

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 673 575**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/20** (2006.01)  
**A61B 17/00** (2006.01)  
**A61B 90/00** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**A61F 9/008** (2006.01)  
**A61F 9/009** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.09.2008** E 14185132 (9)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.03.2018** EP 2826436

54 Título: **Fijación de objetivo precisa de foto-disrupción quirúrgica**

30 Prioridad:

**06.09.2007 US 970477 P**

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

**22.06.2018**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**KURTZ, RONALD M.;  
RAKSI, FERENC y  
KARAVITIS, MICHAEL**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 673 575 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**

Fijación de objetivo precisa de foto-disrupción quirúrgica.

Antecedentes

5 Este documento se refiere a las técnicas, aparatos y sistemas de cirugía láser, incluidas las técnicas, aparatos y sistemas de cirugía láser basados en la foto-disrupción que ocasionan los impulsos láser cuando impactan sobre un tejido.

10 La luz láser se puede utilizar para realizar varias operaciones quirúrgicas en los ojos y en otros tejidos de seres humanos y animales. Algunos descubrimientos recientes de métodos de cirugía láser del ojo humano, tales como LASIK en combinación con la creación de colgajo utilizando un láser de femtosegundos, demuestran que la cirugía láser del ojo humano a menudo requiere una precisión y velocidad que no se pueden conseguir por medios quirúrgicos manuales y mecánicos. En la cirugía láser como la cirugía oftálmica láser, los impulsos láser interactúan con un tejido determinado para ocasionar uno o más efectos quirúrgicos deseados en el tejido. Un ejemplo de un efecto quirúrgico es la foto-disrupción inducida por láser, una interacción óptica no-lineal entre una luz y un tejido que causa que el tejido se ionice. La foto-disrupción inducida por láser se puede utilizar para eliminar o alterar tejido de forma selectiva en varios procedimientos quirúrgicos, tales como la cirugía láser en la oftalmología. Los foto-disruptores oftálmicos tradicionales suelen utilizar impulsos láser de una duración relativamente larga en modos de disparos únicos o ráfagas de una serie de unos pocos impulsos láser (p. ej.: tres) a partir de un láser de impulsos láser tal como un láser Nd:YAG de impulsos. Los sistemas de cirugía láser más modernos, inclusive los sistemas oftálmicos láser, tienden a operar con impulsos láser cortos con altos grados de repetición, p. ej.: miles de disparos por segundo y con energías relativamente bajas por impulso.

15 Un desafío técnico asociado con los láseres quirúrgicos de impulsos cortos y altos grados de repetición es controlar y apuntar de forma precisa los impulsos láser, p. ej. la posición y el enfoque del rayo de los impulsos en un rayo láser quirúrgico.

20 WO2006074469, por ejemplo, se refiere a un método y un aparato para la trepanación láser por plasma modelada de la cápsula del cristalino y la faco-segmentación tridimensional. US2002/0198516, por ejemplo, se refiere a una estación de trabajo láser automática para intervenciones de cirugía e industriales de alta precisión.

Compendio

Este documento describe implementaciones de las técnicas, aparatos y sistemas de cirugía láser.

30 En un aspecto, un sistema de cirugía láser incluye un impulso láser para producir un rayo láser de impulsos láser; un módulo óptico para recibir el rayo láser y para enfocar y dirigir el rayo láser sobre el tejido objetivo para causar foto-disrupción en el tejido objetivo; una placa de aplanación operativa que esté en contacto con el tejido objetivo para producir una interfaz y para emitir impulsos láser al objetivo y transmitir la luz o sonido reflejados o dispersos del objetivo a través de la interfaz; un dispositivo de visualización para capturar la luz o el sonido del objetivo y para crear una imagen del tejido objetivo; y un módulo de control de un sistema para procesar la información de visualización de la imagen a partir del dispositivo de visualización y para controlar el módulo óptico para ajustar el enfoque del rayo láser sobre el tejido objetivo en base a la información de visualización.

35 Un método para apuntar un rayo de laser de impulsos a un tejido objetivo en cirugía láser incluye supervisar la imagen del tejido objetivo de una parte del cuerpo y una imagen de una referencia de la parte del cuerpo para apuntar el rayo del láser de impulsos al tejido objetivo; y supervisar imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción y del tejido objetivo para ajustar el rayo de láser de impulsos para solapar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción con el tejido objetivo.

40 Un método para apuntar un rayo de láser de impulsos a un tejido objetivo en cirugía láser incluye supervisar la imagen del tejido objetivo de una parte del cuerpo y una imagen de una referencia de la parte del cuerpo para apuntar el rayo de láser de impulsos al tejido objetivo; obtener imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción en un material de calibración para generar un sistema de referencia tridimensional dentro del tejido objetivo; y controlar el enfoque y escaneo del rayo láser quirúrgico durante la cirugía sobre el tejido objetivo en base al sistema de referencia tridimensional.

45 Un método para apuntar un rayo de láser de impulsos a un tejido objetivo en cirugía láser incluye apuntar un rayo de láser de impulsos a una ubicación de un tejido objetivo dentro del tejido objetivo para realizar una secuencia de impulsos láser de alineamiento inicial en la ubicación del tejido objetivo; supervisar imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción causados por los impulsos láser de alineamiento inicial para obtener una ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en relación a la ubicación del tejido objetivo; controlar el rayo de láser de impulsos para llevar impulsos láser quirúrgicos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos; ajustar una posición del rayo de láser de impulsos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en la ubicación determinada; y, mientras se supervisan las imágenes del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción, seguir ajustando la posición del rayo de láser de

impulsos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en una ubicación determinada respectiva cuando se desplaza el rayo de láser de impulsos a una nueva ubicación del tejido objetivo dentro del tejido objetivo.

5 En otro aspecto, el sistema de cirugía láser incluye un láser de impulsos para producir un rayo de láser de impulsos; un módulo óptico de control del rayo que dirige el rayo de láser de impulsos a una ubicación de un tejido objetivo dentro del tejido objetivo para emitir una secuencia de impulsos láser de alineamiento inicial en la ubicación del tejido objetivo; un monitor para supervisar imágenes de la ubicación del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción causados por los impulsos láser de alineamiento inicial para obtener una ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en relación a la ubicación del tejido objetivo; y una unidad de control láser que controla el nivel de energía del rayo de láser de impulsos para llevar impulsos láser quirúrgicos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos distinto de los impulsos láser de alineamiento inicial y operar el módulo óptico de control del rayo, en base a la supervisión de las imágenes del tejido objetivo y a los productos derivados de la foto-disrupción en el monitor, y ajustar una posición del rayo de láser de impulsos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en una ubicación deseada.

15 Un método para realizar cirugía láser utilizando un sistema de cirugía láser asistido por imagen incluye utilizar una placa de aplanación en el sistema para sujetar y mantener un tejido objetivo en una posición determinada durante la cirugía; dirigir de forma secuencial o simultánea un rayo láser quirúrgico de impulsos láser de un láser en el sistema y un rayo sonda óptico de un módulo de tomografía de coherencia óptica (TCO) en el sistema a la interfaz de paciente en el tejido objetivo; controlar el rayo láser quirúrgico para realizar cirugía láser sobre el tejido objetivo; 20 operar el módulo de TCO para obtener imágenes de TCO dentro del tejido objetivo a partir de la luz del rayo sonda óptico al regresar del tejido objetivo; y aplicar la información de posicionamiento en las imágenes de TCO obtenidas para enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico para ajustar de formar dinámica el enfoque y escaneo del rayo láser quirúrgico en el tejido objetivo antes de la cirugía o durante la misma.

25 Un método para realizar cirugía láser utilizando un sistema de cirugía láser asistido por imagen incluye utilizar una placa de aplanación en el sistema, sujetar un material de muestra de calibración durante un proceso de calibración antes de realizar una cirugía; dirigir un rayo láser quirúrgico de impulsos láser de un láser en el sistema a la interfaz de paciente en el material de muestra de calibración para quemar marcas de referencia en ubicaciones de referencia tridimensionales seleccionadas; dirigir un rayo sonda óptico de un módulo de tomografía de coherencia óptica (TCO) en el sistema a la interfaz de paciente en el material de muestra de calibración para capturar imágenes de TCO de las marcas de referencia quemadas; establecer una relación entre las coordenadas de posición del módulo de TCO y las marcas de referencia quemadas; tras establecer la relación, utilizar una interfaz de paciente en el sistema para sujetar y mantener un tejido objetivo en una posición determinada durante la cirugía; dirigir de forma secuencial o simultánea un rayo láser quirúrgico de impulsos láser y el rayo sonda óptica a la interfaz de paciente en el tejido objetivo; controlar el rayo láser quirúrgico para realizar cirugía láser sobre el tejido objetivo; operar el módulo de TCO para obtener imágenes de TCO dentro del tejido objetivo a partir de la luz del rayo sonda óptico al regresar del tejido objetivo; y aplicar la información de posicionamiento en las imágenes de TCO obtenidas para enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico para ajustar de formar dinámica el enfoque y escaneo del rayo láser quirúrgico en el tejido objetivo antes de la cirugía o durante la misma.

40 En otro aspecto, un sistema láser para realizar cirugía láser en el ojo incluye un sistema de control; una fuente láser para emitir un rayo láser para afectar quirúrgicamente el tejido de un ojo bajo el control de un sistema de control; un sistema de visualización de tomografía de coherencia óptica (TCO) y un control del sistema de control para producir un rayo sonda de luz que obtiene información de forma óptica sobre la estructura interna del ojo; un mecanismo estructurado de sujeción para fijar la superficie del ojo en posición y para proporcionar referencias en tres dimensiones en relación al sistema de visualización de TCO; un mecanismo para proporcionar al sistema de control información de posicionamiento de la estructura interna del ojo derivada del sistema de visualización de TCO; y una 45 unidad óptica para enfocar el rayo láser controlado por el sistema de control sobre el ojo para realizar la cirugía.

50 En otro aspecto, un sistema de cirugía láser asistido por imagen incluye un láser quirúrgico que produce un rayo láser quirúrgico de impulsos láser quirúrgicos que causan cambios quirúrgicos en un tejido objetivo intervenido quirúrgicamente; un soporte de interfaz de paciente que conecta una interfaz de paciente en contacto con el tejido objetivo para mantener el tejido objetivo en posición; un módulo de emisión de rayos láser ubicado entre el láser quirúrgico y la interfaz de paciente que está configurado para dirigir el rayo láser quirúrgico al tejido objetivo por medio de la interfaz de paciente, el módulo de emisión de rayos láser se puede operar para escanear el rayo láser quirúrgico en el tejido objetivo siguiendo un patrón quirúrgico predeterminado; un módulo de control del láser que controla la operación del láser quirúrgico y el módulo de emisión de rayos láser para realizar el patrón quirúrgico predeterminado; y un módulo de tomografía de coherencia óptica (TCO) posicionado en relación a la interfaz de paciente para obtener una relación espacial conocida con respecto a la interfaz de paciente y el tejido objetivo fijado a la interfaz de paciente. El módulo de TCO está configurado para dirigir un rayo sonda óptico al tejido objetivo y para recibir la luz sonda del rayo sonda óptico que regresa del tejido objetivo para capturar imágenes de TCO del tejido objetivo mientras que el rayo láser quirúrgico se dirige al tejido objetivo para realizar una operación quirúrgica de modo que el rayo sonda óptico y el rayo láser quirúrgico están presentes de forma simultánea en el tejido objetivo, y el módulo de TCO se comunica con el módulo de control del láser para enviar información de las imágenes de TCO capturadas al módulo de control del láser. El módulo de control del láser responde a la 60

información de las imágenes de TCO capturadas para operar el módulo de emisión de rayos láser y así enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico y para ajustar y escanear el rayo láser quirúrgico sobre el tejido objetivo en base a la información de posicionamiento de las imágenes de TCO capturadas.

