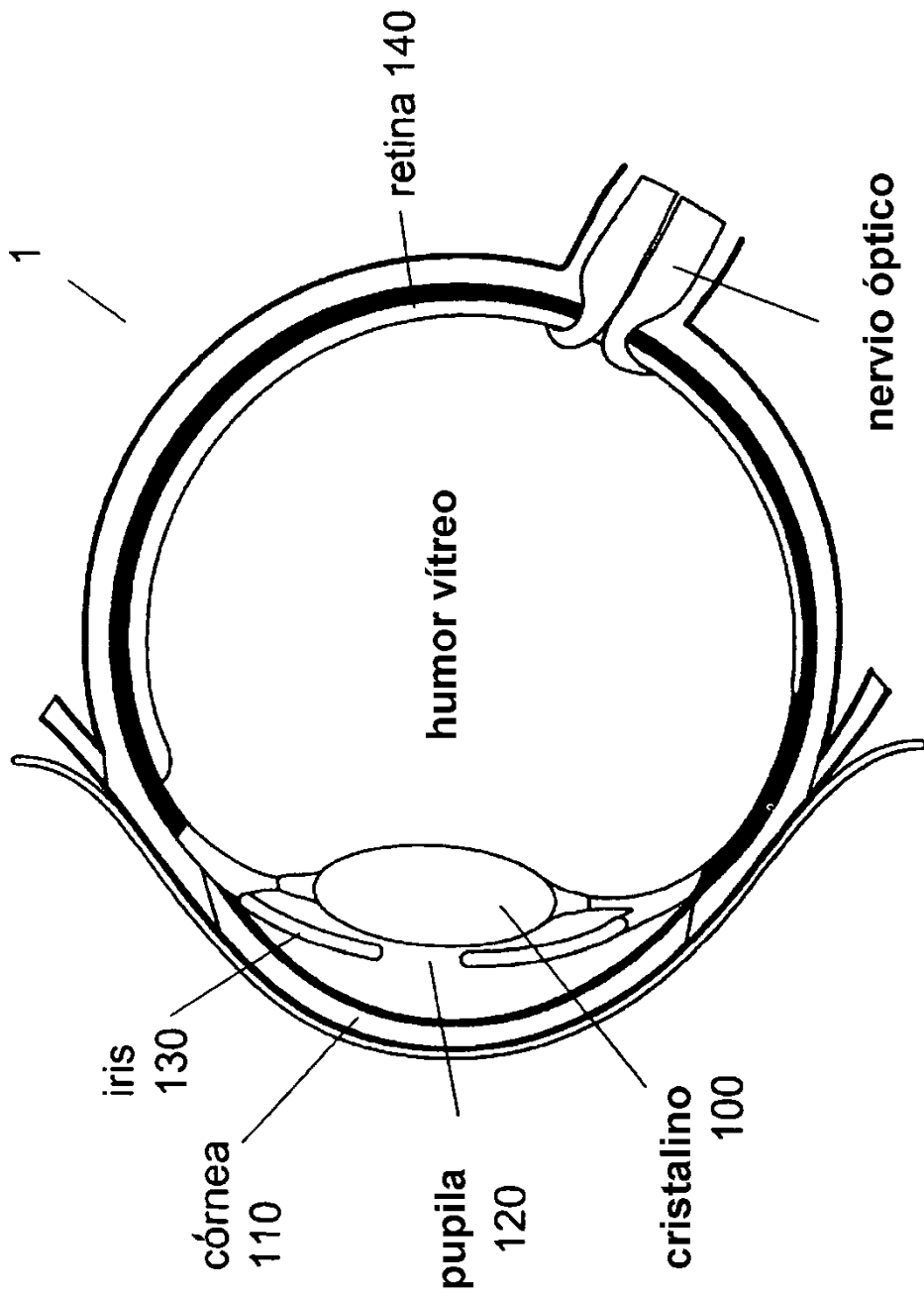


FIG. 1

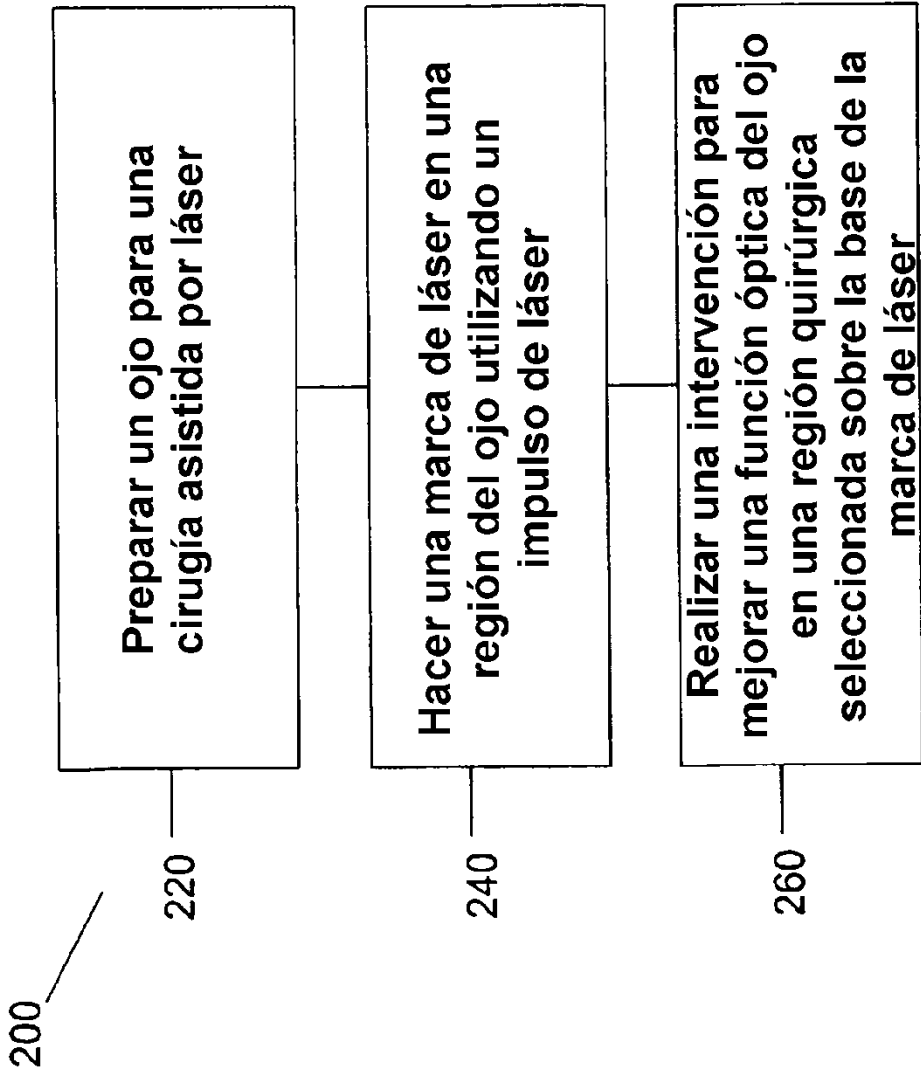
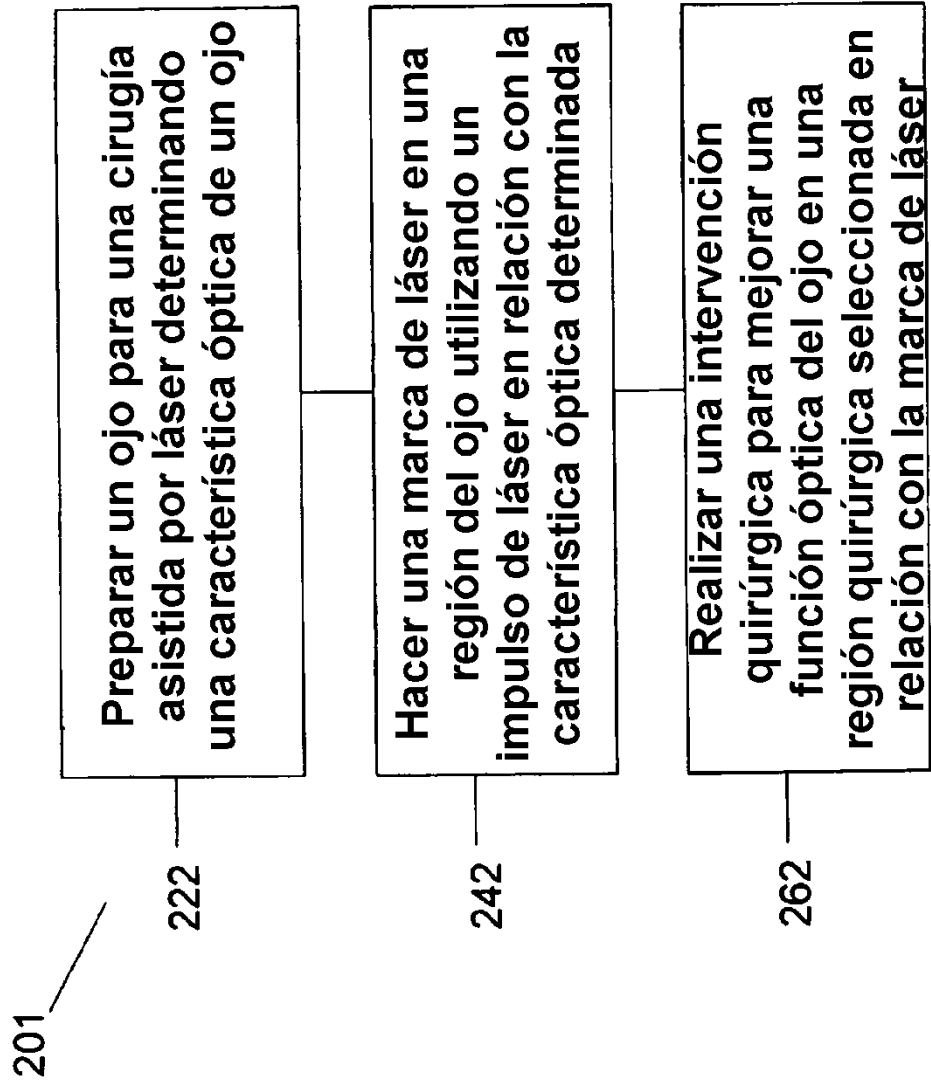