5 En otro aspecto, un sistema láser incluye un impulso láser para producir un rayo láser de impulsos láser; un módulo óptico para recibir el rayo láser y para enfocar y dirigir el rayo láser sobre el tejido objetivo para causar foto-disrupción en el tejido objetivo; una placa de aplanación operativa que esté en contacto con el tejido objetivo para producir una interfaz y para emitir impulsos láser al objetivo y transmitir luz o sonido reflejados del objetivo a través de la interfaz; un dispositivo de visualización para capturar la luz reflejada del objetivo y para crear una imagen del tejido objetivo; y un módulo de control de un sistema para procesar la información de visualización de las imágenes  
10 capturadas del dispositivo de visualización y para controlar el módulo óptico para ajustar el enfoque del rayo láser sobre el tejido objetivo.

15 En un aspecto, un sistema de cirugía láser incluye un impulso láser para producir un rayo láser de impulsos láser; un módulo óptico para enfocar y dirigir el rayo láser sobre el tejido objetivo para causar foto-disrupción en el tejido objetivo; una placa de aplanación operativa que esté en contacto con el tejido objetivo para producir una interfaz y para emitir impulsos láser al objetivo y transmitir la luz o sonido reflejados o dispersos del objetivo a través de la interfaz; un dispositivo de visualización para capturar una imagen del tejido objetivo y una imagen de los productos derivados de la foto-disrupción en el tejido objetivo por la foto-disrupción; y un módulo de control de un sistema para procesar la información de visualización de las imágenes capturadas a partir del dispositivo de visualización para obtener un desfase de las posiciones entre la imagen de los productos derivados de la foto-disrupción y una posición  
20 objetivo del tejido objetivo, en donde el módulo de control del sistema controla el módulo óptico para ajustar el rayo láser y así reducir el desfase entre los impulsos láser subsiguientes.

25 Un método para apuntar un rayo de láser de impulsos a un tejido objetivo en cirugía láser incluye supervisar la imagen del tejido objetivo de una parte del cuerpo y una imagen de una referencia de la parte del cuerpo para apuntar el rayo de láser de impulsos al tejido objetivo; y supervisar imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción y del tejido objetivo para ajustar el rayo de láser de impulsos para solapar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción con el tejido objetivo.

30 Un método para apuntar un rayo de láser de impulsos a un tejido objetivo en cirugía láser incluye apuntar un rayo de láser de impulsos a una ubicación de un tejido objetivo dentro del tejido objetivo para realizar una secuencia de impulsos láser de alineamiento inicial en la ubicación del tejido objetivo; supervisar las imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción causados por los impulsos de rayo láser de alineamiento inicial para obtener una ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en relación a la ubicación del tejido objetivo; determinar una ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción causados por impulsos láser quirúrgicos a un nivel de energía de impulsos láser distinto de los impulsos láser de alineamiento inicial cuando el rayo de láser de impulsos de los impulsos láser quirúrgicos se sitúa en la ubicación del tejido objetivo; controlar el rayo de láser de impulsos  
35 para llevar impulsos láser al nivel de energía de impulsos quirúrgicos; ajustar una posición del rayo de láser de impulsos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en la ubicación determinada; y, mientras se supervisan las imágenes del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción, seguir ajustando la posición del rayo de láser de impulsos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en una ubicación determinada respectiva cuando se desplaza el rayo de láser de impulsos a una nueva ubicación del tejido objetivo dentro del tejido objetivo.

40 En incluso otro aspecto, el sistema de cirugía láser incluye un láser de impulsos para producir un rayo de láser de impulsos; un módulo óptico de control del rayo que dirige el rayo del láser de impulsos a una ubicación de un tejido objetivo dentro del tejido objetivo para emitir una secuencia de impulsos de rayo láser de alineamiento inicial en la ubicación del tejido objetivo; un monitor para supervisar imágenes de la ubicación del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción causados por los impulsos de rayo láser de alineamiento inicial para obtener una ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en relación a la ubicación del tejido objetivo; y una unidad de control láser que controla el nivel de energía del rayo del láser de impulsos para llevar impulsos láser quirúrgicos a un nivel de energía de impulsos quirúrgicos distinto de los impulsos láser de alineamiento inicial y  
45 operar el módulo óptico de control del rayo, en base a la supervisión de las imágenes del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción en el monitor, y ajustar una posición del rayo de láser de impulsos al nivel de energía del impulso quirúrgico para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en una ubicación deseada.

50 Tanto estos como otros aspectos y varias implementaciones de las técnicas, aparatos y sistemas de cirugía láser se describen en detalle en las figuras, la descripción y las reivindicaciones. La presente invención está definida por las reivindicaciones.

Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 muestra un ejemplo de un sistema de cirugía láser asistido por imagen en el que un módulo de visualización proporciona imágenes de un objetivo al control del láser.

Las Figuras 2-10 muestran ejemplos de sistemas de cirugía láser asistidos por imagen con varios grados de integración entre un sistema de cirugía láser y un sistema de visualización.

La Figura 11 muestra un método para realizar cirugía láser por medio de un sistema de cirugía láser asistido por imagen.

- 5 La Figura 12 muestra un ejemplo de una imagen de un ojo a partir de un módulo de visualización de tomografía de coherencia óptica (TCO).

Las Figuras 13A, 13B, 13C y 13D muestran dos ejemplos de muestras de calibración para calibrar un sistema de cirugía láser asistido por imagen.

- 10 La Figura 14 muestra un ejemplo de una conexión entre un material de muestra y una interfaz de paciente en un sistema de cirugía láser asistido por imagen para calibrar el sistema.

La Figura 15 muestra un ejemplo de marcas de referencia creadas por un rayo láser quirúrgico sobre una superficie de vidrio.

La Figura 16 muestra un ejemplo del proceso de calibración y la calibración posterior en la operación quirúrgica para un sistema de cirugía láser asistido por imagen.

- 15 Las Figuras 17A y 17B muestran dos modos operativos de un ejemplo de un sistema de cirugía láser asistido por imagen que captura imágenes de productos derivados de la foto-disrupción inducida por láser y del tejido objetivo para guiar el alineamiento del láser.

Las Figuras 18 y 19 muestran ejemplos de operaciones de alineamiento del láser en sistemas de cirugía láser asistidos por imagen.

- 20 La Figura 20 muestra un ejemplo de un sistema de cirugía láser en base a un alineamiento del láser que utiliza la imagen de los productos derivados de la foto-disrupción.

#### Descripción detallada

- 25 Un aspecto importante de los procedimientos quirúrgicos con láser es controlar y apuntar de forma precisa el rayo láser, p. ej., la posición y el enfoque del rayo. Los sistemas de cirugía láser se pueden diseñar para que incluyan herramientas para controlar y apuntar el láser para apuntar impulsos láser con precisión sobre objetivos específicos dentro del tejido. En varios sistemas de cirugía láser foto-disruptivos de nanosegundos, tales como el sistema láser Nd:YAG, el nivel de precisión requerido es relativamente bajo. Esto es en parte porque la energía láser que se utiliza es relativamente alta y por lo tanto el área de tejido afectada también es relativamente grande, a menudo cubriendo un área de impacto de una dimensión de los cientos de micrones. El intervalo entre los impulsos láser en dichos sistemas tiende a ser largo, y el control y dirección manual son factibles y se realizan a menudo. Un ejemplo de dichos mecanismos de dirección manual es un biomicroscopio para visualizar el tejido objetivo en combinación con una segunda fuente láser utilizada como rayo para apuntar. El cirujano desplaza de forma manual el foco de la lente de enfoque del láser, comúnmente con una palanca de mando, que es parfocal (con o sin desfase) con la imagen en el microscopio, de modo que el rayo quirúrgico o el rayo para apuntar está enfocado lo mejor posible en el objetivo.

- 35 Dichas técnicas diseñadas para utilizar con sistemas de cirugía láser de baja tasa de repetición pueden ser difíciles de utilizar con láseres de alta tasa de repetición que operan a miles de disparos por segundo y con impulsos de energía relativamente baja. En operaciones quirúrgicas con láseres de alta tasa de repetición puede ser necesaria mucha mayor precisión debido a los pequeños efectos de cada impulso láser, y también puede ser necesaria mucha mayor velocidad de posicionamiento debido a tener que emitir miles de impulsos a nuevas áreas tratadas muy rápidamente.

- 40 Algunos ejemplos de láseres de impulsos de alta tasa de repetición para sistemas de cirugía láser incluyen láser de impulsos a una tasa de repetición de impulsos de miles de disparos por segundo o más, con relativamente baja energía por impulso. Dichos láseres utilizan relativamente baja energía por impulso para localizar el efecto en el tejido causado por la foto-disrupción inducida por láser, p. ej., el área de tejido impactada por la foto-disrupción es del orden de los micrones o las decenas de micrones. Este efecto localizado en el tejido puede mejorar la precisión de la cirugía láser y puede ser deseable en ciertos procedimientos quirúrgicos tales como la cirugía láser ocular. En un ejemplo de dicha cirugía, se pueden emitir cientos, miles o millones de impulsos contiguos o casi contiguos, o impulsos separados por distancias determinadas para conseguir ciertos efectos quirúrgicos deseados, tales como incisiones en el tejido, separación o fragmentación.

- 50 En varios procedimientos quirúrgicos que utilizan un sistema de cirugía láser de alta repetición foto-disruptiva con impulsos láser de más corta duración puede ser necesaria una alta precisión para posicionar cada impulso en el tejido objetivo intervenido quirúrgicamente tanto para una posición absoluta respecto una ubicación objetivo del tejido objetivo y para una posición relativa respecto a los impulsos anteriores. Por ejemplo, en algunos casos, puede ser necesario que los impulsos se envíen juntas con una precisión de unos pocos micrones dentro del intervalo entre

los impulsos, que puede ser del orden de los microsegundos. Ya que el tiempo entre dos secuencias de impulsos es corto y la precisión necesaria para alinear el impulso es alta, ya no será adecuado o factible utilizar el control manual utilizado en sistemas láser de impulsos de baja tasa de repetición.

Una técnica que facilita y mejora el control necesario del posicionamiento a altas velocidades para emitir impulsos láser sobre un tejido es conectar una placa de aplanación hecha de un material transparente tal como vidrio con una superficie de contacto predeterminada con el tejido de modo que la superficie de contacto de la placa de aplanación forma una interfaz óptica bien definida con el tejido. Esta interfaz bien definida puede facilitar la transmisión y el enfoque de la luz láser sobre el tejido para controlar o reducir las aberraciones o variaciones ópticas (como pueden ser las debidas a las propiedades ópticas específicas del ojo o a cambios que ocurren cuando se seca una superficie), que alcanzan su punto más crítico en la interfaz aire-tejido, que en el ojo se encuentra en la superficie anterior de la córnea. Las lentillas se pueden diseñar para varias aplicaciones y objetivos dentro del ojo y otros tejidos, inclusive aquellas desechables o reutilizables. El vidrio de contacto o la placa de aplanación sobre la superficie del tejido objetivo se puede utilizar como una placa de referencia respecto a la cual los impulsos láser se enfocan ajustando los elementos de enfoque dentro del sistema de transmisión láser. Este uso de vidrio de contacto o placa de aplanación proporciona mejor control de las propiedades ópticas de la superficie del tejido y permite apuntar con precisión los impulsos láser a altas velocidades en la ubicación deseada (punto de interacción) del tejido objetivo en relación a la placa de aplanación con leve distorsión óptica de los impulsos láser.

Una manera de implementar una placa de aplanación sobre un ojo es utilizar la placa de aplanación para proporcionar una referencia posicional para emitir los impulsos láser al tejido objetivo del ojo. Este uso de la placa de aplanación como referencia posicional se puede basar en la ubicación deseada determinada del enfoque del impulso láser en el objetivo con suficiente precisión antes de disparar los impulsos láser, y las posiciones relativas de la placa de referencia y el tejido objetivo interno individual deben permanecer constantes mientras el láser está disparando. Además, en este método puede ser necesario enfocar el impulso láser sobre la ubicación deseada para poder predecir y repetir el procedimiento en cada ojo o en diferentes regiones del mismo ojo. En sistemas prácticos puede ser difícil utilizar la placa de aplanación como referencia posicional para localizar impulsos láser intraoculares de forma precisa debido a que puede que las condiciones mencionadas anteriormente no se cumplan en sistemas prácticos.

Por ejemplo, si la lente del cristalino es el objetivo de la cirugía, la distancia precisa entre la placa de referencia sobre la superficie del ojo al objetivo tiende a variar debido a la presencia de estructuras plegables, tales como la córnea misma, la cámara anterior, y el iris. No sólo hay una distancia variable considerable entre la córnea aplanada y el cristalino en cada ojo, sino que también puede haber variación dentro del mismo ojo dependiendo de la técnica quirúrgica y de aplanación específicas utilizadas por el cirujano. Además, puede haber movimiento en el tejido del cristalino objetivo en relación a la superficie aplanada cuando se disparan las miles de impulsos láser necesarias para conseguir el efecto quirúrgico, lo que complica aún más poder emitir impulsos con precisión. Asimismo, la estructura dentro del ojo se puede mover debido a la acumulación de productos derivados de la foto-disrupción, como pueden ser las burbujas de cavitación. Por ejemplo, los impulsos láser que se envían a la lente del cristalino pueden ocasionar que la cápsula del cristalino sobresalga hacia delante, lo que requiere realizar ajustes para apuntar a este tejido con los impulsos láser subsiguientes. Es más, puede ser difícil utilizar modelos informáticos y simulaciones para predecir con suficiente precisión la ubicación real de los tejidos objetivo luego de quitar la placa de aplanación y para ajustar el posicionamiento de impulsos láser para situarlas de forma deseada sin la aplanación, en parte debido a la naturaleza muy variable de los efectos de aplanación, que pueden depender de factores específicos de cada córnea u ojo, y de la técnica quirúrgica o de aplanación específicas utilizadas por un cirujano.

Además de los efectos de la aplanación que afectan de forma desproporcional la ubicación de las estructuras de los tejidos internos, en algunos procedimientos quirúrgicos puede ser deseable que un sistema de fijación de objetivos anticipe o tenga en consideración características no-lineales de la foto-disrupción, que pueden ocurrir cuando se utilizan impulsos láser de corta duración. La foto-disrupción es un proceso óptico no-lineal sobre el tejido y puede causar complicaciones para alinear y apuntar el rayo. Por ejemplo, uno de los efectos ópticos no-lineales sobre el tejido cuando se interactúa con impulsos láser durante la foto-disrupción es que el índice refractivo del tejido bajo los impulsos láser deja de ser constante y varía con la intensidad de la luz. Debido a que la intensidad de la luz en los impulsos láser varía de forma espacial dentro del rayo de láser de impulsos, a lo largo y ancho de la dirección de propagación del rayo de láser de impulsos, el índice refractivo del tejido también varía de forma espacial. Una consecuencia de este índice refractivo no-lineal es el enfoque automático o la pérdida de enfoque automática sobre el tejido, que cambia el enfoque real y la posición del enfoque del rayo de láser de impulsos dentro del tejido. Por lo tanto, para alinear de forma precisa el rayo de láser de impulsos para cada posición del tejido objetivo también puede ser necesario tener en cuenta los efectos ópticos no-lineales del tejido sobre el rayo láser. Además, puede ser necesario ajustar la energía de cada impulso para producir el mismo efecto físico en regiones diferentes del objetivo debido a diferentes características físicas, tales como la dureza, o debido a consideraciones ópticas tales como la absorción o dispersión de luz del impulso láser que viaja hacia una región específica. En dichos casos, la diferencia en los efectos de enfoque no-lineales entre impulsos con distintos valores energéticos también pueden afectar la alineación y el enfoque del láser de los impulsos quirúrgicos.

Así, en procedimientos quirúrgicos en los que el objetivo son estructuras que no son superficiales, puede ser insuficiente utilizar una placa de aplanación en base a una referencia posicional provista por la placa de aplanación

para emitir impulsos láser precisas sobre tejidos objetivo internos. Utilizar la placa de aplanación como referencia para guiar la emisión de láseres puede hacer necesario medir la amplitud y la posición de la placa aplanación con un alto nivel de precisión, ya que la desviación del valor nominal se traduce directamente en un error de precisión de profundidad. Las lentes de aplanación de alta precisión pueden ser caras, especialmente las placas de aplanación desechables de un solo uso.

Las técnicas, aparatos y sistemas descritos en este documento se pueden implementar en formas que proveen mecanismos de fijación de objetivos para emitir impulsos láser cortos a través de una placa de aplanación a una ubicación deseada dentro del ojo con precisión y a una alta velocidad sin que sea necesario saber la ubicación deseada del enfoque del impulso láser sobre el objetivo con suficiente precisión antes de disparar los impulsos láser y sin que sea necesario que las posiciones relativas de la placa de referencia y el tejido interno individual objetivo permanezcan constantes mientras se dispara el láser. Por lo tanto, las técnicas, aparatos y sistemas descritos se pueden utilizar para varios procedimientos quirúrgicos donde las condiciones físicas del tejido objetivo intervenido quirúrgicamente tienden a variar y son difíciles de controlar, y la dimensión de la lente de aplanación tiende a variar de una lente a la otra. Las técnicas, aparatos y sistemas descritos también se pueden utilizar para otros objetivos quirúrgicos en los que existe la distorsión o el movimiento del objetivo de la cirugía respecto a la superficie de la estructura, o en los que los efectos ópticos no-lineales dificultan la precisión cuando se fija el objetivo. Los ejemplos de dichos objetivos de cirugía además del ojo incluyen el corazón, tejido subcutáneo profundo, y otros.

Las técnicas, aparatos y sistemas descritos se pueden implementar de formas que mantienen los beneficios provistos por una placa de aplanación, que incluyen por ejemplo el control de la forma y la hidratación de la superficie, así como las reducciones en la distorsión óptica, al mismo tiempo que proveen la localización precisa de la foto-disrupción de estructuras internas de la superficie aplanada. Esto se puede conseguir por medio del uso de un dispositivo de visualización integrado para localizar el tejido objetivo en relación a la óptica de enfoque del sistema de transmisión. El tipo exacto de dispositivo de visualización puede variar y depender de la naturaleza específica del objetivo y del nivel de precisión necesario.

Se puede implementar una lente de aplanación con otro mecanismo para fijar el ojo para prevenir movimientos de rotación y traslación del ojo. Ejemplos de dichos dispositivos de fijación incluyen el uso de un anillo de succión. Dicho mecanismo de fijación también puede causar distorsión o movimiento no deseado del objetivo quirúrgico. Las técnicas, aparatos y sistemas descritos se pueden implementar para proporcionar a sistemas de cirugía láser de alta tasa de repetición que utilizan una placa de aplanación y/o medios de fijación para objetivos quirúrgicos que no son superficiales un mecanismo de fijación de objetivos que provee visualización interoperativa para supervisar dicha distorsión y movimiento del objetivo quirúrgico.

Debajo se describen ejemplos específicos de técnicas, aparatos y sistemas de cirugía láser para utilizar un módulo de visualización óptica para capturar imágenes de un tejido objetivo y obtener información de posicionamiento del tejido objetivo, p. ej., antes de un procedimiento quirúrgico y durante el mismo. Dicha información de posicionamiento obtenida se puede utilizar para controlar el posicionamiento y enfoque del rayo láser quirúrgico sobre el tejido objetivo para proporcionar un control preciso sobre la colocación de los impulsos láser quirúrgicos en sistemas láser de alta tasa de repetición. En una implementación, durante un procedimiento quirúrgico las imágenes obtenidas por el módulo de visualización óptica se pueden utilizar para controlar de forma dinámica la posición y el enfoque del rayo láser quirúrgico. Además, los disparos y los impulsos láser de baja energía suelen ser sensibles a distorsiones ópticas, por lo que un sistema de cirugía láser puede implementar una placa de aplanación con una interfaz plana o curvada que se conecta al tejido objetivo para proporcionar una interfaz óptica estable y controlada entre el tejido objetivo y el sistema láser quirúrgico, y para mitigar y controlar las aberraciones ópticas en la superficie del tejido.

Como ejemplo, la FIG 1 muestra un sistema de cirugía láser en base a la visualización óptica y la aplanación. El sistema incluye un láser de impulsos 1010 para producir un rayo láser quirúrgico 1012 de impulsos láser, un módulo óptico 1020 para recibir el rayo láser quirúrgico 1012 y para enfocar y dirigir el rayo láser quirúrgico enfocado 1022 sobre el tejido objetivo 1001, como puede ser un ojo, para causar foto-disrupción en el tejido objetivo 1001. Se puede proporcionar una placa de aplanación que esté en contacto con el tejido objetivo 1001 para producir una interfaz para emitir impulsos láser al tejido objetivo 1001 y transmitir luz desde el tejido objetivo 1001 a través de la interfaz. Se destaca que se provee un dispositivo de visualización óptica 1030 para capturar luz 1050 que conlleva imágenes del tejido objetivo 1050 o información de visualización del tejido objetivo 1001 para crear una imagen del tejido objetivo 1001. La imagen de visualización 1032 del dispositivo de visualización 1030 se envía a un módulo de control del sistema 1040. El módulo de control del sistema 1040 procesa las imágenes capturadas por el dispositivo de visualización 1030 y controla el módulo óptico 1020 para ajustar la posición y el enfoque del rayo láser quirúrgico 1022 sobre el tejido objetivo 101 en base a la información de las imágenes capturadas. El módulo óptico 120 puede incluir una o más lentes y también puede incluir uno o más reflectores. Se puede incluir un actuador de control en el módulo óptico 1020 para ajustar el enfoque y la dirección del rayo en respuesta a una señal de control del rayo 1044 del módulo de control del sistema 1040. El módulo de control 1040 también puede controlar el láser de impulsos 1010 por medio de una señal de control del láser 1042.

El dispositivo de visualización óptica 1030 se puede implementar para producir un rayo de visualización óptica distinto del rayo láser quirúrgico 1022 como sonda del tejido objetivo 1001, y la luz reflejada del rayo de visualización

5 óptica es capturada por el dispositivo de visualización óptica 1030 para obtener las imágenes del tejido objetivo 1001. Un ejemplo de dicho dispositivo de visualización óptica 1030 es un módulo de visualización de tomografía de coherencia óptica (TCO) que utiliza dos rayos de visualización, un rayo sonda dirigido al tejido objetivo 1001 a través de la placa de aplanación y otro rayo de referencia en un trayecto óptico de referencia, para interferir de forma óptica  
 10 entre ellos y obtener imágenes del tejido objetivo 1001. En otras implementaciones, el dispositivo de visualización óptica 1030 puede utilizar luz reflejada o dispersa del tejido objetivo 1001 para capturar imágenes sin emitir un rayo de visualización óptica designado al tejido objetivo 1001. Por ejemplo, el dispositivo de visualización 1030 puede ser una selección de elementos de detección tales como los sensores CCD o CMS. Por ejemplo, las imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción producidos por el rayo láser quirúrgico 1022 se pueden capturar con el  
 15 dispositivo de visualización óptica 1030 para controlar, enfocar y posicionar el rayo láser quirúrgico 1022. Cuando el dispositivo de visualización óptica 1030 se designa para guiar el alineamiento del rayo láser quirúrgico utilizando la imagen de los productos derivados de la foto-disrupción, el dispositivo de visualización óptica 1030 captura imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción tales como las burbujas y cavidades inducidas por el láser. El dispositivo de visualización 1030 también puede ser un dispositivo de visualización de ultrasonido para capturar imágenes en base a imágenes acústicas.

20 El módulo de control del sistema 1040 procesa datos de imágenes del dispositivo de visualización 1030 que incluye la información de desfase posicional de los productos derivados de la foto-disrupción respecto de la posición del tejido objetivo en el tejido objetivo 1001. En base a la información obtenida de la imagen, la señal de control del rayo 1044 se genera para controlar el módulo óptico 1020, que ajusta el rayo láser 1022. Una unidad de procesamiento digital se puede incluir en el módulo de control del sistema 1040 para realizar procesamientos de datos diversos para alinear el láser.

25 Las técnicas y sistemas descritos arriba se pueden utilizar para emitir impulsos láser de alta tasa de repetición sobre objetivos subsuperficie con una precisión necesaria para la colocación de impulsos contiguos, según se necesite para aplicaciones de disrupción de volúmenes o cortes. Esto se consigue ya sea utilizando o sin utilizar una fuente de referencia en la superficie del objetivo y puede tener en cuenta el desplazamiento del objetivo tras una aplanación o durante la transmisión de impulsos láser.