FIG. 2A

FIG. 2B



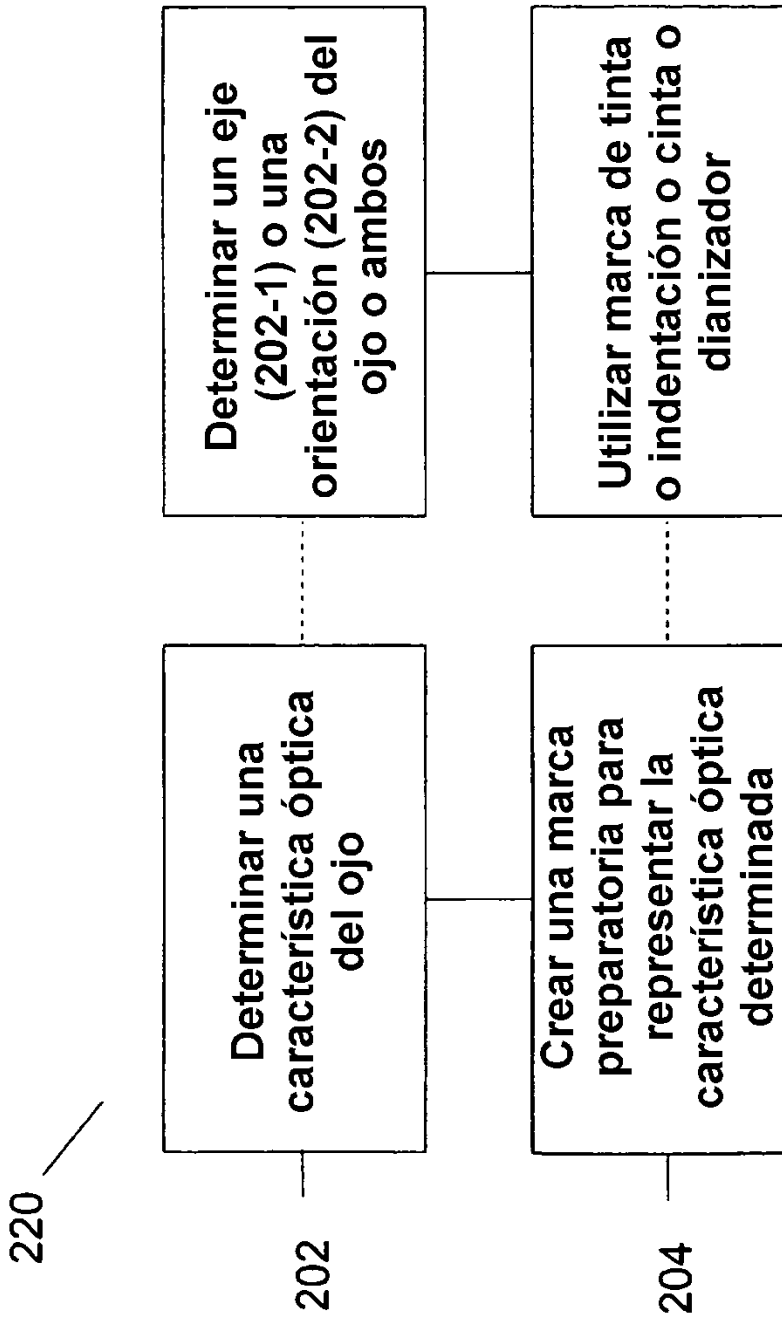


FIG. 3

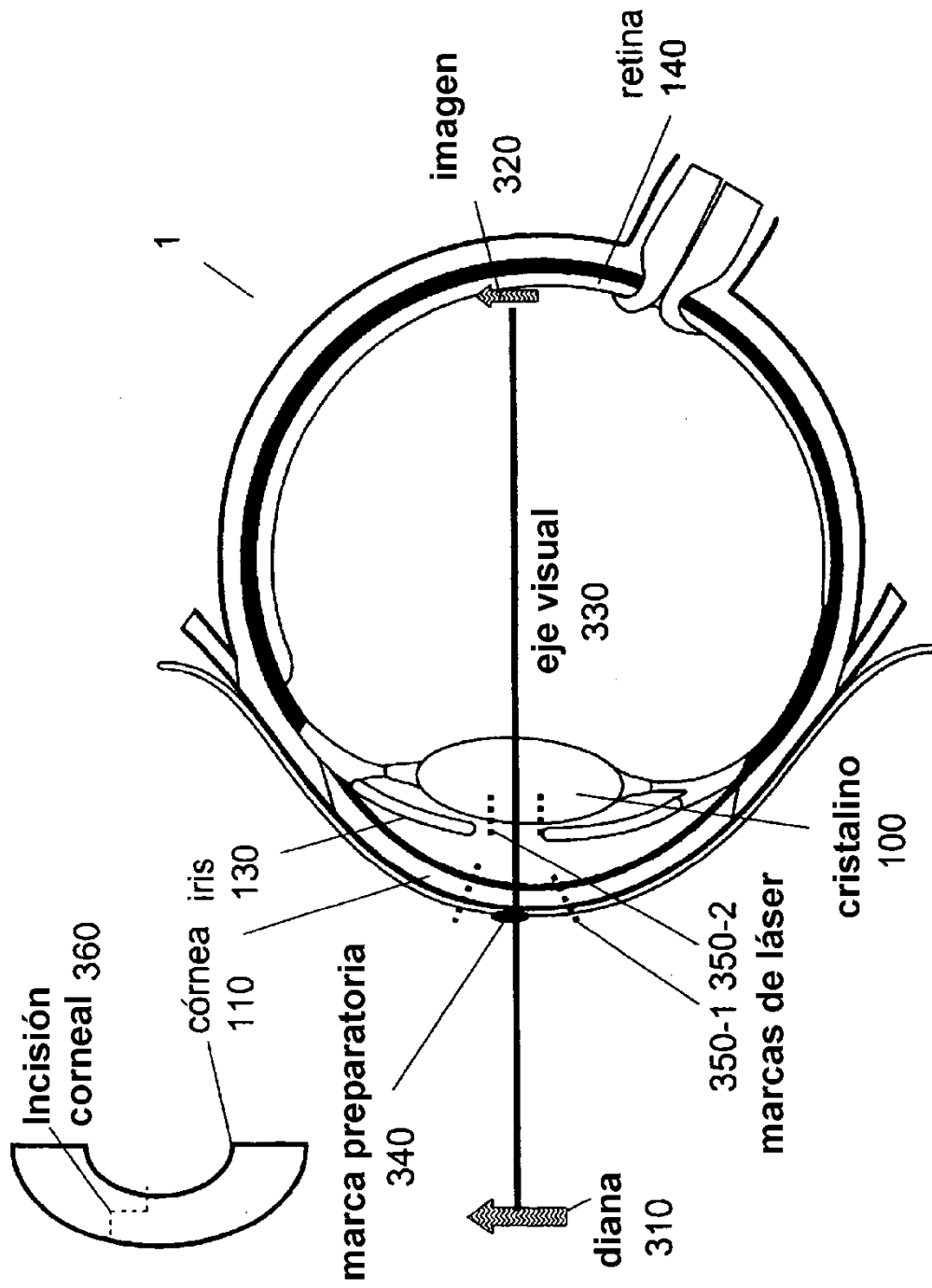


FIG. 4

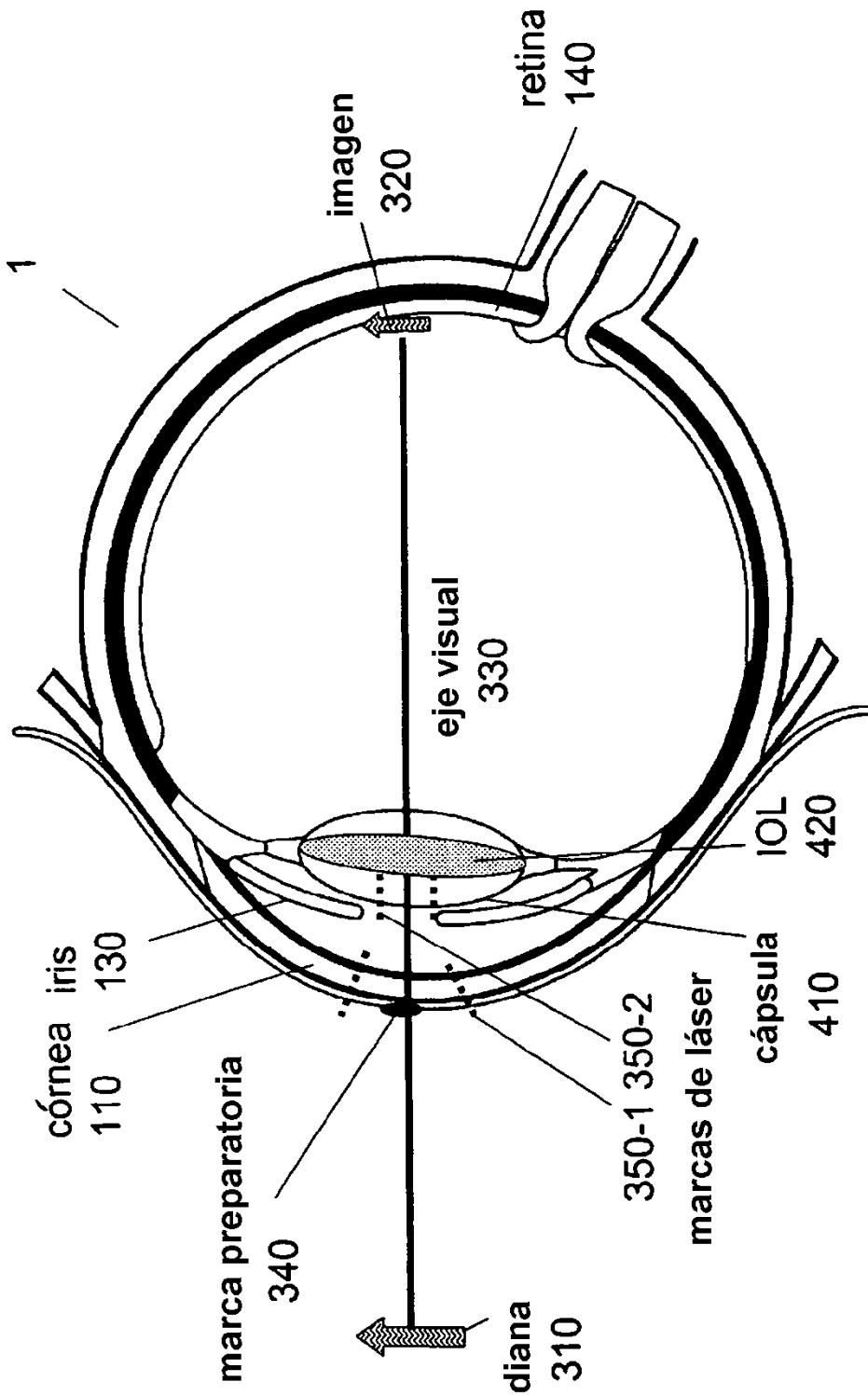


FIG. 5

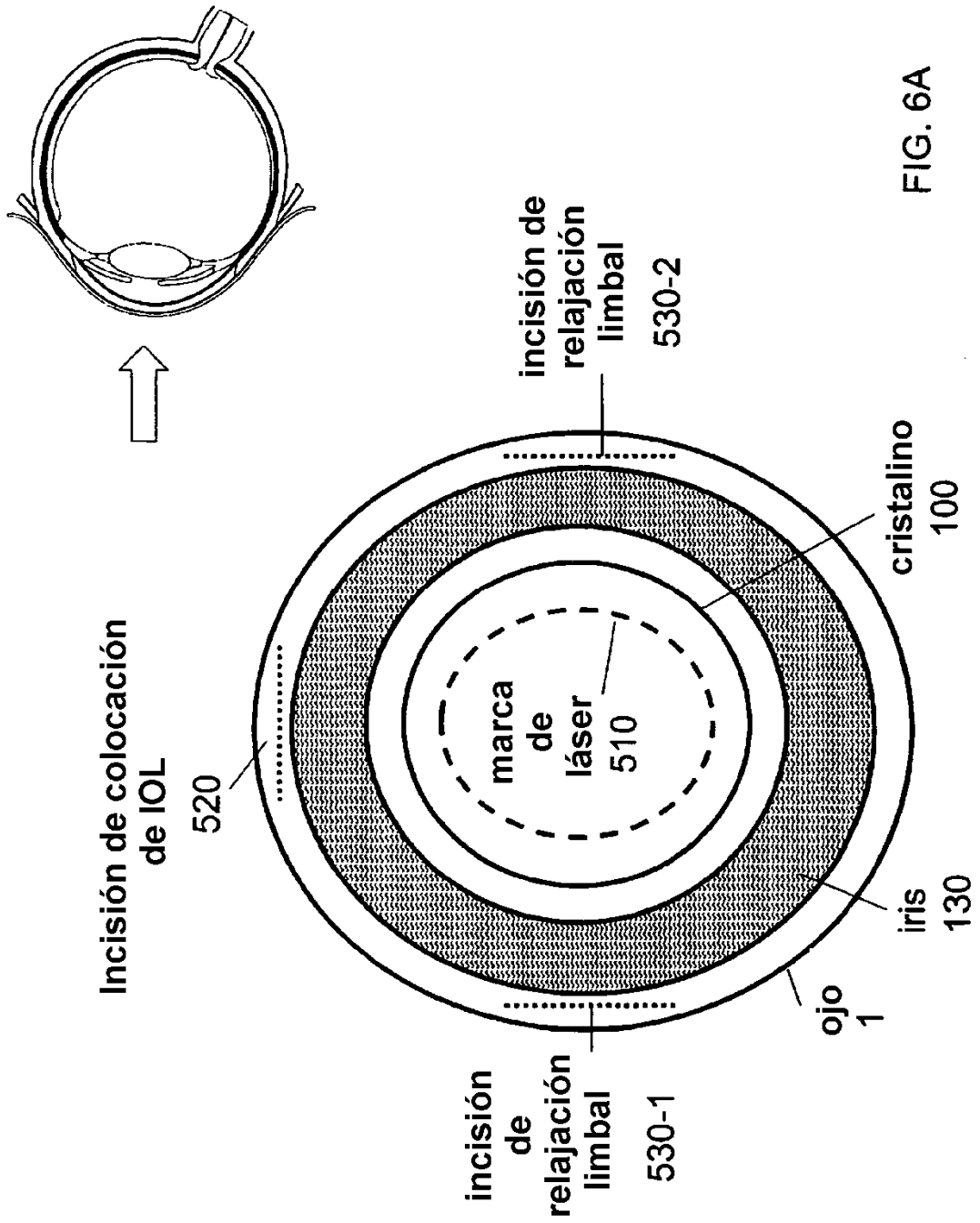