30 La placa de aplanación en estos sistemas se proporciona para facilitar y controlar la colocación precisa a altas velocidades, que es un requisito para emitir impulsos láser al tejido. Dicha placa de aplanación puede estar hecha de un material transparente como un vidrio con una superficie de contacto predeterminada con el tejido, de modo que la superficie de contacto de la placa de aplanación forma una interfaz óptica bien definida con el tejido. Esta interfaz bien definida puede facilitar la transmisión y el enfoque de la luz láser sobre el tejido para controlar o reducir las aberraciones o variaciones ópticas (como pueden ser las debidas a las propiedades ópticas específicas del ojo o a cambios que ocurren cuando se seca una superficie), que alcanzan su punto más crítico en la interfaz aire-tejido, que en el ojo se encuentra en la superficie anterior de la córnea. Se han diseñado varias lentillas para varias  
 35 aplicaciones y objetivos dentro del ojo y otros tejidos, inclusive aquellas desechables o reutilizables. El vidrio de contacto o la placa de aplanación sobre la superficie del tejido objetivo se utiliza como una placa de referencia respecto a la cual los impulsos láser se enfocan ajustando los elementos de enfoque dentro del sistema de transmisión láser relativo. En dicho planteamiento son inherentes los beneficios adicionales que otorga el vidrio de contacto o la placa de aplanación descrita anteriormente, que incluyen el control de las cualidades ópticas de la superficie del tejido. Por consiguiente, los impulsos láser se pueden emitir con precisión a una alta velocidad en una ubicación deseada (punto de interacción) en el tejido objetivo relativa a la placa de aplanación con leve distorsión óptica de los impulsos láser.

40 El dispositivo de visualización óptica 1030 de la FIG 1 captura imágenes del tejido objetivo 1001 a través de la placa de aplanación. El módulo de control 1040 procesa las imágenes capturadas para obtener información de posicionamiento de las imágenes capturadas e utiliza la información de posicionamiento obtenida como referencia posicional o guía para controlar la posición y el enfoque del rayo láser quirúrgico 1022. La cirugía láser asistida por imagen se puede implementar sin depender de la placa de aplanación como referencia posicional ya que la posición de la placa de aplanación tiende a cambiar debido a los diferentes factores mencionados más arriba. Por lo tanto, a  
 45 pesar de que la placa de aplanación provee una interfaz óptica deseada para que el rayo láser quirúrgico entre al tejido objetivo y para capturar imágenes del tejido objetivo, puede ser difícil utilizar la placa de aplanación como referencia posicional para alinear y controlar la posición y el enfoque del rayo láser quirúrgico para emitir impulsos láser con precisión. El control asistido por imagen de la posición y el enfoque de la rayo láser quirúrgico en base al dispositivo de visualización 1030 y el módulo de control 1040 permite utilizar como referencias posicionales las imágenes del tejido objetivo 1001, p. ej. las imágenes de las estructuras internas de un ojo, sin utilizar la placa de  
 50 aplanación para proporcionar una referencia posicional.

55 Además de los efectos de la aplanación que afectan de forma desproporcional la ubicación de las estructuras de tejidos internos, en algunos procedimientos quirúrgicos puede ser deseable que un sistema de fijación de objetivos anticipe o tenga en consideración características no-lineares de la foto-disrupción, que pueden ocurrir cuando se utilizan impulsos láser de corta duración. La foto-disrupción puede ocasionar complicaciones para alinear y fijar el objetivo del rayo. Por ejemplo, uno de los efectos ópticos no-lineares sobre el tejido cuando interactúa con impulsos láser durante la foto-disrupción es que el índice refractivo del tejido afectado por los impulsos láser deja de ser constante y varía con la intensidad de la luz. Debido a que la intensidad de la luz en los impulsos láser varía de  
 60



forma espacial dentro del rayo de láser de impulsos, a lo largo y ancho de la dirección de propagación del rayo de láser de impulsos, el índice refractivo del tejido también varía de forma espacial. Una consecuencia de este índice refractivo no-lineal es el enfoque automático o la pérdida de enfoque automática sobre el tejido, que cambia el enfoque real y la posición del enfoque del rayo de láser de impulsos dentro del tejido. Por lo tanto, para alinear de forma precisa el rayo de láser de impulsos para cada posición del tejido objetivo también puede ser necesario tener en cuenta los efectos ópticos no-lineales del tejido sobre el rayo láser. La energía de los impulsos láser se puede ajustar para producir el mismo efecto físico en regiones diferentes del objetivo debido a diferentes características físicas, tales como la dureza, o debido a consideraciones ópticas tales como la absorción o dispersión de luz del impulso láser que viaja hacia una región específica. En dichos casos, la diferencia en los efectos de enfoque no-lineales entre impulsos con distintos valores energéticos también pueden afectar la alineación y el enfoque del láser de los impulsos quirúrgicos. Para esto, las imágenes directas obtenidas del tejido objetivo por medio del dispositivo de visualización 1030 se pueden utilizar para supervisar la posición real del rayo láser quirúrgico 1022 que refleja los efectos combinados no-lineales en el tejido objetivo y para proporcionar referencias posicionales para controlar la posición y el enfoque del rayo.

Las técnicas, aparatos y sistemas descritos en la presente se pueden utilizar en combinación con una placa de aplanación para controlar la forma y la hidratación de la superficie, para reducir la distorsión óptica, y para proporcionar localización precisa de la foto-disrupción de estructuras internas a través de la superficie aplanada. El control asistido por imagen de la posición y el enfoque del rayo descrito en la presente se puede aplicar a sistemas y procedimientos quirúrgicos que utilizan medios para fijar el ojo que no son placas de aplanación, inclusive el uso de un anillo de succión que puede causar distorsión o movimiento del objetivo quirúrgico.

Las secciones siguientes describen primero ejemplos de técnicas, aparatos y sistemas de cirugía láser asistida por imagen automatizada en base a distintos grados de integración de las funciones de visualización con la parte de control del láser de los sistemas. Un módulo de visualización óptico o de otra modalidad, como puede ser un módulo de visualización de TCO, se puede utilizar para dirigir una sonda de luz u otro tipo de rayo para capturar imágenes de un tejido objetivo, p. ej., las estructuras dentro de un ojo. Un rayo láser quirúrgico de impulsos láser tal como un láser de femtosegundos o de picosegundos se puede guiar por medio de información posicional de las imágenes capturadas para controlar el enfoque y posicionamiento del rayo láser quirúrgico durante la cirugía. Tanto el rayo láser quirúrgico y la sonda del haz de luz se pueden dirigir de forma secuencial o simultánea al tejido objetivo durante la cirugía, de modo que el rayo láser quirúrgico se puede controlar en base a las imágenes capturadas para garantizar la precisión y exactitud de la cirugía.

Dicha cirugía asistida por imagen se puede utilizar para proporcionar precisión y exactitud para enfocar y posicionar el rayo láser quirúrgico durante la cirugía ya que el rayo de control en base a las imágenes del tejido objetivo tras la aplanación o fijación del tejido objetivo, tanto justo antes o casi al mismo tiempo que se emiten los impulsos quirúrgicos. Cabe destacar que ciertos parámetros del tejido objetivo, tal como la medición del ojo antes de la cirugía, pueden cambiar durante la cirugía debido a varios factores tales como la preparación del tejido objetivo (p. ej., fijar el ojo a una lente de aplanación) y a la alternancia del tejido objetivo en las operaciones quirúrgicas. Por lo tanto, puede que las mediciones de los parámetros del tejido objetivo antes de dichos factores y/o de la cirugía no reflejen las condiciones físicas del tejido objetivo durante la cirugía. La cirugía láser asistida por imagen de la presente puede mitigar problemas técnicos relacionados con dichos cambios para enfocar y posicionar el rayo láser quirúrgico antes de la cirugía y durante la misma.

La cirugía láser asistida por imagen se puede utilizar de forma efectiva para operaciones quirúrgicas precisas dentro de un tejido objetivo. Por ejemplo, cuando se realiza cirugía láser dentro del ojo, la luz del láser se enfoca dentro del ojo para conseguir una descomposición óptica del tejido objetivo, y dichas interacciones ópticas pueden cambiar la estructura interna del ojo. Por ejemplo, la lente del cristalino puede cambiar su posición, forma, grosor y diámetro durante la fijación, no solo entre la medición previa y la cirugía sino también durante la cirugía. Conectar el ojo al instrumento quirúrgico por medios mecánicos puede cambiar la forma del ojo de una forma poco definida, y además el cambio puede variar durante la cirugía debido a varios factores, p. ej., el movimiento del paciente. Los medios de fijación incluyen fijar el ojo con un anillo de succión y aplanar el ojo con una lente plana o curvada. Estos cambios suponen tanto como unos pocos milímetros. Referenciar y fijar de forma mecánica la superficie del ojo, tal como la superficie anterior de la córnea o el limbo, no funciona bien cuando se realiza microcirugía láser precisa dentro del ojo.

La visualización durante la preparación posterior o casi simultánea en la cirugía láser asistida por imagen de la presente se puede utilizar para establecer referencias posicionales tridimensionales entre las características internas del ojo y el instrumento quirúrgico en un medio donde los cambios ocurren antes de la cirugía y durante la misma. La información de referencia posicional provista por la visualización antes de la aplanación y/o fijación del eje, o durante la misma cirugía, refleja los efectos de los cambios en el ojo y por lo tanto proporciona una guía precisa para enfocar y posicionar el rayo láser quirúrgico. Se puede configurar un sistema basado en la cirugía láser asistida por imagen de la presente para que tenga una estructura simple y rentable. Por ejemplo, una parte de los componentes ópticos asociados con guiar el rayo láser quirúrgico se puede compartir con los componentes ópticos para guiar la sonda del rayo de luz para visualizar el tejido objetivo, y así simplificar la estructura del dispositivo así como el alineamiento óptico y la calibración de los rayos de luz quirúrgicos y de visualización.

El sistema de cirugía láser asistido por imagen descrito a continuación utiliza la visualización de TCO como un ejemplo de un instrumento de visualización, y otros dispositivos de visualización que no son TCO también se pueden utilizar para capturar imágenes para controlar los láseres quirúrgicos durante la cirugía. Como se ilustra en los ejemplos a continuación, la integración de los subsistemas quirúrgicos y de visualización se puede implementar en varios grados. En la forma más simple sin integrar el hardware, los subsistemas de láser quirúrgicos y de visualización están separados y se pueden comunicar entre sí a través de interfaces. Dichos diseños ofrecen flexibilidad para diseñar los dos subsistemas. La integración entre los dos subsistemas por medio de componentes de hardware tales como una interfaz de paciente expande más aún su funcionalidad al ofrecer mejor registro del área quirúrgica a los componentes de hardware, calibración más precisa, y puede mejorar el proceso de trabajo. A medida que el grado de integración entre dos subsistemas crece, dicho sistema se puede hacer más y más rentable y compacto, y el sistema de calibración se puede simplificar y hacer más estable a través del tiempo. Los ejemplos de sistemas láser asistidos por imagen en las FIGS 2-10 tienen varios grados de integración.

Una implementación de un sistema de cirugía láser asistido por imagen en la presente, que incluye un láser quirúrgico que produce un rayo láser quirúrgico de impulsos láser quirúrgicos que ocasionan cambios quirúrgicos en un tejido objetivo intervenido quirúrgicamente; un soporte de interfaz de paciente que conecta una interfaz de paciente en contacto con el tejido objetivo para mantener el tejido objetivo en posición; y un módulo de emisión de rayos láser ubicado entre el láser quirúrgico y la interfaz de paciente y que está configurado para dirigir el rayo láser quirúrgico al tejido objetivo a través de la interfaz de paciente. El módulo de emisión de rayos láser se puede operar para escanear el rayo láser quirúrgico en el tejido objetivo siguiendo un patrón quirúrgico predeterminado. El sistema también incluye un módulo de control del láser que controla la operación del láser quirúrgico y que controla el módulo de emisión de rayos láser para realizar el patrón quirúrgico predeterminado, y un módulo de TCO posicionado en relación a la interfaz de paciente para obtener una relación espacial conocida con respecto a la interfaz de paciente y al tejido objetivo fijado a la interfaz de paciente. El módulo de TCO está configurado para dirigir un rayo sonda óptico al tejido objetivo y para recibir la luz sonda del rayo sonda óptico que regresa del tejido objetivo para capturar imágenes de TCO del tejido objetivo mientras que el rayo láser quirúrgico se dirige al tejido objetivo para realizar una operación quirúrgica de modo que el rayo sonda óptico y el rayo láser quirúrgico estén presentes de forma simultánea en el tejido objetivo. El módulo de TCO se comunica con el módulo de control del láser para enviar información de las imágenes de TCO capturadas al módulo de control del láser.