FIG. 6A

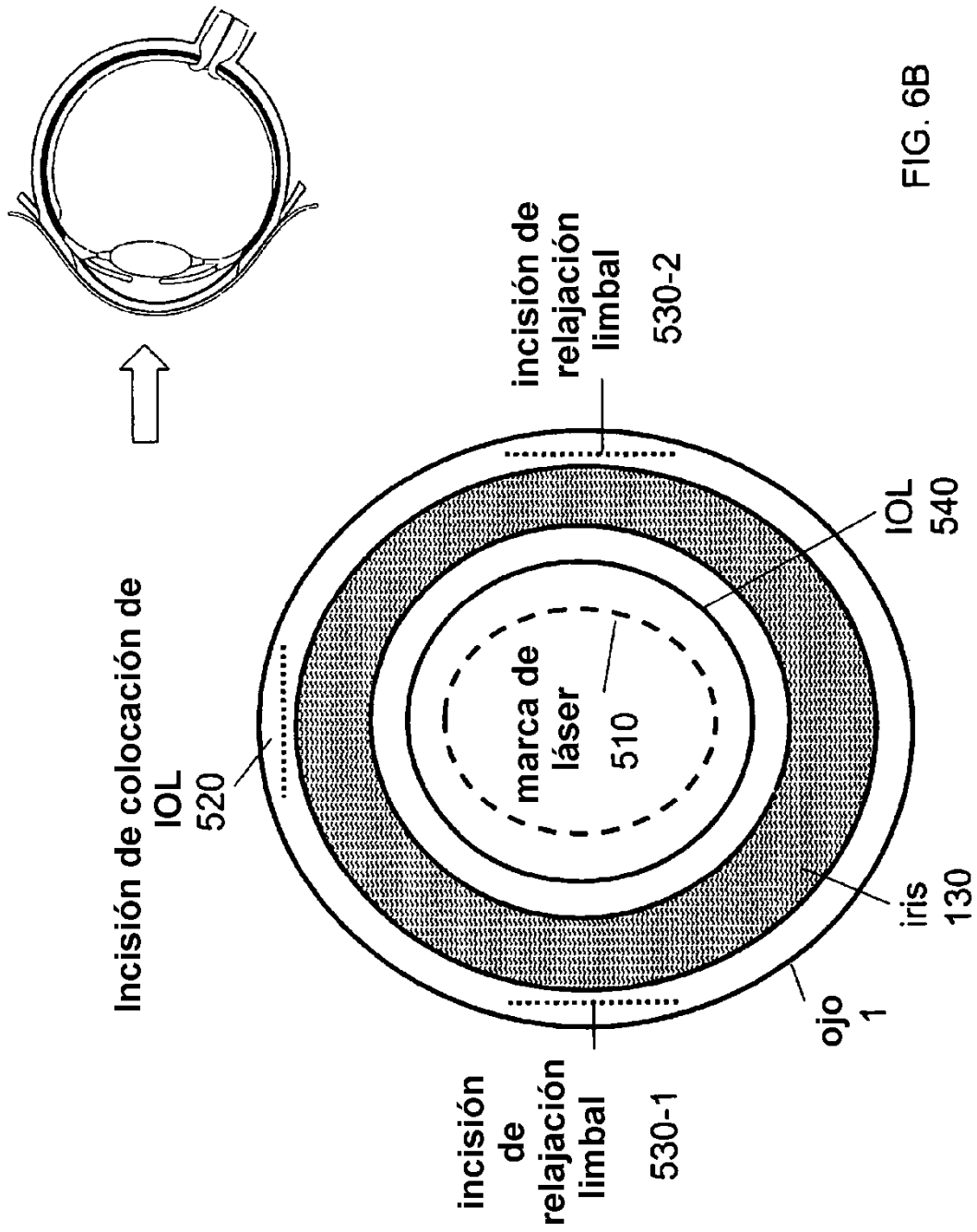


FIG. 6B

FIG. 7

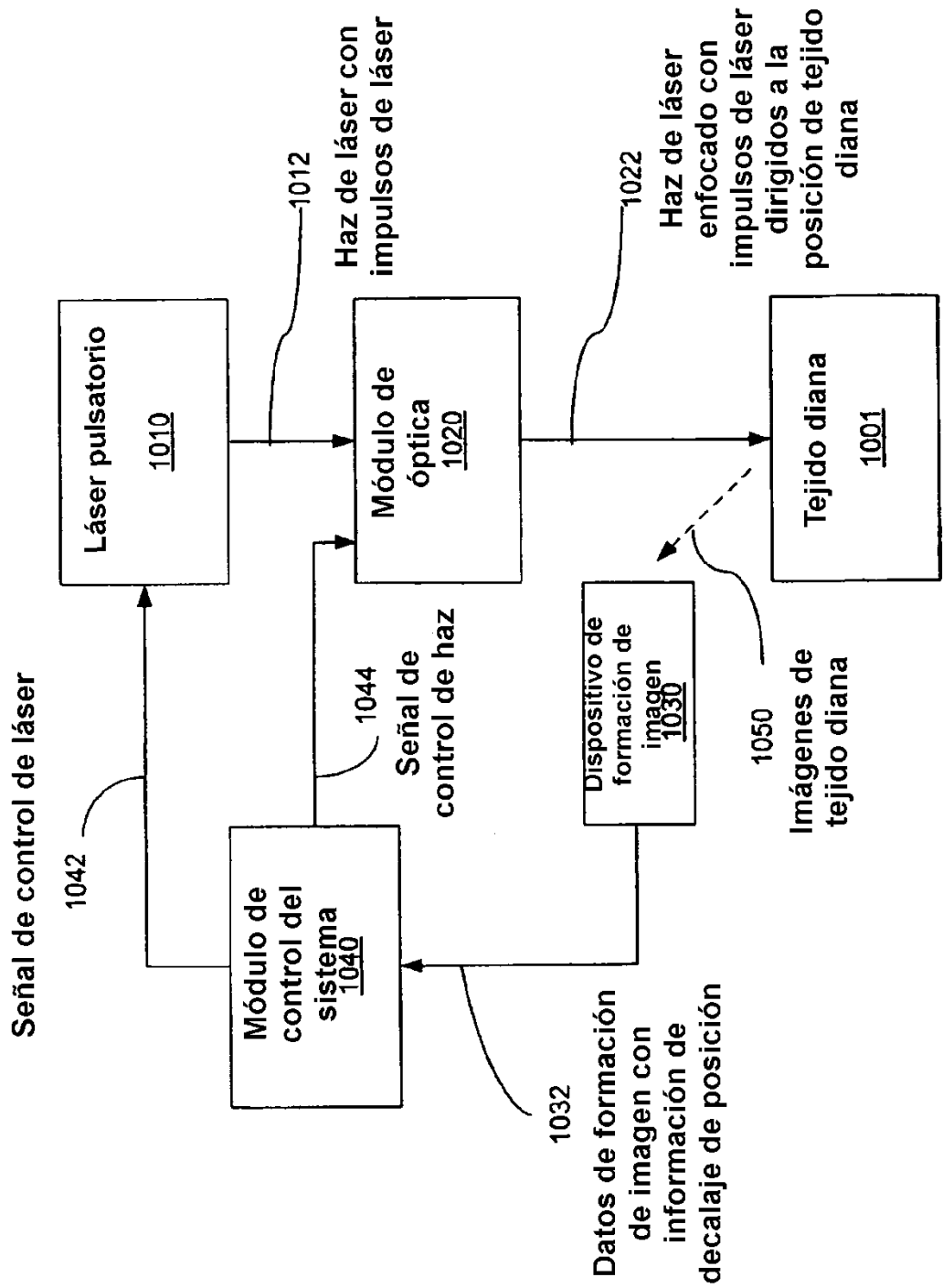


FIG. 8

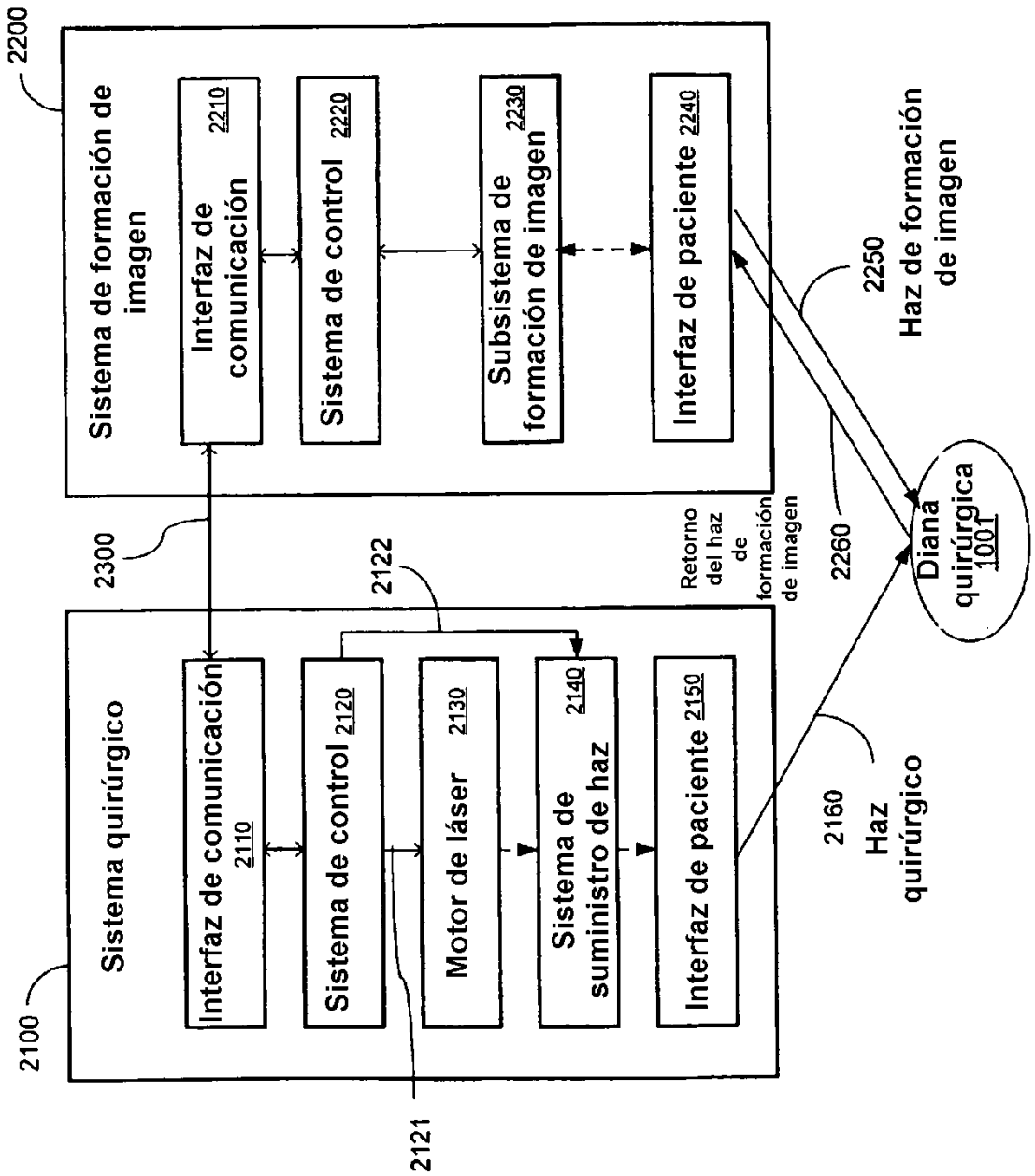


FIG. 9

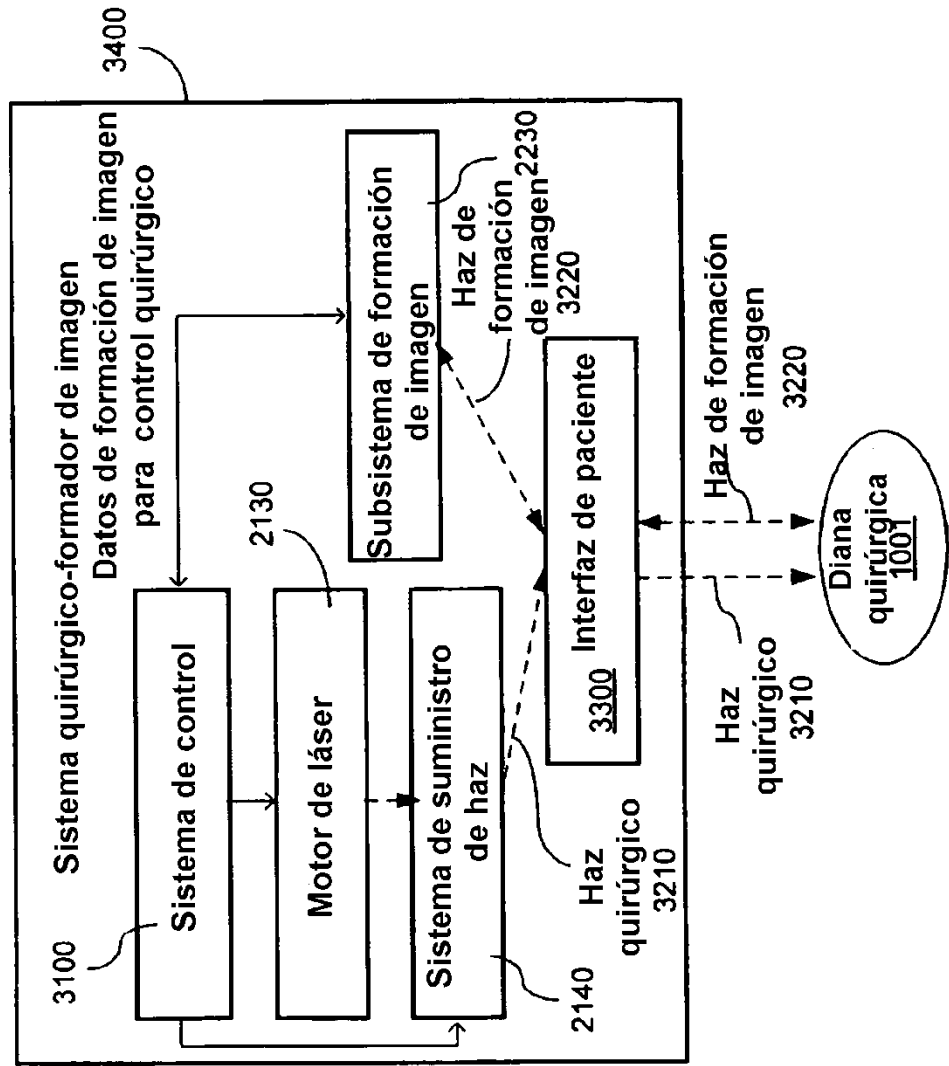


FIG. 10

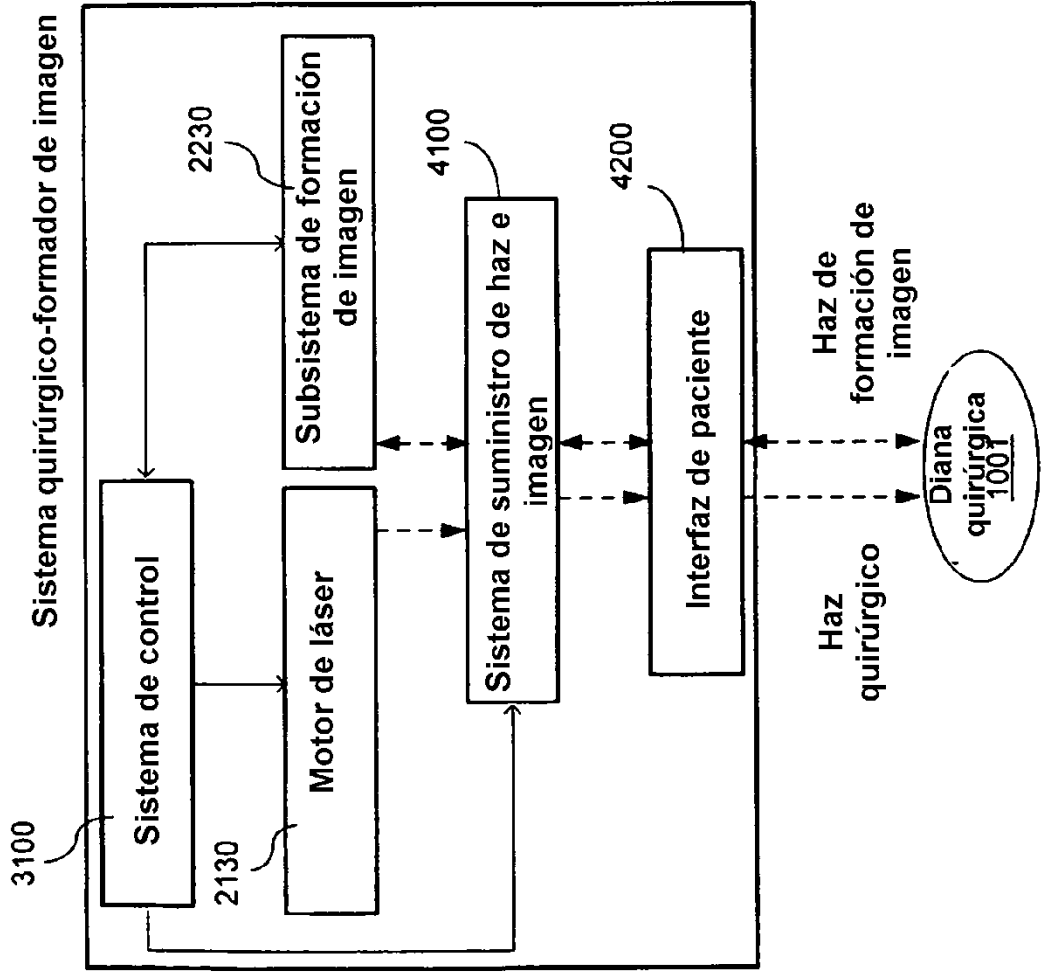


FIG. 11

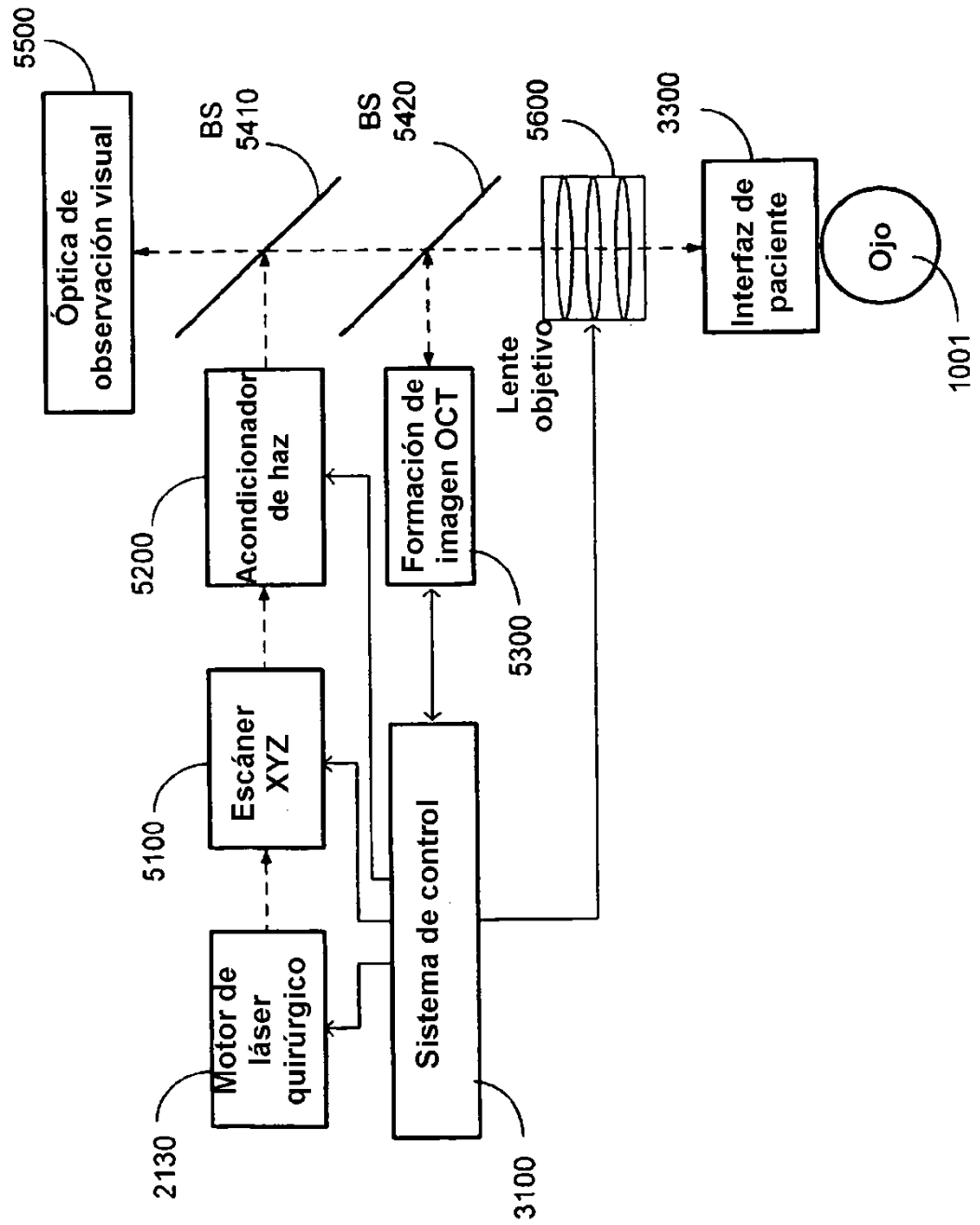


FIG. 12

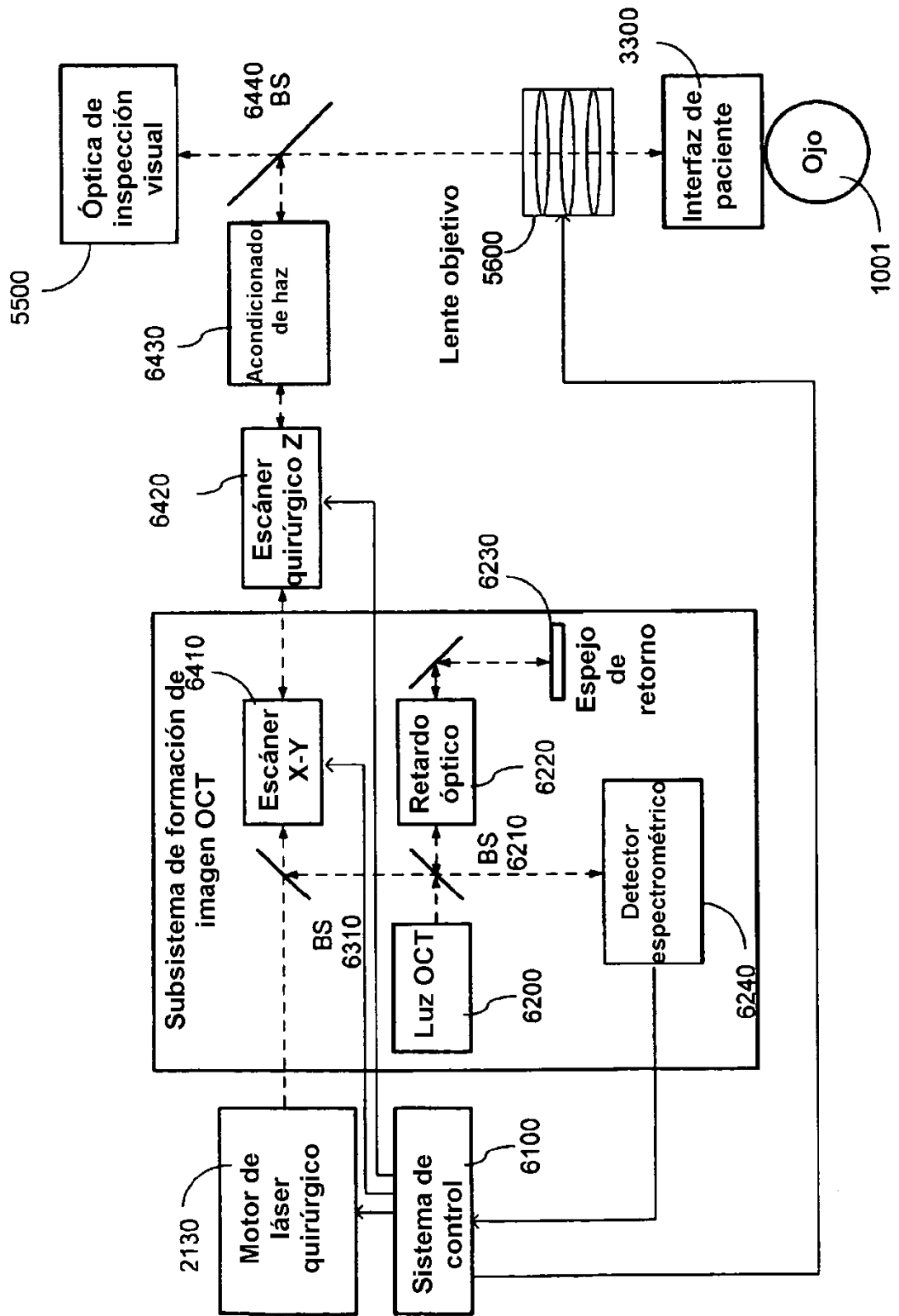