Además, el módulo de control del láser en este sistema particular responde a la información de las imágenes de TCO capturadas para operar el módulo de emisión de rayos láser para enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico y para ajustar y escanear el rayo láser quirúrgico sobre el tejido objetivo en base a la información de posicionamiento de las imágenes de TCO capturadas.

En algunas implementaciones puede que no sea necesario adquirir una imagen completa de un tejido objetivo para registrar el objetivo en el instrumento quirúrgico y puede bastar con adquirir una parte de un tejido objetivo, p. ej., algunos puntos de la región quirúrgica tales como puntos de referencia naturales o artificiales. Por ejemplo, un cuerpo rígido tiene 6 grados de libertad en un espacio 3D y seis puntos independientes serían suficientes para definir el cuerpo rígido. Cuando no se conoce el tamaño exacto de la región quirúrgica, hacen falta puntos adicionales para proporcionar la referencia posicional. En este sentido, se pueden utilizar varios puntos para determinar la posición y la curvatura de las superficie anterior y posterior, que normalmente difieren, y el grosor y el diámetro de la lente del cristalino del ojo humano. En base a estos datos, con un cuerpo compuesto de dos mitades de cuerpos elipsoidales con parámetros dados se puede aproximar y visualizar una lente del cristalino para cuestiones prácticas. En otra implementación, la información obtenida de la imagen capturada se puede combinar con información de otras fuentes, tales como las mediciones preoperatorias del grosor de la lente que se utilizan como una entrada de datos del controlador.

La FIG. 2 muestra un ejemplo de un sistema de cirugía láser asistido por imagen con un sistema de cirugía láser 2100 y un sistema de visualización 2200 separados. El sistema de cirugía láser 2100 incluye un motor láser 2130 con un láser quirúrgico que produce un rayo láser quirúrgico 2160 de impulsos láser quirúrgicos. Se proporciona un módulo de emisión de rayos láser 2140 para dirigir el rayo láser quirúrgico 2160 del motor láser 2130 al tejido objetivo 1001 a través de una interfaz de paciente 2150 y se puede utilizar para escanear el rayo láser quirúrgico 2160 en el tejido objetivo 1001 siguiendo un patrón quirúrgico predeterminado. Se proporciona un módulo de control láser 2120 para operar el láser quirúrgico en el motor láser 2130 por medio de un canal de comunicación 2121 que controla el módulo de emisión de rayos láser 2140 por medio de un canal de comunicación 2122 para realizar el patrón quirúrgico predeterminado. Se proporciona un soporte de interfaz de paciente para conectar con la interfaz de paciente 2150 en contacto con el tejido objetivo 1001 para mantener el tejido objetivo 1001 en posición. Se puede implementar la interfaz de paciente 2150 para que incluya una lentilla o una lente de aplanación con una superficie plana o curvada para conectarse en conformidad con la superficie anterior del ojo y para mantener al ojo en posición.

El sistema de visualización 2200 de la FIG 2 puede ser un módulo de TCO posicionado en relación a la interfaz de paciente 2150 del sistema quirúrgico 2100 para obtener una relación espacial conocida con respecto a la interfaz de paciente 2150 y el tejido objetivo 1001 fijado a la interfaz de paciente 2150. Este módulo de TCO 2200 se puede configurar para que tenga su propia interfaz de paciente 2240 para interactuar con el tejido objetivo 1001. El sistema de visualización 220 incluye un módulo de control de visualización 2220 y un subsistema de visualización 2230. El

subsistema 2230 incluye una fuente de luz para generar un rayo de visualización 2250 para visualizar el objetivo 1001 y un módulo de emisión de rayos de visualización para dirigir el rayo sonda óptico o rayo de visualización 2250 al tejido objetivo 1001 y para recibir la luz sonda 2260 reflejada del rayo de visualización óptico 2250 del tejido objetivo 1001 para capturar imágenes de TCO del tejido objetivo 1001. Tanto el rayo de visualización óptico 2250 y el rayo quirúrgico 2160 se pueden dirigir de forma simultánea al tejido objetivo 1001 para realizar de forma secuencial o simultánea la visualización y la operación quirúrgica.

Tal y como se representa en la FIG. 2, las interfaces de comunicación 2110 y 2210 se proporcionan tanto en el sistema de cirugía láser 2100 así como en el sistema de visualización 2200 para facilitar las comunicaciones entre el control del láser por medio del módulo de control del láser 2120 y la visualización por medio del sistema de visualización 2200, de modo que el módulo de TCO 2200 pueda enviar información de las imágenes de TCO capturadas al módulo de control del láser 2120. El módulo de control del láser 2120 en este sistema responde a la información de las imágenes de TCO capturadas para operar el módulo de emisión de rayos láser 2140 para enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico 2160 y para ajustar y escanear de forma dinámica el rayo láser quirúrgico 2160 sobre el tejido objetivo 1001 en base a la información de posicionamiento de las imágenes de TCO capturadas. La integración entre el sistema de cirugía láser 2100 y el sistema de visualización 2200 se producen en mayor parte a través de la comunicación entre las interfaces de comunicación 2110 y 2210 a nivel de software.

En este y en otros ejemplos también se pueden integrar varios subsistemas o dispositivos. Por ejemplo, se pueden proporcionar en el sistema algunos instrumentos de diagnóstico tales como los aberrómetros de frente de onda y dispositivos para medir la topografía de la córnea, o la información preoperatoria obtenida con estos dispositivos se puede utilizar para aumentar la visualización durante la operación.

La FIG. 3 muestra un ejemplo de un sistema de cirugía láser asistido por imagen con herramientas de integración adicionales. Los sistemas quirúrgicos y de visualización comparten una interfaz de paciente 3300 que inmoviliza el tejido objetivo 1001 (p. ej., el ojo) sin necesidad de tener dos interfaces de pacientes separadas, como en la FIG. 2. El rayo quirúrgico 3210 y el rayo de visualización 3220 se combinan en la interfaz de paciente 3300 y se dirigen al objetivo 1001 por medio de la interfaz de paciente 3300 en común. Además, se proporciona un módulo de control 3100 para controlar tanto el subsistema de visualización 2230 y la parte quirúrgica (el motor láser 2130 y el sistema de emisión de rayos 2140). Esta integración mayor entre las partes quirúrgicas y de visualización hace posible calibrar de forma precisa los dos subsistemas y la estabilidad de la posición del paciente y del volumen quirúrgico. Se proporciona una carcasa 3400 en común que recubre tanto el subsistema quirúrgico como el de visualización. Cuando los dos subsistemas no están integrados en una misma carcasa, la interfaz de paciente 3300 en común puede ser parte del subsistema quirúrgico o del de visualización.

La FIG. 4 muestra un ejemplo de un sistema de cirugía láser asistido por imagen donde el sistema de cirugía láser y el sistema de visualización comparten un módulo de emisión de rayos 4100 en común y una interfaz de paciente 4200 en común. Esta integración simplifica más aún la estructura del sistema y la operación de control del sistema.

En una implementación, el sistema de visualización del ejemplo mencionado arriba y de otros ejemplos puede ser una sistema de tomografía computada óptica (TCO) y el sistema de cirugía láser es un sistema quirúrgico oftálmico en base a un láser de femtosegundos o de picosegundos. En la TCO, la luz de una fuente de luz de banda ancha y baja coherencia tal como un diodo superradiante se divide en rayos de referencia y de muestra distintos. El rayo de muestra es el rayo de visualización emitido al objetivo quirúrgico y la luz que regresa del rayo de visualización se recoge y se recombina de forma coherente con el rayo de referencia para formar un interferómetro. Al escanear el rayo de muestra de forma perpendicular al eje óptico del tren óptico o de la dirección de propagación de la luz se obtiene la resolución espacial en la dirección x-y, mientras que la resolución de profundidad se obtiene al extraer las diferencias entre la longitud de los trayectos del brazo de referencia y del rayo de muestra de retorno en el brazo de muestra del interferómetro. Aunque el escáner x-y de las diferentes implementaciones de TCO son en esencia el mismo, la comparación entre la longitud de los trayectos y la obtención de la información del escaneo z puede realizarse de maneras distintas. En una implementación que se conoce como la TCO de dominio de tiempo, por ejemplo, el brazo de referencia varía de forma continua para cambiar la longitud del trayecto mientras un fotodetector detecta la interferencia de modulación en la intensidad del rayo recombinado. En una implementación distinta, el brazo de referencia es en esencia estático, y el espectro de la luz combinada se analiza para averiguar la interferencia. La transformada de Fourier del espectro del rayo combinado proporciona información espacial de la dispersión desde el interior de la muestra. Este método se conoce como el método de dominio espectral o de TCO de Fourier. En otra implementación distinta conocida como una TCO de barrido de frecuencia (S. R. Chinn, et. Al. Opt. Lett. 22 (1997)), una fuente de luz de banda estrecha se utiliza con una frecuencia que barre rápidamente un rango espectral. La interferencia entre los brazos de referencia y de muestra se detecta por medio de un detector rápido y un analizador de señal dinámica. Un diodo láser de cavidad externa o un láser de modo de dominio bloqueado (FDML) desarrollado con este propósito (R. Huber et. Al. Opt. Express, 13, 2005) (S. H. Yun, IEEE J. of Sel. Q. El. 3(4) p. 1087-1096, 1997) se puede utilizar en estos ejemplos como una fuente de luz. Un láser de femtosegundos utilizado como fuente de luz en un sistema de TCO puede tener un ancho de banda suficiente y puede proporcionar beneficios adicionales de relaciones de señal-ruido aumentadas.

El dispositivo de visualización TCO en los sistemas de este documento se puede utilizar para realizar varias funciones de visualización. Por ejemplo, la TCO se puede utilizar para suprimir conjugados complejos que resultan

de la configuración óptica del sistema o de la presencia de la placa de aplanación, para capturar imágenes de TCO de ubicaciones seleccionadas dentro del tejido objetivo para proporcionar información posicional tridimensional para controlar el enfoque y el escaneo del rayo láser quirúrgico dentro del tejido objetivo, o para capturar imágenes de TCO de ubicaciones seleccionadas en la superficie del tejido objetivo o en la placa de aplanación para proporcionar registros de posición para controlar cambios de orientación que puedan ocurrir con cambios de posición del objetivo, tales como de vertical a supino. La TCO se puede calibrar por medio de un proceso de registro de posición en base a marcas de posición en una posición de orientación del objetivo que luego se puede detectar por medio del módulo de TCO cuando el objetivo está en otra posición de orientación. En otras implementaciones, el sistema de visualización de TCO se puede utilizar para producir un rayo de luz sonda polarizado para obtener de forma óptica la información de la estructura interna del ojo. El rayo láser y el rayo de luz sonda se pueden polarizar con polarizaciones distintas. La TCO puede incluir un mecanismo de control de polarización que controla la luz sonda utilizada para dicha tomografía óptica para polarizar con una polarización cuando viaja hacia el ojo y con otra polarización cuando se aleja del ojo. El mecanismo de control de polarización puede incluir, por ejemplo, una lámina de onda o un rotador de Faraday.

El sistema en la FIG. 4 muestra una configuración de TCO espectral que se puede configurar para compartir la parte de la óptica de enfoque del módulo de emisión de rayos entre los sistemas quirúrgicos y de visualización. Los requisitos más importantes para la óptica están relacionados con la longitud de onda, la calidad de la imagen, la resolución, distorsión, etc. El sistema de cirugía láser puede ser un sistema láser de femtosegundos con un sistema de apertura numérica alta diseñado para producir tamaños limitados de mancha focales de difracción de 2 a 3 micrómetros, por ejemplo. Varios láseres de femtosegundos quirúrgicos oftálmicos pueden operar a varias longitudes de ondas, tales como longitudes de onda de unos 1.05 micrómetros. La longitud de onda a la que opera el dispositivo de visualización se puede seleccionar para que esté cerca de la longitud de onda del láser, de modo que la óptica se compensa de forma cromática para ambas longitudes de onda. Dicho sistema puede incluir un tercer canal óptico, un canal de observación visual tal como un microscopio quirúrgico, para proporcionar un dispositivo de visualización adicional para capturar imágenes del tejido objetivo. Si el trayecto óptico de este tercer canal óptico comparte la óptica con el rayo láser quirúrgico y la luz del dispositivo de visualización de TCO, la óptica compartida se puede configurar con compensación cromática en la banda espectral visible para el tercer canal óptico y para las bandas espectrales del rayo láser quirúrgico y el rayo de visualización de TCO.