FIG. 13

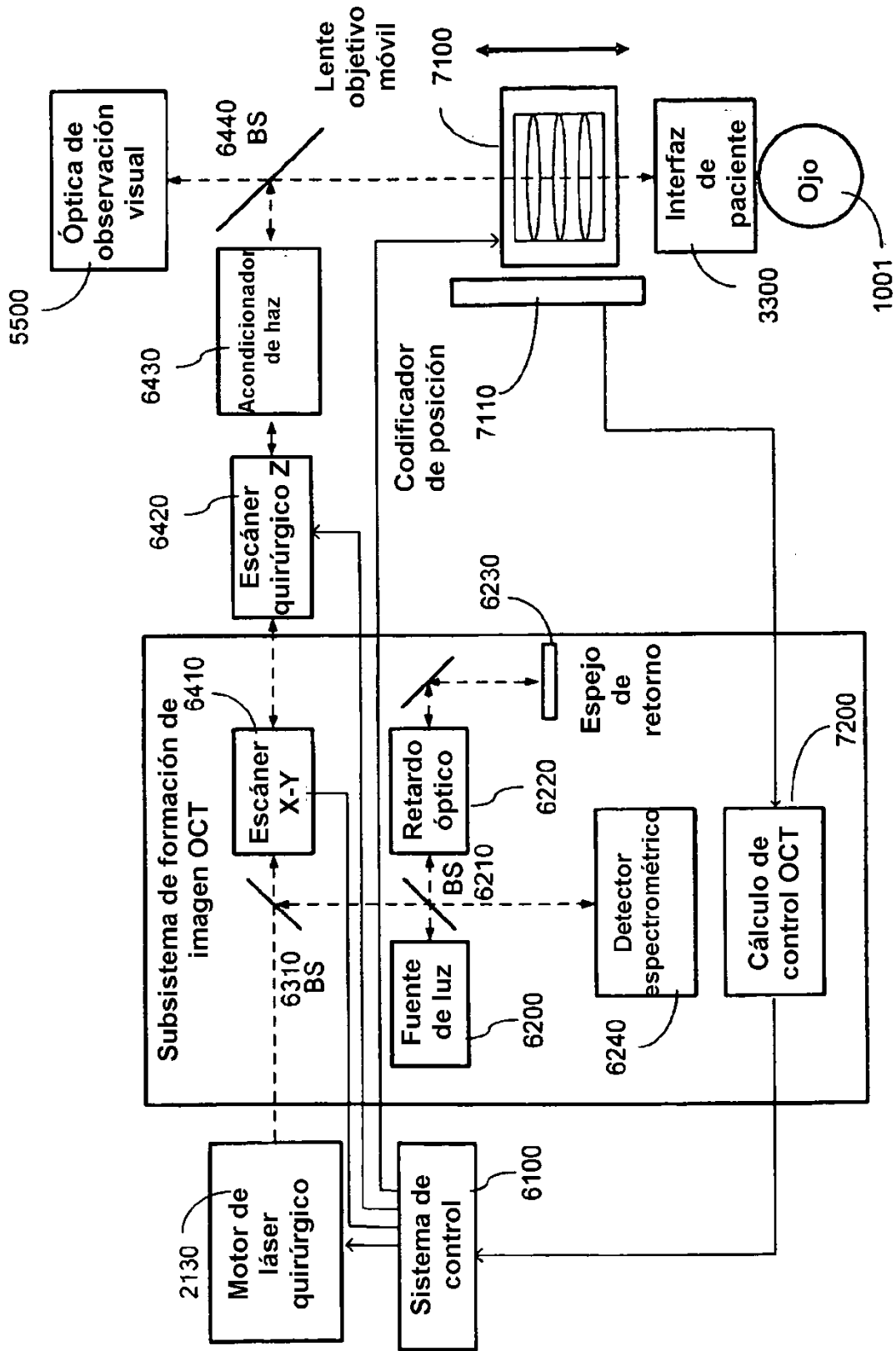


FIG. 14

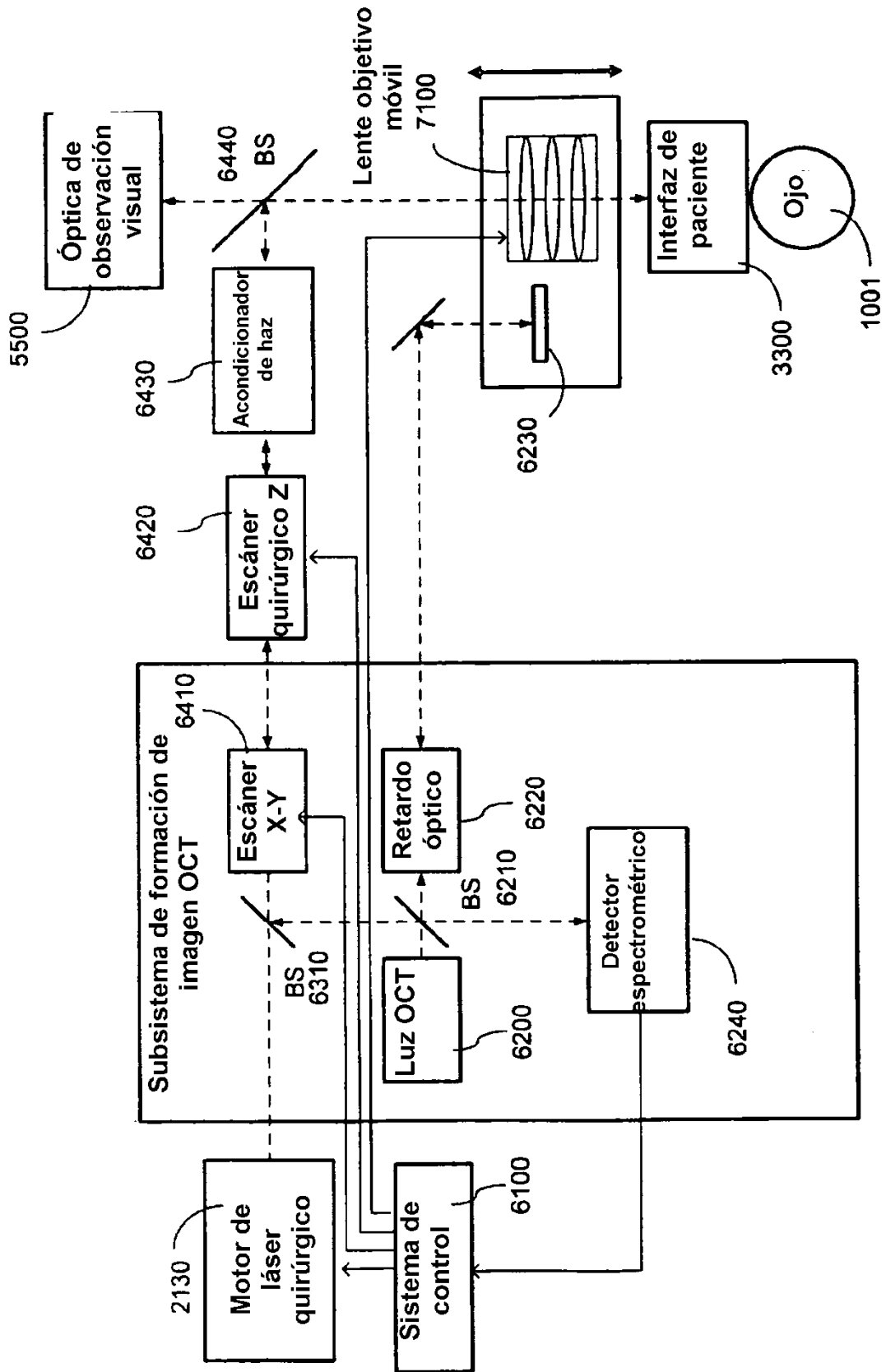


FIG. 15

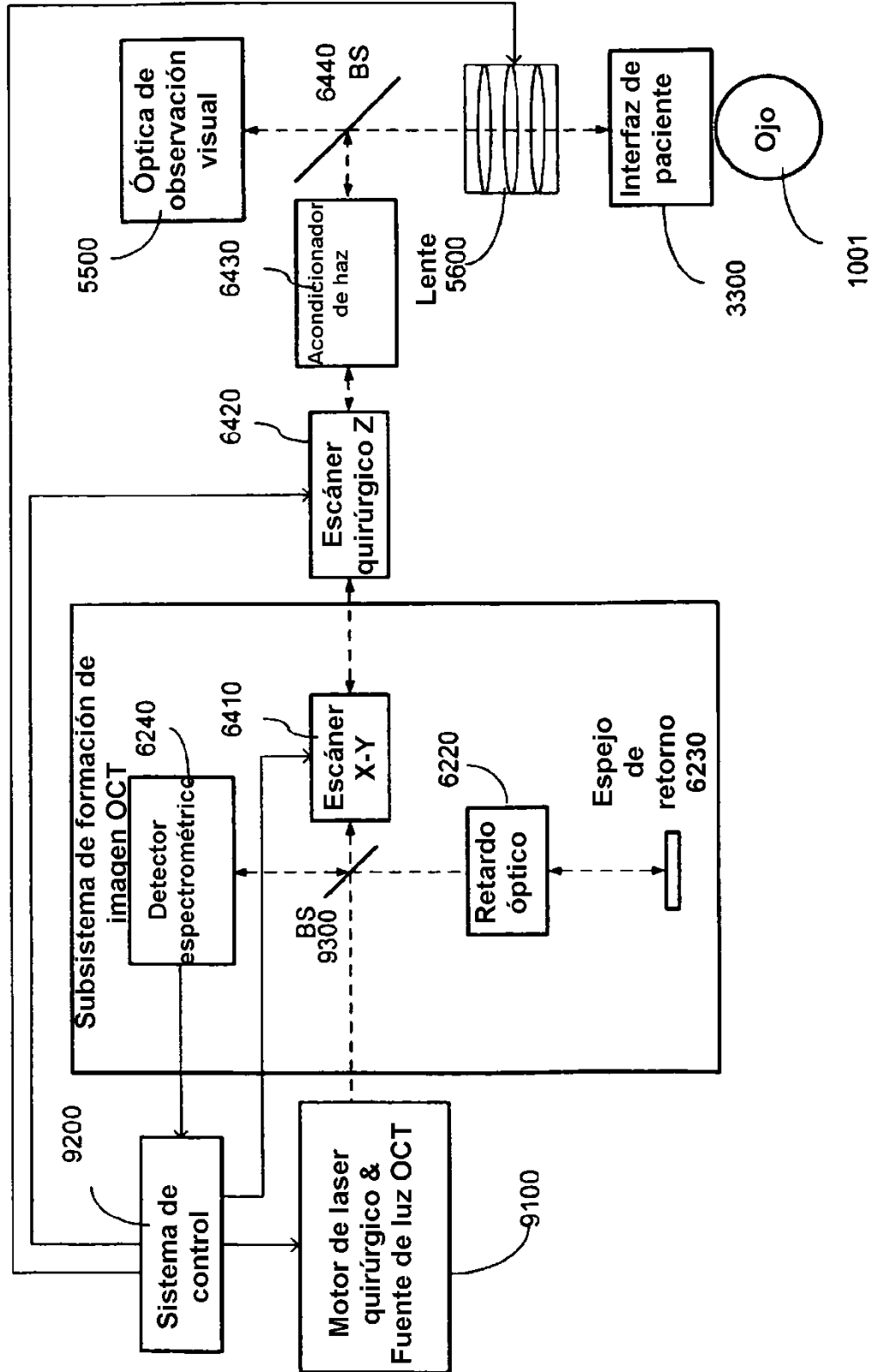


FIG. 16

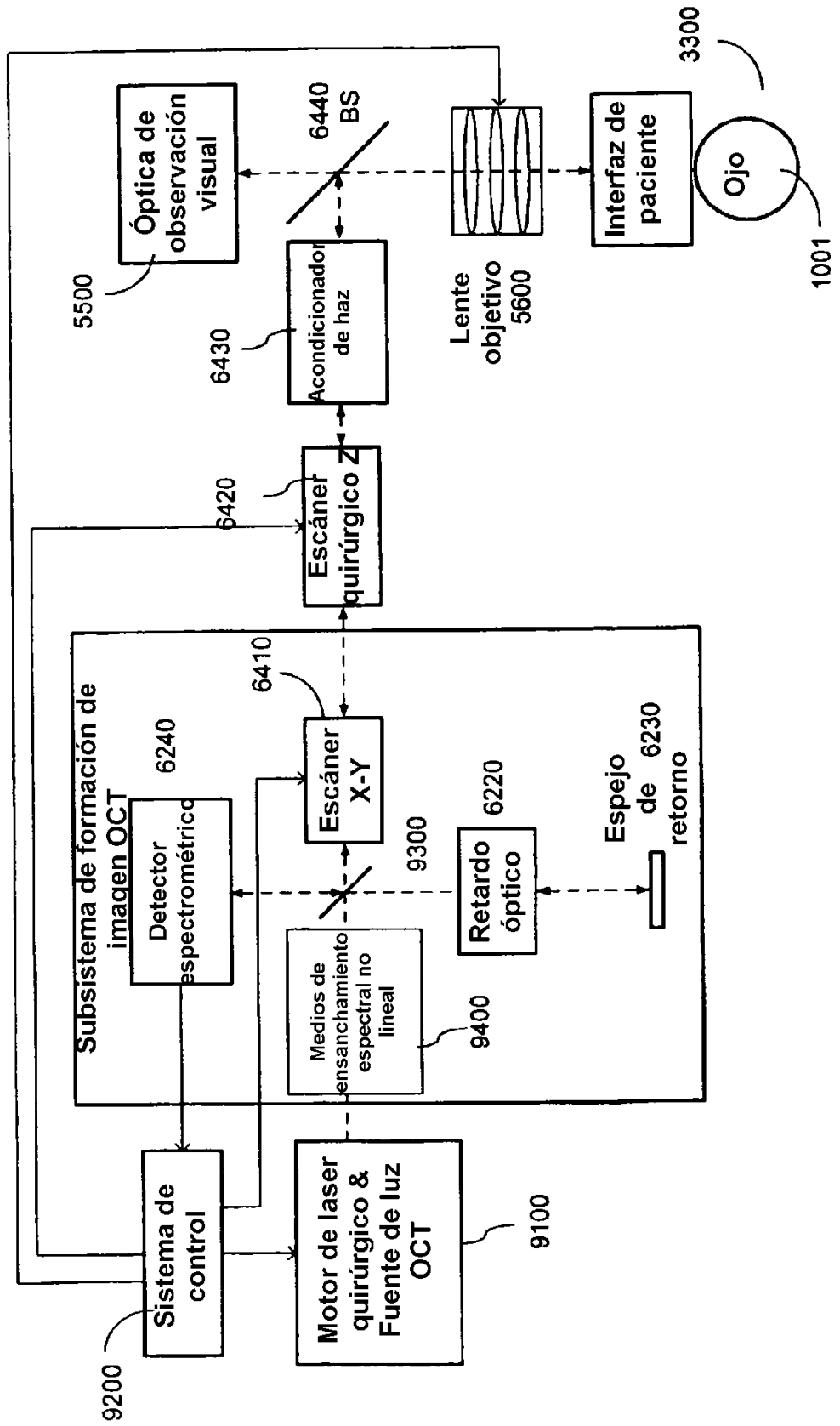


FIG. 17

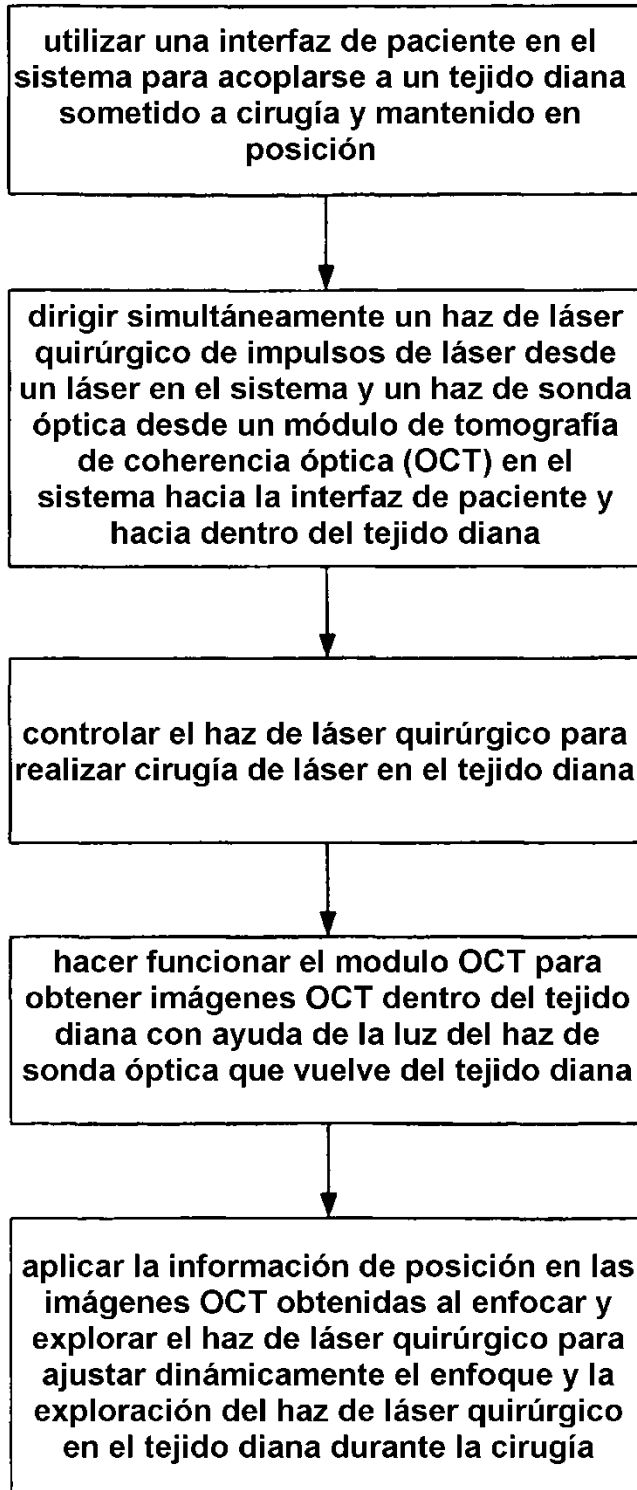


FIG. 18

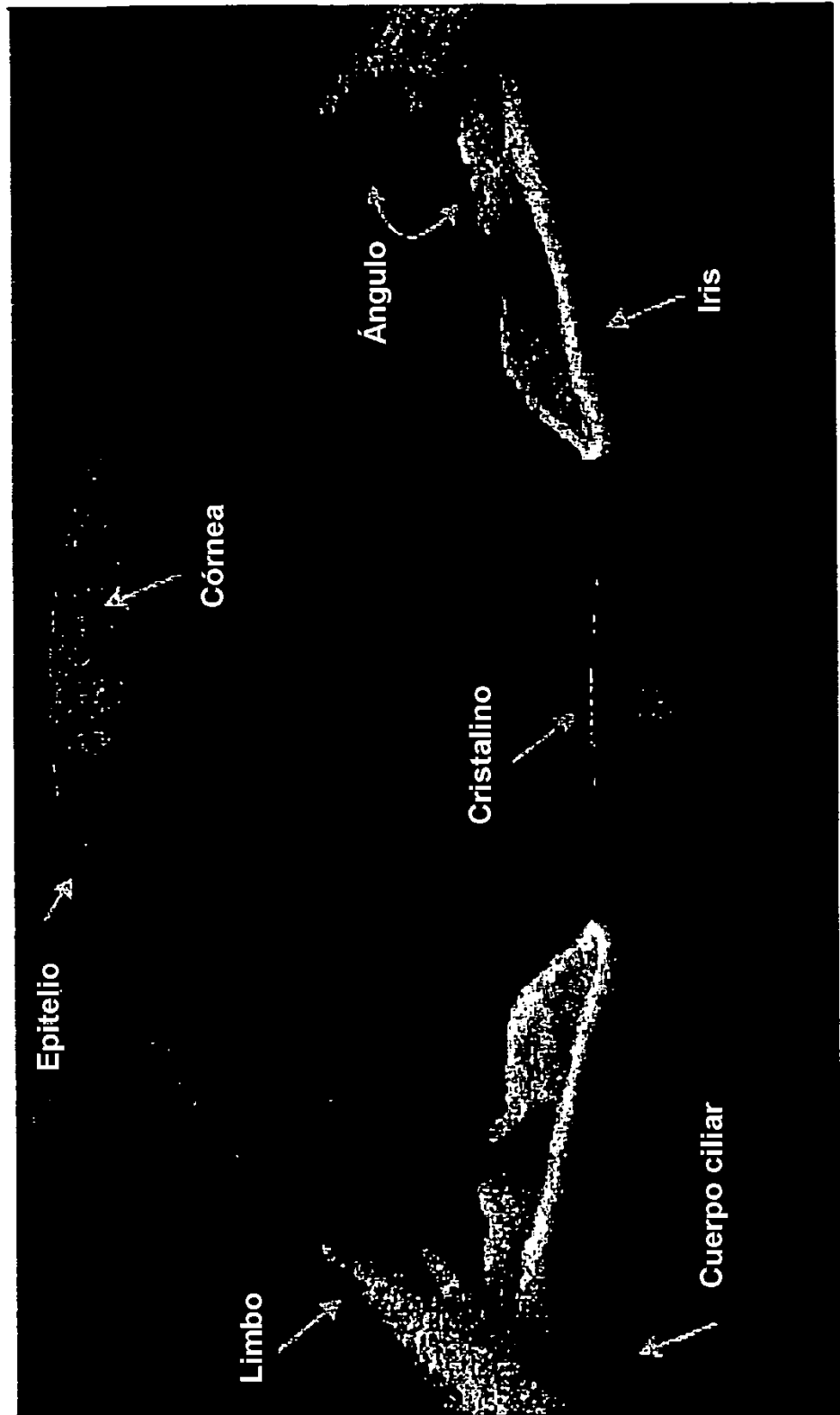


FIG. 19

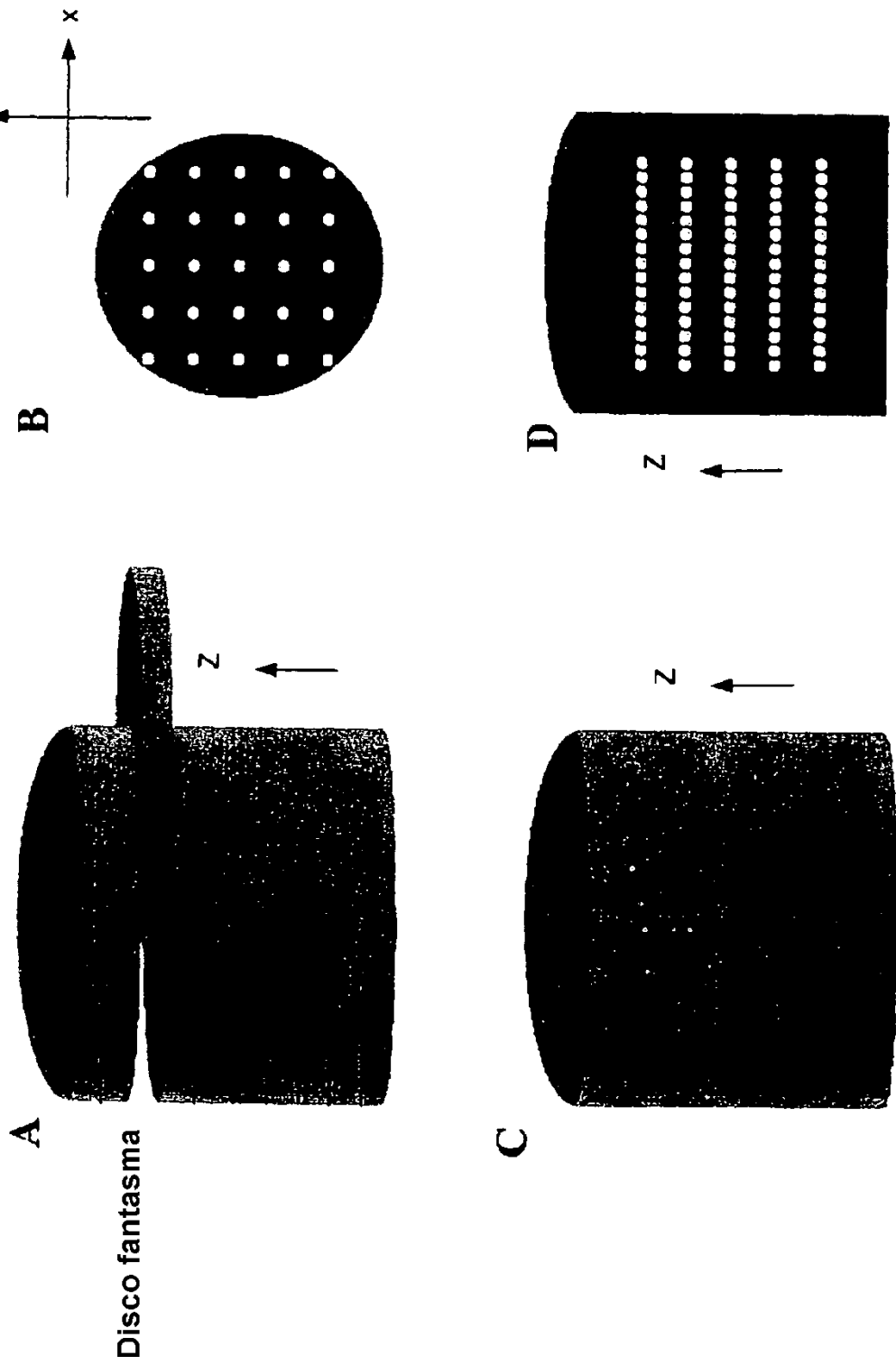


FIG. 20