La FIG. 5 muestra un ejemplo particular del diseño de la FIG. 3, donde el escáner 5100 para escanear el rayo láser quirúrgico y el rayo de acondicionamiento 5200 para acondicionar (colimar y enfocar) el rayo láser quirúrgico están separados de la óptica en el módulo de visualización de TCO 5300 para controlar el rayo de visualización de TCO. Los sistemas quirúrgicos y de visualización y comparten un módulo de la lente objetivo 5600 y la interfaz de paciente 3300. La lente objetivo 5600 dirige y enfoca tanto el rayo láser quirúrgico y el rayo de visualización en la interfaz de paciente 3300 y el enfoque está controlado por el módulo de control 3100. Se proporcionan dos divisores de haces 5410 y 5420 para dirigir los rayos quirúrgicos y de visualización. El divisor de haces 5420 también se puede utilizar para dirigir el rayo de visualización de retorno de vuelta hacia el módulo de visualización de TCO 5300. Dos divisores de haces 5410 y 5420 también dirigen luz del objetivo 1001 a una unidad óptica de observación visual 5500 para proporcionar una vista o imagen directa del objetivo 1001. La unidad 5500 puede ser un sistema de visualización de la lente para que el cirujano pueda ver el objetivo 1001 o para que una cámara capture la imagen o el vídeo del objetivo 1001. Se pueden utilizar varios divisores de haces, tales como divisores de haces polarizadores o dicróicos, una red de difracción, divisores de haces holográficos o una combinación de estos dispositivos.

En algunas implementaciones, los componentes ópticos se pueden recubrir con recubrimientos antirreflejos para tanto la longitud de onda de la TCO como la quirúrgica, para reducir el reflejo de varias superficies del trayecto del rayo óptico. De lo contrario, los reflejos reducirían el rendimiento del sistema y reducirían la relación señal-ruido al incrementar la luz de fondo en la unidad de visualización de TCO. Una forma de reducir el reflejo en la TCO es rotando la polarización de la luz de retorno de la muestra utilizando una lámina de onda de un aislador de Faraday ubicado cerca del tejido objetivo y orientando un polarizador en frente del detector de TCO para detectar la luz retornada de la muestra de forma preferente y para suprimir la luz dispersa de los componentes ópticos.

En un sistema de cirugía láser, cada láser quirúrgico y el sistema de TCO pueden tener un rayo escáner para cubrir la misma región quirúrgica del tejido objetivo. De esa manera, el rayo escáner para el rayo láser quirúrgico y el rayo escáner para el rayo de visualización se pueden integrar para que compartan dispositivos escáner en común.

La FIG. 6 muestra un ejemplo detallado de dicho sistema. En esta implementación, ambos subsistemas comparten el escáner x-y 6410 y el escáner z 6420. Se proporciona un control en común 6100 para controlar las operaciones del sistema para ambas operaciones quirúrgicas y de visualización. El subsistema de TCO incluye una fuente de luz de TCO 6200 que produce la luz de visualización que se divide en un rayo de visualización y un rayo de referencia por medio de un divisor de haces 6210. El rayo de visualización se combina con el rayo quirúrgico en el divisor de haces 6310 para que se propaguen en un trayecto óptico en común hacia el objetivo 1001. Los escáneres 6410 y 6420 y la unidad de acondicionamiento de rayos 6430 están ubicados más abajo del divisor de haces 6310. Un divisor de haces 6440 se utiliza para dirigir los rayos quirúrgicos y de visualización hacia la lente objetivo 5600 y la interfaz de paciente 3300.

En el subsistema de TCO, el rayo de referencia se transmite a través del divisor de haces 6210 a un dispositivo retardador óptico 620 y se refleja por medio de un espejo de retorno 6230. El rayo de visualización reflejado del objetivo 1001 se dirige de vuelta al divisor de haces 6310 que refleja al menos una parte del rayo de visualización reflejado al divisor de haces 6210 donde el rayo de referencia reflejado y el rayo de visualización reflejado se solapan e interfieren entre ellos. Un detector de espectrometría 6240 se utiliza para detectar la interferencia y para producir imágenes de TCO del objetivo 1001. La información de la imagen de TCO se envía al sistema de control 6100 para controlar el motor del láser quirúrgico 2130, los escáneres 6410 y 6420 y la lente objetivo 5600 para controlar el rayo láser quirúrgico. En una implementación, el dispositivo retardador óptico 620 puede variar para cambiar el retardador óptico para detectar varias profundidades en el tejido objetivo 1001.

Si el sistema de TCO es un sistema de dominio de tiempo, los dos subsistemas utilizan dos escáneres-z diferentes ya que los dos escáneres operan de formas distintas. En este ejemplo, el escáner z del sistema quirúrgico opera cambiando la divergencia del rayo quirúrgico en la unidad de acondicionamiento del rayo sin cambiar las longitudes del trayecto del rayo en el trayecto del rayo quirúrgico. Por otra parte, el dominio de tiempo de TCO escanea en la dirección-z alterando el trayecto del rayo por medio de una variable de retardo o moviendo la posición del espejo de retorno del rayo de referencia. Luego de la calibración, los dos escáneres-z se pueden sincronizar por medio del módulo de control del láser. La relación entre los dos movimientos se puede simplificar a una dependencia lineal o polinómica que el módulo de control puede gestionar, o de forma alternativa, puntos de calibración pueden definir una tabla de consulta para proporcionar una escala correcta. Los dispositivos de dominio espectral / de Fourier y de TCO de fuente de barrido de frecuencia no tienen escáner-z, y la longitud del brazo de referencia es estática. Además de reducir costos, la calibración cruzada de los dos sistemas será bastante sencilla. No hay necesidad de compensar las diferencias que surjan de distorsiones de la imagen en las ópticas de enfoque o de las diferencias entre los escáneres de los dos sistemas ya que ambos se comparten.

En las implementaciones prácticas de los sistemas quirúrgicos, la lente objetivo de enfoque 5600 se puede deslizar o desplazar en la base en la que está montada, y el peso de la lente objetivo se compensa para limitar la fuerza que se ejerce sobre el ojo del paciente. La interfaz de paciente 3300 puede incluir una lente de aplanación conectada al soporte de la interfaz de paciente. El soporte de la interfaz de paciente se conecta a una unidad de soporte, que sostiene la lente objetivo de enfoque. Esta unidad de soporte está diseñada para garantizar la estabilidad de la conexión entre la interfaz de paciente y el sistema debido al inevitable movimiento del paciente y permite que la interfaz de paciente se ajuste con más suavidad al ojo. Se pueden utilizar varias implementaciones para la lente objetivo de enfoque. La presencia de una lente objetivo de enfoque ajustable puede cambiar la longitud del trayecto óptico de la luz sonda óptica como parte del interferómetro óptico para el subsistema de TCO. El desplazamiento de la lente objetivo 5600 y la interfaz de paciente 3300 puede cambiar las diferencias de la longitud del trayecto entre el rayo de referencia y el rayo de muestra de visualización de la TCO de forma descontrolada y esto puede degradar la información de profundidad de TCO detectada por la TCO. Esto sucedería no solo en el dominio de tiempo sino también en el dominio espectral / de Fourier y en sistemas de TCO de barrido de frecuencias.

Las FIGS. 7 y 8 muestran ejemplos de sistemas de cirugía láser asistidos por imagen que solucionan los problemas técnicos relacionados con la lente objetivo de enfoque ajustable.

El sistema en la FIG. 7 proporciona un dispositivo de detección de posicionamiento 7110 asociado a la lente objetivo de enfoque desplazable 7100 para medir la posición de la lente objetivo 7100 sobre un soporte deslizable, y comunica la posición medida a un módulo de control 7200 en el sistema de TCO. El sistema de control 6100 puede controlar y desplazar la posición de la lente objetivo 7100 para ajustar la longitud del trayecto óptico que recorre el rayo de muestra de visualización para la TCO. Un codificador de posición 7110 se asocia a la lente objetivo 7100 y se configura para medir un cambio de posición de la lente objetivo 7100 en relación a la placa de aplanación y el tejido objetivo o en relación al dispositivo de TCO. La posición medida de la lente 7100 se proporciona entonces al control de TCO 7200. El módulo de control 7200 en el sistema de TCO aplica un algoritmo, cuando monta una imagen 3D al procesar los datos de TCO, para compensar las diferencias entre el brazo de referencia y el brazo de muestra del interferómetro dentro de la TCO ocasionado por el desplazamiento de la lente objetivo de enfoque 7100 en relación a la interfaz de paciente 3300. El cambio adecuado de la posición de la lente 7100 calculado por el módulo de control de TCO 7200 se envía al control 6100 que controla la lente 7100 para cambiar su posición.

La FIG. 8 muestra otro ejemplo de un sistema donde el espejo de retorno 6230 del brazo de referencia del interferómetro del sistema de TCO, o al menos una parte en el conjunto retardador de la longitud del trayecto óptico del sistema de TCO, está fijado de forma rígida a la lente objetivo de enfoque desplazable 7100 para que el brazo de muestra y el brazo de referencia se puedan desplazar la misma longitud del trayecto óptico cuando se desplaza la lente objetivo 7100. Por lo tanto, el desplazamiento de la lente objetivo 7100 sobre la guía se compensa automáticamente para las diferencias entre las longitudes del trayecto en el sistema de TCO sin tener que calcular otra compensación.

Los ejemplos descritos anteriormente para los sistema de cirugía láser asistidos por imagen, el sistema de cirugía láser y el sistema de TCO utilizan fuentes lumínicas diferentes. En un ejemplo de integración aún más completa entre el sistema de cirugía láser y el sistema de TCO, un láser quirúrgico de femtosegundos utilizado como fuente lumínica para el rayo láser quirúrgico también se puede utilizar como fuente lumínica para el sistema de TCO.

La FIG. 9 muestra un ejemplo donde un láser de femtosegundos en un módulo lumínico 9100 se utiliza para generar tanto el rayo láser quirúrgico para las operaciones quirúrgicas así como para el haz de luz sonda para la visualización de TCO. Se proporciona un divisor de haces 9300 para dividir el rayo láser en un primer haz tanto para el rayo láser quirúrgico como para el rayo sonda de la TCO, y un segundo haz utilizado como el rayo de referencia para la TCO. El primer rayo se dirige a través de un escáner x-y 6410 que escanea el rayo en las direcciones x e y perpendiculares a la dirección de propagación del primer rayo, y un segundo escáner (escáner z) 6420 cambia la divergencia del rayo para ajustar el enfoque del primer rayo sobre el tejido objetivo 1001. El primer rayo realiza las operaciones quirúrgicas sobre el tejido objetivo 1001 y una parte de este primer rayo regresa dispersado a la interfaz de paciente y se recoge por medio de la lente objetivo como el rayo de muestra para el brazo de muestra del interferómetro óptico del sistema de TCO. Esta luz reflejada se combina con el segundo rayo que se refleja por medio un espejo de retorno 6230 en el brazo de referencia y se retarda por medio de un elemento retardador óptico ajustable 6220 para que una TCO de dominio de tiempo controle la diferencia de trayectos entre los rayos de muestra y de referencia para visualizar las diferentes profundidades del tejido objetivo 1001. El sistema de control 9200 controla las operaciones del sistema.

Las prácticas quirúrgicas en la córnea han demostrado que un impulso de cientos de femtosegundos puede bastar para conseguir buenos resultados quirúrgicos, mientras que para una TCO de suficiente resolución de profundidad se necesitan anchos de banda espectrales más anchos generados por impulsos más cortas, p. ej., por debajo de decenas de femtosegundos. En este contexto, el diseño de un dispositivo de TCO es lo que decide la duración de los impulsos a partir del láser quirúrgico de femtosegundos.