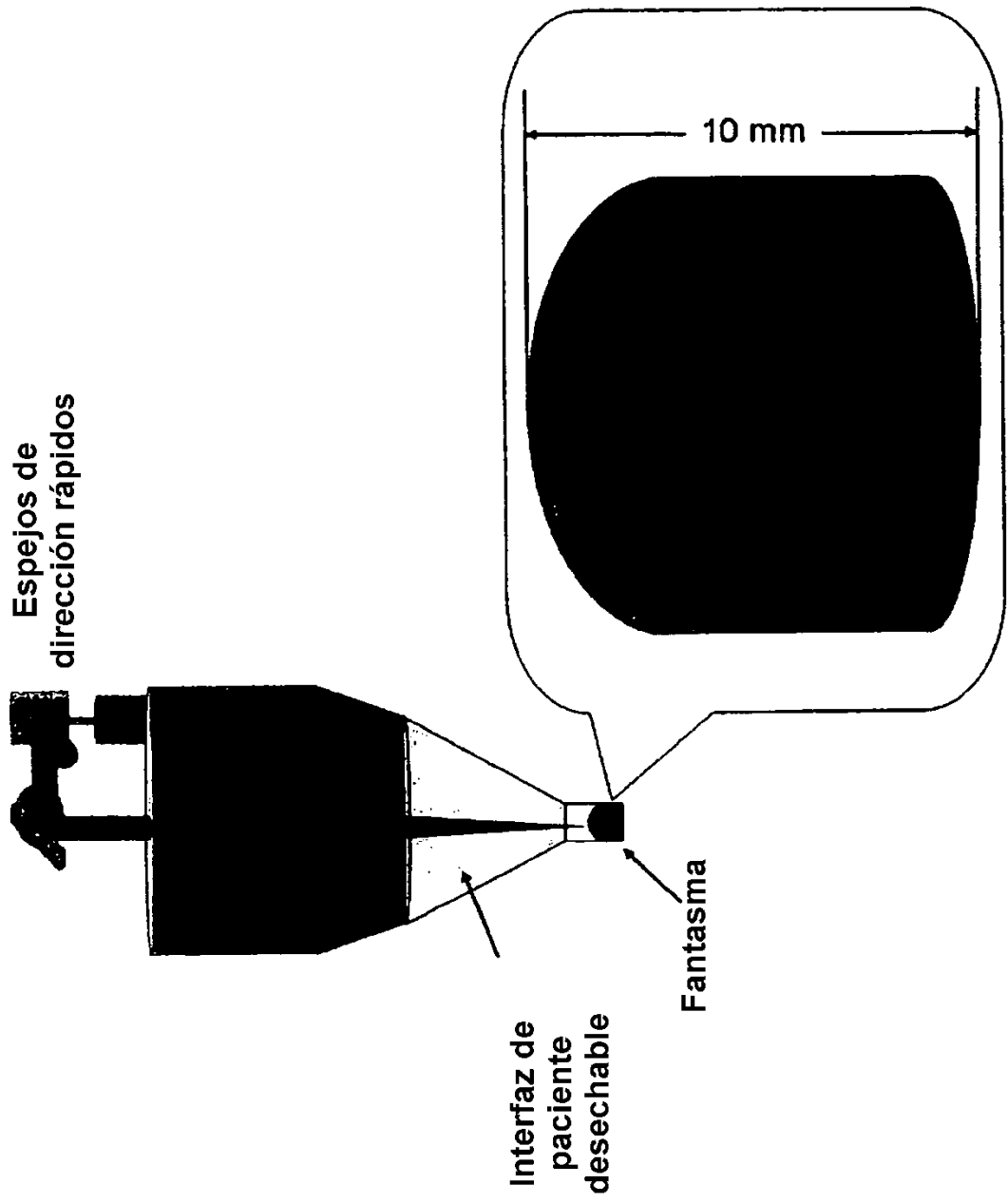


FIG. 21

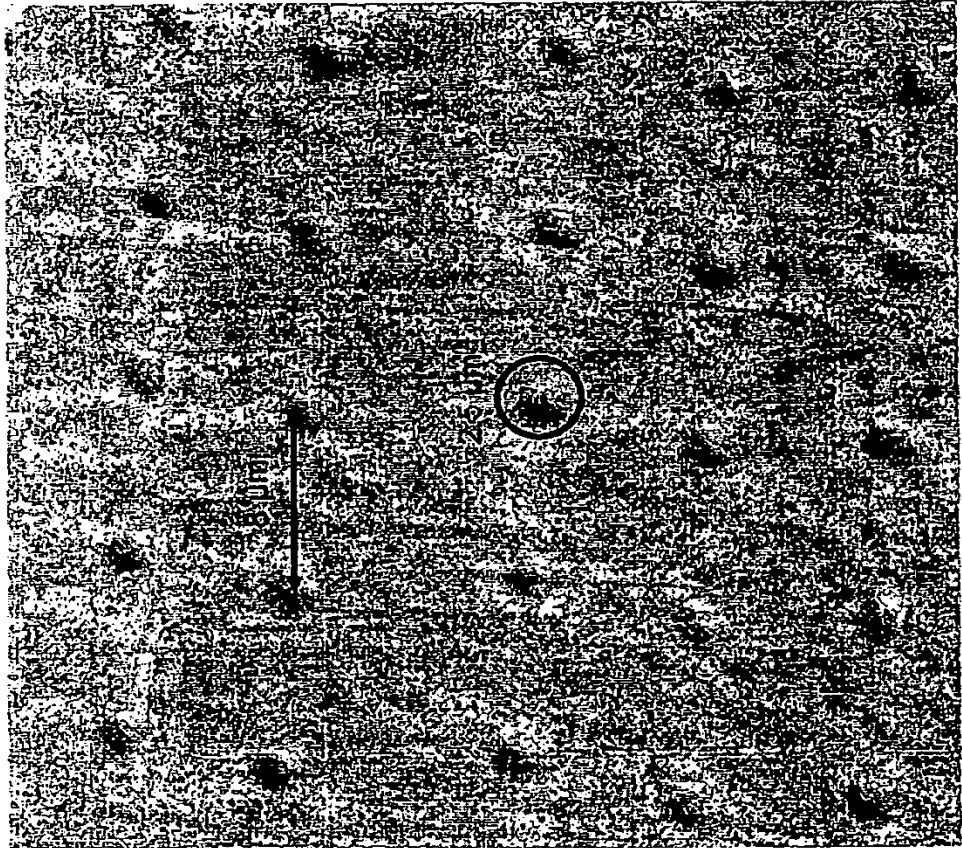


FIG. 22

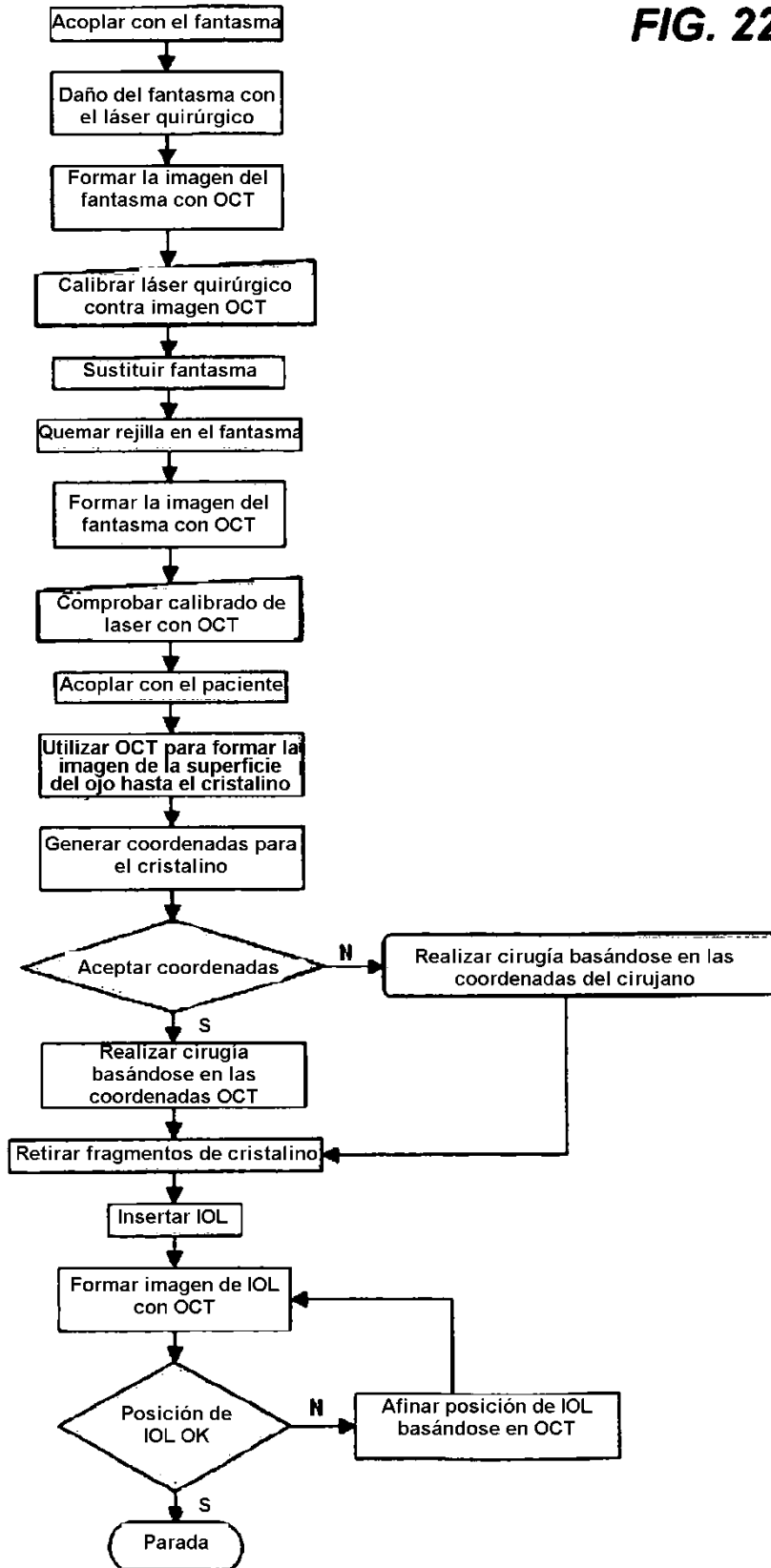


FIG. 23A

Modo de diagnóstico

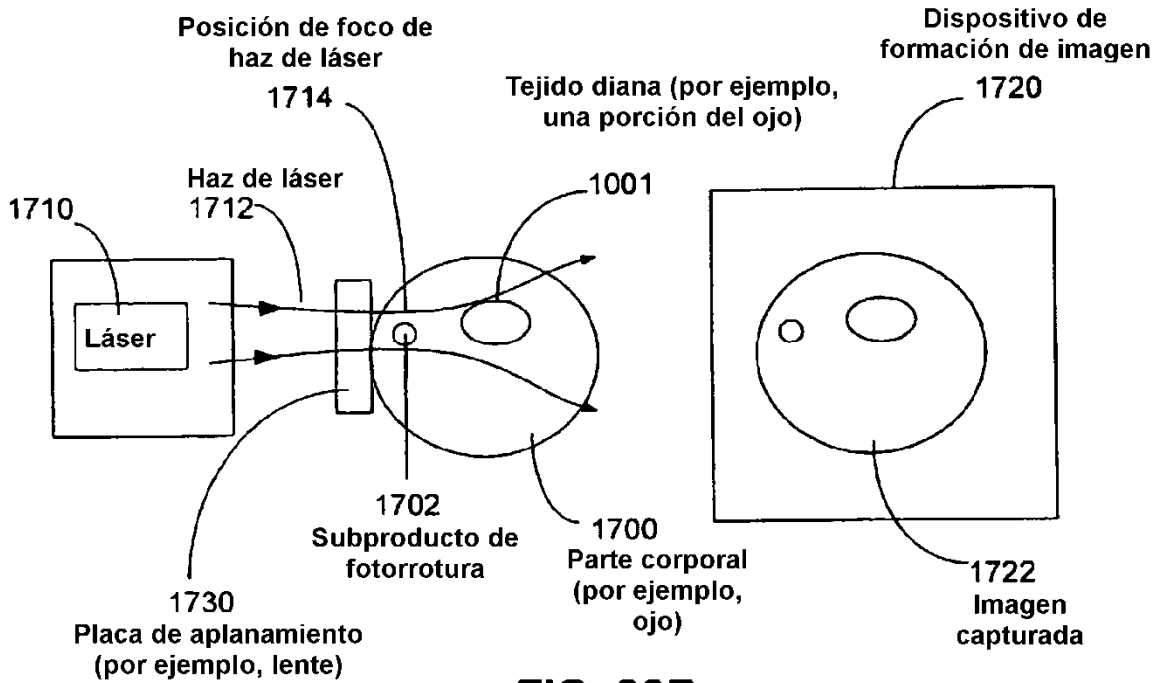