La FIG. 10 muestra otro sistema asistido por imagen que utiliza un solo láser de impulsos 9100 para producir la luz quirúrgica y la luz de visualización. Un medio de ensanchamiento espectral no-linear 9400 se coloca en el salida del trayecto óptico del láser de impulsos de femtosegundos para utilizar un proceso óptico no-linear tal como la generación de luz blanca o el ensanchamiento espectral para ensanchar el ancho de banda espectral de los impulsos de una fuente láser de impulsos relativamente más largas, de cientos de femtosegundos utilizados normalmente en cirugía. El medio 9400 puede ser un material de fibra óptica, por ejemplo. Los dos sistemas necesitan diferentes intensidades lumínicas, por lo que se implementa un mecanismo para ajustar la intensidad del rayo para cumplir con los requisitos de los dos sistemas. Por ejemplo, se pueden proporcionar espejos para desviar rayos, obturadores o atenuadores de rayos en los trayectos ópticos de los dos sistemas para controlar de forma adecuada la presencia e intensidad del rayo cuando se toma una imagen de TCO o cuando se realiza la cirugía para proteger al paciente y a los instrumentos delicados de intensidades lumínicas excesivas.

Cuando están en marcha, los ejemplos anteriores de las FIGS. 2 - 10 se pueden utilizar para realizar una cirugía láser asistida por imagen. La FIG. 11 muestra un método para realizar cirugía láser por medio de un sistema de cirugía láser asistido por imagen. Este método utiliza una interfaz de paciente en el sistema para sujetar y mantener un tejido objetivo intervenido quirúrgicamente en una posición determinada, y dirige de forma simultánea un rayo láser quirúrgico de impulsos láser desde un láser del sistema y un rayo sonda óptico desde el módulo de TCO en el sistema a la interfaz de paciente en el tejido objetivo. El rayo láser quirúrgico se controla para realizar cirugía láser sobre el tejido objetivo y el módulo de TCO se opera para obtener imágenes de TCO dentro del tejido objetivo a partir de la luz del rayo sonda óptico al regresar del tejido objetivo. La información de posicionamiento en las imágenes de TCO obtenidas se utiliza para enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico para ajustar el enfoque y escaneo del rayo láser quirúrgico en el tejido objetivo antes de la cirugía o durante la misma.

La FIG. 12 muestra un ejemplo de una imagen de TCO de un ojo. La superficie de contacto de la lente de aplanación en la interfaz de paciente se puede configurar para que tenga una curvatura que minimice las distorsiones o pliegues de la córnea debido a la presión ejercida sobre el ojo durante la aplanación. Luego de que el ojo se haya aplanado con éxito en la interfaz de paciente, se puede obtener una imagen de TCO. Tal y como se muestra en la FIG. 12, la curvatura de la lente y la córnea, así como las distancias entre la lente y la córnea se pueden identificar en la imagen de TCO. Se pueden detectar características más imperceptibles tales como la interfaz del epitelio de la córnea. Cada una de estas características identificables se puede utilizar como una referencia interna de las coordenadas láser dentro del ojo. Las coordenadas de la córnea y la lente se pueden digitalizar por medio de algoritmos informáticos de visualización muy conocidos tales como detección Edge o Blob. Una vez que las coordenadas de la lente se han establecido, se pueden utilizar para controlar el enfoque y el posicionamiento del rayo láser quirúrgico para la cirugía.

De manera alternativa, se puede utilizar un material de muestra de calibración para formar una matriz 3D de marcas de referencia en ubicaciones con coordenadas conocidas. La imagen de TCO del material de muestra de calibración se puede obtener para establecer una relación de mapeo entre las coordenadas conocidas de las marcas de referencias y las imágenes de TCO sobre las marcas de referencias en las imágenes de TCO obtenidas. La relación de mapeo se almacena como datos de calibración digitales y se utiliza para controlar el enfoque y escaneo del rayo láser quirúrgico durante la cirugía del tejido objetivo en base a las imágenes de TCO del tejido objetivo obtenidas durante la cirugía. El sistema de visualización de TCO utilizado en la presente como ejemplo y dicha calibración se pueden aplicar a imágenes obtenidas por medio de otras técnicas de visualización.

En un sistema de cirugía láser asistido por imagen descrito en la presente, el láser quirúrgico puede producir picos de energía relativamente altos que basten para causar fuertes campos ionizantes / de multifotones dentro del ojo (p.

ej., dentro de la córnea y la lente) con un enfoque de apertura numérica alta. Bajo estas condiciones, un impulso del láser quirúrgico genera un plasma dentro del volumen focal. Cuando el plasma se enfría genera una zona o "burbuja" afectada bien definida que se puede utilizar como punto de referencia. Las secciones siguientes describen un proceso de calibración para calibrar el láser quirúrgico con un sistema de visualización basado en la TCO utilizando las zonas afectadas creadas por el láser quirúrgico.

Antes de realizar la cirugía, se calibra la TCO utilizando el láser quirúrgico para establecer una posición relativa entre ellos de modo que se pueda controlar el láser quirúrgico en posición sobre el tejido objetivo con respecto a la posición de las imágenes en la visualización de la TCO del tejido objetivo obtenidas por la TCO. Una forma de realizar esta calibración utiliza un objetivo calibrado previamente o "fantasma" que se puede dañar con láser así como visualizar con la TCO. El fantasma se puede fabricar con varios materiales tales como vidrio o plástico duro (p. ej. PMMA), de forma que el material puede grabar de forma permanente el daño causado por el láser quirúrgico. El fantasma también se puede seleccionar para que tenga propiedades ópticas u otras propiedades (tales como contenido en agua) que sean similares a las del objetivo quirúrgico.

El fantasma puede ser, p. ej., un material cilíndrico con un diámetro de al menos 10 mm (o el del rango de escaneo del sistema de emisión) y un largo de al menos 10 mm que abarque la distancia del epitelio al lente del cristalino del ojo, o tan largo como la profundidad de escaneo del sistema quirúrgico. La superficie superior del fantasma puede ser curvada para que se acople completamente a la interfaz de paciente o el material del fantasma se puede comprimir para que pueda aplanarse completamente. El fantasma puede tener una matriz de tres dimensiones de forma que tanto la posición del láser (en x e y) y el enfoque (z), así como la imagen de TCO se puedan referenciar con el fantasma.

La FIG. 13A-13D muestra dos ejemplos de configuraciones del fantasma. La FIG. 13 A muestra un fantasma segmentado en discos finos. La FIG. 13 B muestra un solo disco modelado con una matriz de marcas de referencia como referencia para determinar la posición del láser en el fantasma (p. ej., en las coordenadas x e y). La coordenada z (profundidad) se puede determinar quitando un disco individual de la pila y visualizándolo bajo un microscopio confocal.

La FIG. 13C muestra un fantasma que se puede separar en dos mitades. De manera similar al fantasma segmentado de la FIG. 13 A, este fantasma está estructurado para contener una matriz de marcas de referencia como referencia para determinar la posición en las coordenadas x e y. La información de profundidad se puede obtener separando el fantasma en dos mitades y midiendo la distancia entre las zonas dañadas. La información combinada proporciona los parámetros para la cirugía asistida por imagen.

La FIG. 14 muestra una parte del sistema quirúrgico del sistema de cirugía láser asistido por imagen. Este sistema incluye espejos de redireccionamiento que se pueden controlar por medio de actuadores tales como galvanómetros o bobinas de voz, una lente objetivo y una interfaz de paciente desechable. El rayo láser quirúrgico se refleja en los espejos de redireccionamiento a través de la lente objetivo. La lente objetivo enfoca el rayo justo antes de la interfaz de paciente. Las coordenadas x e y se escanean cambiando el ángulo del rayo en relación a la lente objetivo. El plano z se escanea cambiando la divergencia del rayo entrante utilizando un sistema de lentes más arriba de los espejos de redireccionamiento.

En este ejemplo, la sección cónica de la interfaz de paciente desechable puede ser un espacio de aire o sólido, y la sección que actúa de interfaz con el paciente incluye una lente de contacto curvada. La lente de contacto curvada se puede fabricar con sílice fundida o con otro material resistente a formar centros de colores cuando se irradia con radiación ionizante. El radio de la curvatura tiene un límite máximo que es compatible con el ojo, p. ej., unos 10 mm.

El primer paso en el procedimiento de calibración es ajustar la interfaz de paciente con el fantasma. La curvatura del fantasma coincide con la curvatura de la interfaz de paciente. Luego de ajustarlos, el siguiente paso consiste en causar el daño óptico dentro del fantasma para producir las marcas de referencia.

La FIG. 15 muestra ejemplos de zonas afectadas reales en vidrio producidas por un láser de femtosegundos. La separación entre las zonas afectadas es en promedio unos 8  $\mu\text{m}$  (la energía del impulso es 2.2  $\mu\text{J}$  con una duración de 580 fs a anchura a media altura). El daño óptico que se muestra en la FIG. 15 muestra que las zonas afectadas creadas por el láser de femtosegundos son discretas y están bien definidas. En el ejemplo mostrado, las áreas afectadas tienen un diámetro de unos 2.5  $\mu\text{m}$ . Las áreas ópticas afectadas similares a las que se muestran en la FIG. 14 se crean en el fantasma a varias profundidades para formar una matriz 3D de las marcas de referencia. Estas áreas afectadas se referencian con el fantasma calibrado ya sea retirando los discos correspondientes y visualizándolo bajo un microscopio confocal (FIG. 13 A) o separando el fantasma en dos mitades y midiendo la profundidad con un micrómetro (FIG. 13C). Las coordenadas x e y se pueden establecer a partir de la matriz calibrada previamente.

Luego de dañar el fantasma con el láser quirúrgico, se realiza la TCO sobre el fantasma. El sistema de visualización de TCO proporciona una representación 3D del fantasma y establece una relación entre el sistema de coordenadas de TCO y el fantasma. Las zonas afectadas se pueden detectar en el sistema de visualización. Se puede realizar

una calibración cruzada entre la TCO y el láser utilizando el estándar interno del fantasma. Luego de referenciar la TCO y el láser entre ellos se podrá desechar el fantasma.

Antes de comenzar la cirugía, se verificará la calibración. El paso de verificación incluye causar daño óptico en varias posiciones dentro de un segundo fantasma. El daño óptico debería ser lo suficientemente intenso para que las 5 varias zonas afectadas que creen un patrón circular puedan ser visualizadas por la TCO. Luego de crear el patrón, el segundo fantasma se visualiza por medio de la TCO. La comparación entre la visualización de TCO y las coordenadas láser proporciona la última comprobación de la calibración del sistema antes de realizar la cirugía.

Una vez que se ponen las coordenadas en el láser, la cirugía láser se podrá realizar en el ojo. Esto incluye la faco-emulsificación de la lente utilizando el láser, así como otros tratamientos láser sobre el ojo. La cirugía se podrá 10 detener en cualquier momento y el segmento anterior del ojo (FIG. 11) se podrá volver a visualizar para supervisar la cirugía; además, tras insertar una lente intraocular (IOL), visualizar la IOL (con luz o sin aplanación) proporciona información respecto de la posición de la IOL en el ojo. El médico puede utilizar esta información para ajustar la posición de la IOL.