FIG. 23B

Modo quirúrgico

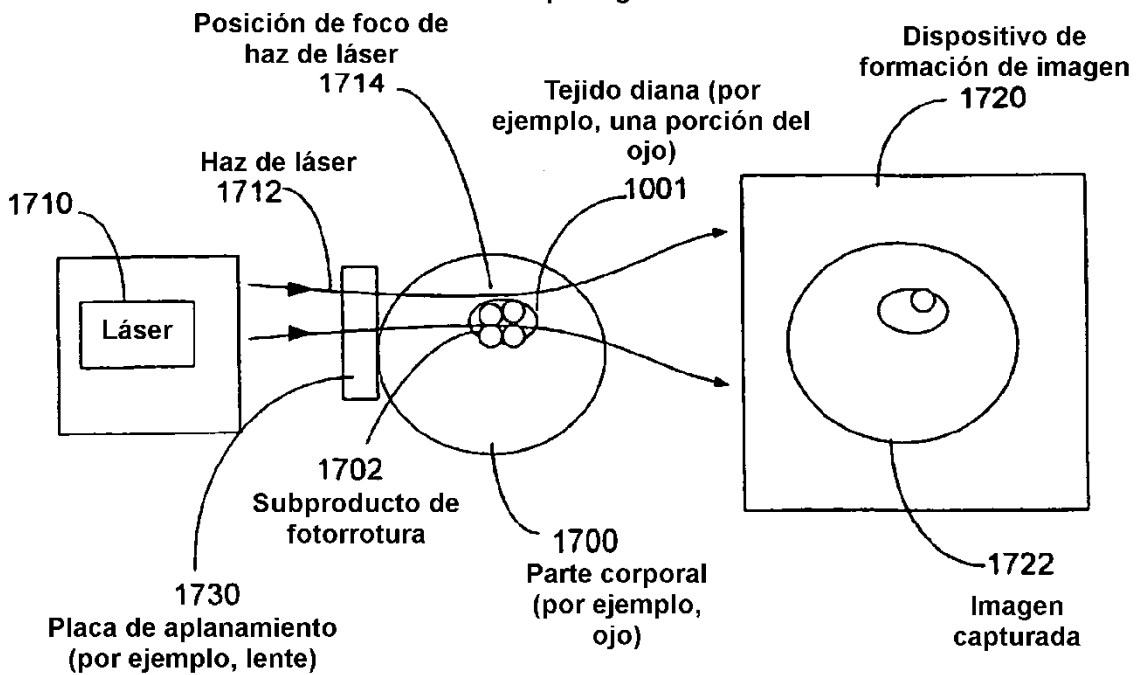


FIG. 24

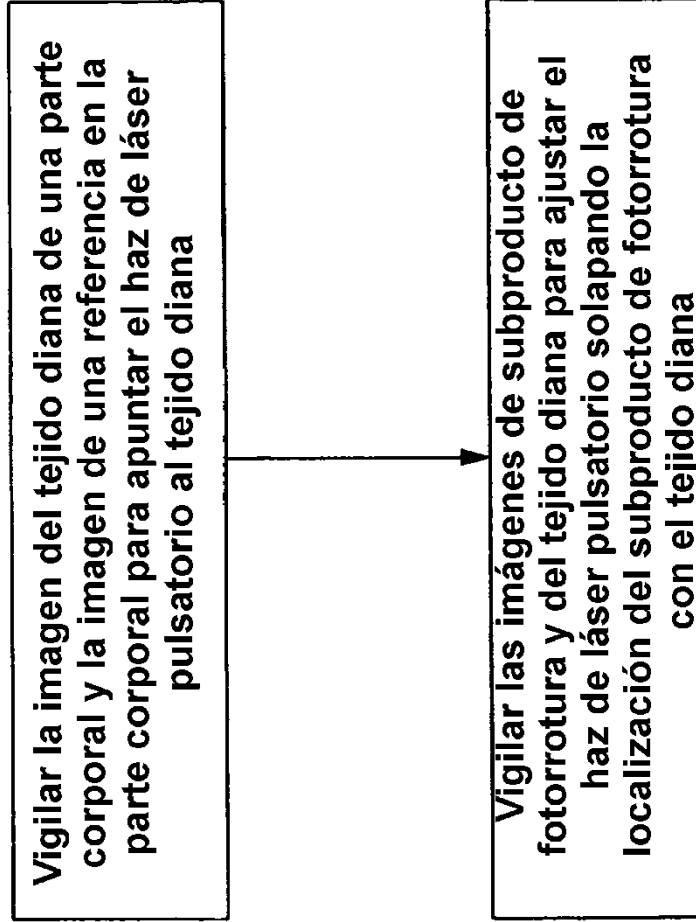


FIG. 25

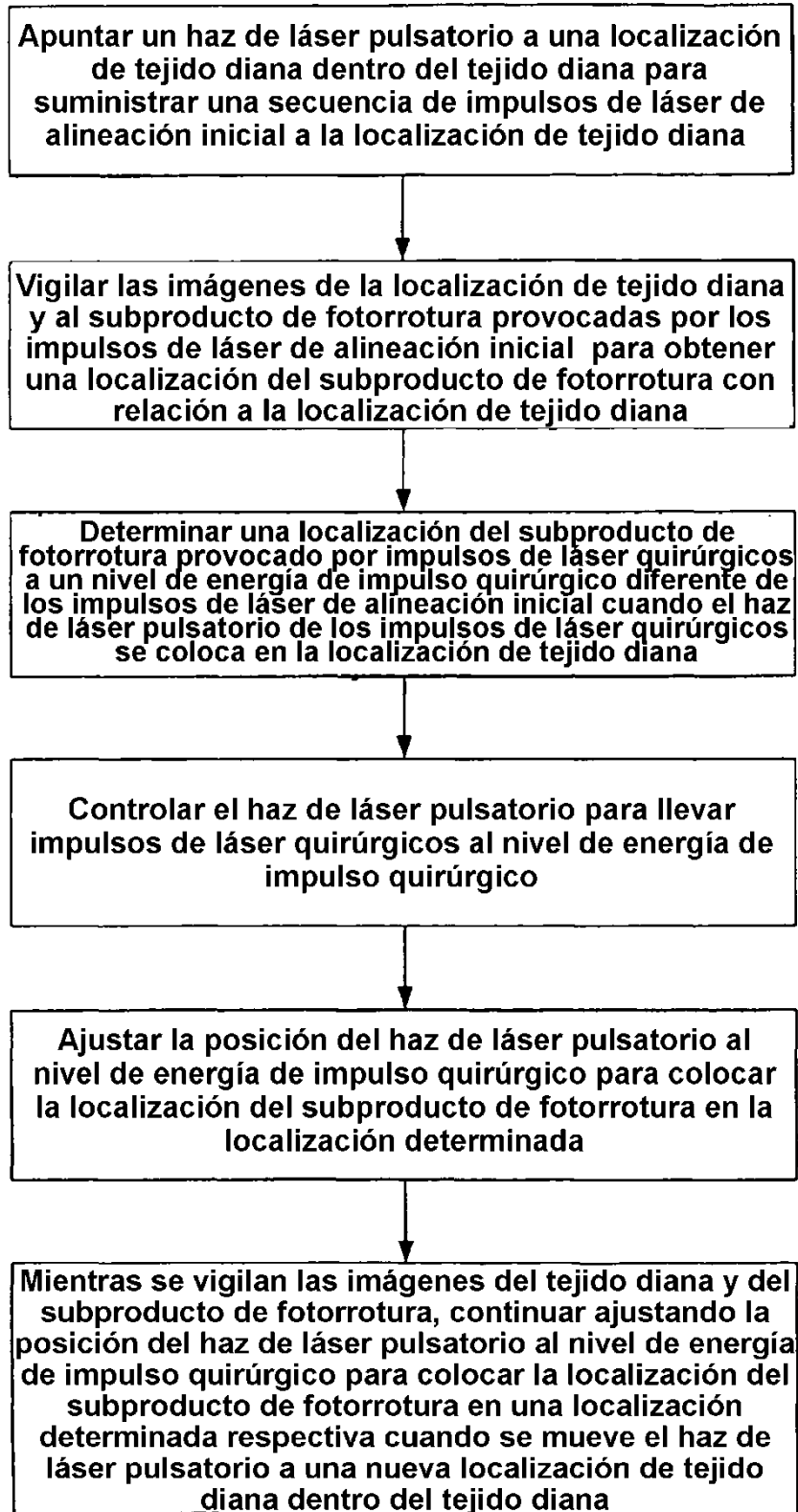


FIG. 26