La FIG. 16 muestra un ejemplo del proceso de calibración y la calibración posterior en la operación quirúrgica. Dicho 15 método para realizar cirugía láser utilizando un sistema de cirugía láser asistido por imagen puede incluir utilizar una interfaz de paciente en el sistema, que sujeta un tejido objetivo intervenido quirúrgicamente en una posición, para sujetar un material de muestra de calibración durante un proceso de calibración antes de realizar una cirugía; dirigir un rayo láser quirúrgico de impulsos láser de un láser en el sistema a la interfaz de paciente en el material de muestra de calibración para quemar marcas de referencia en ubicaciones de referencia tridimensionales 20 seleccionadas; dirigir un rayo sonda óptico de un módulo de tomografía de coherencia óptica (TCO) en el sistema a la interfaz de paciente en el material de muestra de calibración para capturar imágenes de TCO de las marcas de referencia quemadas; y establecer una relación entre las coordenadas de posición del módulo de TCO y las marcas de referencia quemadas. Tras establecer la relación, se utiliza una interfaz de paciente en el sistema para sujetar y mantener un tejido objetivo intervenido quirúrgicamente en una posición determinada. El rayo láser quirúrgico de impulsos láser y el rayo sonda óptico se dirigen a la interfaz de paciente en el tejido objetivo. El rayo láser quirúrgico se controla para realizar cirugía láser sobre el tejido objetivo. El módulo de TCO se opera para obtener imágenes de TCO dentro del tejido objetivo a partir de la luz del rayo sonda óptico que retorna del tejido objetivo, y se aplican la 25 información de posicionamiento en las imágenes de TCO obtenidas y la relación establecida para enfocar y escanear el rayo láser quirúrgico para ajustar el enfoque y escaneo del rayo láser quirúrgico en el tejido objetivo durante la cirugía. Si bien dichas calibraciones se pueden realizar justo antes de la cirugía láser, también se pueden realizar en varios intervalos antes de un procedimiento, utilizando validaciones de calibración que demuestren no tener oscilación o cambios de calibración durante dichos intervalos.

Los siguientes ejemplos describen técnicas y sistemas de cirugía láser asistida por imagen que utilizan imágenes de 30 productos derivados de la foto-disrupción inducida por láser para alinear el rayo láser quirúrgico.

Las FIGS. 17A y 17B ilustran otra implementación de la presente técnica en la que los productos derivados de la 35 foto-disrupción en el tejido objetivo se utilizan como guía adicional para posicionar el láser. Un láser de impulsos 1710 tal como un láser de femtosegundos o picosegundos se utiliza para producir un rayo láser 1712 con impulsos láser que causa foto-disrupción en un tejido objetivo 1001. El tejido objetivo 1001 puede ser parte de un parte del cuerpo 1700 de un sujeto, p. ej., una parte de la lente de un ojo. El rayo láser 1712 se enfoca y se dirige por medio 40 de un módulo óptico del láser 1710 a la posición del tejido objetivo 1001 para conseguir un determinado efecto quirúrgico. La superficie objetivo se acopla de forma óptica al módulo óptico láser por medio de una placa de aplanación 1730 que transmite la longitud de onda del láser, así como la longitud de onda de la imagen del tejido objetivo. La placa de aplanación 1730 puede ser una lente de aplanación. Se proporciona un dispositivo de visualización 1720 para recoger luz o sonido reflejado o disperso del tejido objetivo 1001 para obtener imágenes del 45 tejido objetivo 1001 ya sea antes o después de aplicar la placa de aplanación (o ambas veces). Los datos de visualización obtenidos se procesan luego por el módulo de control del sistema láser para determinar la posición deseada en el tejido objetivo. El módulo de control del sistema láser desplaza o ajusta los elementos ópticos o láser en base a modelos ópticos estándar para garantizar que el centro de los productos derivados de la foto-disrupción 1702 se solapen con la posición del tejido objetivo. Este puede ser un proceso de alineamiento dinámico en el que 50 las imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción 1702 y el tejido objetivo 1001 están siendo supervisados de forma constante durante el procedimiento quirúrgico para garantizar que el rayo láser esté posicionado de forma correcta en cada posición del tejido objetivo.

En una implementación, el sistema láser se puede operar en dos modos: primero en un modo de diagnóstico en el 55 que el rayo láser 1712 se alinea inicialmente utilizando impulsos láser de alineamiento para crear productos derivados de la foto-disrupción 1702 para el alineamiento, y luego en un modo quirúrgico en el que los impulsos láser quirúrgicos se generan para realizar la operación quirúrgica en cuestión. En ambos modos, las imágenes de los productos derivados de la disrupción 1702 y el tejido objetivo 1001 se supervisan para controlar el alineamiento del rayo. La FIG. 17A muestra el modo de diagnóstico en el que los impulsos láser de alineamiento en el rayo láser 1712 se pueden configurar a niveles de energías distintos del nivel de energía de los impulsos láser quirúrgicos. Por 60 ejemplo, los impulsos láser de alineamiento pueden tener menos energía que los impulsos láser quirúrgicos, pero con suficiente energía para causar suficiente foto-disrupción en el tejido para poder capturar los productos derivados



de la foto-disrupción 1702 en el dispositivo de visualización 1720. Puede que la resolución de esta fijación aproximada de objetivos no sea suficiente para conseguir el efecto quirúrgico deseado. En base a las imágenes capturadas, el rayo láser 1712 se puede alinear de forma adecuada. Luego de este alineamiento inicial, el láser 1710 se puede controlar para producir impulsos láser quirúrgicos a un nivel de energía más alto para realizar la cirugía. Debido a que los impulsos láser quirúrgicos están a un nivel de energía distinto de los impulsos láser de alineamiento, los efectos no lineales en el tejido en la foto-disrupción pueden causar que el rayo láser 1712 se enfoque en una posición distinta de la posición del rayo en el modo de diagnóstico. Por lo tanto, el alineamiento que se consigue durante el modo de diagnóstico es un alineamiento aproximado, y se debe realizar otro alineamiento adicional para posicionar de forma precisa cada impulso láser quirúrgico durante el modo de cirugía cuando los impulsos láser quirúrgicos llevan a cabo la cirugía. Haciendo referencia a la FIG. 17A, el dispositivo de visualización 1720 captura las imágenes del tejido objetivo 1001 durante el modo de cirugía, y el módulo de control del láser ajusta el rayo láser 1712 para posicionar el enfoque 1714 del rayo láser 1712 sobre la posición deseada del tejido objetivo en el tejido objetivo 1001. Este proceso se realiza para cada posición del tejido objetivo.

La FIG. 18 muestra una implementación del rayo láser en la que el rayo láser primero se apunta aproximadamente al tejido objetivo y luego se captura la imagen de los productos derivados de la foto-disrupción y se utiliza para alinear el rayo láser. La imagen del tejido objetivo de la parte del cuerpo que es el tejido objetivo y la imagen de una referencia en la parte del cuerpo se supervisan para apuntar el rayo de láser de impulsos al tejido objetivo. Las imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción y del tejido objetivo se utilizan para ajustar el rayo de láser de impulsos para solapar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción con el tejido objetivo.

La FIG. 19 muestra un método de alineamiento del láser en base a la visualización de los productos derivados de la foto-disrupción en el tejido objetivo en la cirugía láser. En este método, un rayo de láser de impulsos se apunta a una ubicación del tejido objetivo dentro del tejido objetivo para emitir una secuencia de los impulsos láser de alineamiento iniciales a la ubicación del tejido objetivo. Las imágenes de la ubicación del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción causados por los impulsos láser de alineamiento iniciales se supervisan para obtener una ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en relación a la ubicación del tejido objetivo. La ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción causados por impulsos láser quirúrgicos a un nivel de energía de impulsos láser distinto de los impulsos láser de alineamiento inicial se determina cuando el rayo de láser de impulsos de los impulsos láser quirúrgicos se sitúa en la ubicación del tejido objetivo. El rayo de láser de impulsos se controla para llevar impulsos láser al nivel de energía de impulsos quirúrgicos. La posición del rayo de láser de impulsos se ajusta al nivel de energía de impulsos quirúrgicos para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en la ubicación determinada. Mientras se supervisan las imágenes del tejido objetivo y de los productos derivados de la foto-disrupción, la posición del rayo de láser de impulsos al nivel de energía de impulsos quirúrgicos se ajusta para situar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción en una ubicación determinada respectiva cuando se desplaza el rayo de láser de impulsos a una nueva ubicación del tejido objetivo dentro del tejido objetivo.

La FIG. 20 muestra un ejemplo de un sistema de cirugía láser en base a un alineamiento de láser que utiliza la imagen de los productos derivados de la foto-disrupción. Se proporciona un módulo óptico 2010 para enfocar y dirigir el rayo láser al tejido objetivo 1700. El módulo óptico 2010 puede incluir una o más lentes y también puede incluir uno o más reflectores. Se incluye un actuador de control en el módulo óptico 2010 para ajustar el enfoque y la dirección del rayo en respuesta a una señal de control del rayo. Se proporciona un módulo de control del sistema 2020 para controlar tanto el láser de impulsos 1010 por medio de una señal de control láser y el módulo óptico 2010 por medio de la señal de control del rayo. El módulo de control del sistema 2020 procesa datos de imágenes del dispositivo de visualización 2030 que incluye la información de desfase posicional entre los productos derivados de la foto-disrupción y la posición 1702 del tejido objetivo en el tejido objetivo 1700. En base a la información obtenida de la imagen, la señal de control del rayo se genera para controlar el módulo óptico 2010 que ajusta el rayo láser. Una unidad de procesamiento digital se incluye en el módulo de control del sistema 2020 para realizar procesamientos de datos diversos para el alineamiento del láser.

El dispositivo de visualización 2030 se puede implementar de varias maneras, inclusive un dispositivo de tomografía de coherencia óptica (TCO). Además, también se puede utilizar un dispositivo de visualización de ultrasonido. La posición del enfoque del láser se desplaza con el fin de situarlo aproximadamente sobre el objetivo con la resolución del dispositivo de visualización. El error en la referencia del foco del láser respecto al objetivo y los posibles efectos ópticos no lineales tales como el autoenfoco dificultan predecir de manera precisa la ubicación del foco del láser y el subsiguiente evento de foto-disrupción. Varios métodos de calibración, inclusive el uso de un sistema modelo o programa de software para predecir el enfoque del láser dentro de un material se pueden utilizar para obtener una fijación de objetivo aproximada del láser dentro del tejido visualizado. La visualización del objetivo se puede realizar tanto antes como después de la foto-disrupción. La posición de los productos derivados de la foto-disrupción en relación al objetivo se utiliza para variar el punto de foco del láser para localizar el foco del láser y el proceso de foto-disrupción en el objetivo o relativo al mismo. Por lo tanto, el evento real de foto-disrupción se utiliza para proporcionar una fijación de objetivo precisa para posicionar los impulsos quirúrgicos subsiguientes.

La foto-disrupción para fijar objetivos durante el modo de diagnóstico se puede realizar a un nivel de energía menor, mayor o al mismo nivel requerido para el proceso quirúrgico posterior en el modo quirúrgico del sistema. Se puede realizar una calibración para hacer una correlación entre la localización del evento de foto-disrupción realizado a una

energía diferente en el modo de diagnóstico con la localización pronosticada al nivel de energía quirúrgico ya que el nivel de energía de los impulsos ópticos puede afectar la ubicación exacta del evento de foto-disrupción. Una vez realizado el alineamiento y localización inicial, un volumen o patrón de impulsos láser (o un impulso único) se puede emitir en relación a este posicionamiento. Las imágenes de muestra adicionales se pueden realizar mientras se emiten los impulsos láser adicionales para garantizar la ubicación correcta del láser (las imágenes de muestra se pueden obtener usando impulsos con el mismo nivel de energía, o niveles más bajos o más altos). En una implementación, un dispositivo de ultrasonido se utiliza para detectar la burbuja de cavitación, la onda expansiva u otros productos derivados de la foto-disrupción. La localización de estos luego se puede correlacionar con la visualización del objetivo, obtenida por medio de ultrasonidos o con otra modalidad. En otra realización, el dispositivo de visualización es simplemente un biomicroscopio u otra visualización óptica del evento de foto-disrupción por el operador, tal como la tomografía de coherencia óptica. Con la observación inicial, el enfoque del láser se desplaza con la posición deseada del objetivo, tras lo cual un patrón o un número de impulsos se emiten en relación a esta posición inicial.

Como ejemplo específico, un sistema láser para realizar foto-disrupción precisa subsuperficie puede incluir medios para generar impulsos láser capaces de generar foto-disrupción a repeticiones de 100-1.000 millones de impulsos por segundo, medios para enfocar de forma aproximada los impulsos láser sobre un objetivo debajo de una superficie utilizando una imagen del objetivo y una calibración del enfoque del láser para esa imagen sin causar un efecto quirúrgico, medios para detectar o visualizar debajo de una superficie para proporcionar una imagen o visualización de un objetivo del espacio adyacente o el material alrededor del objetivo y de los productos derivados de al menos un evento foto-disruptivo localizado aproximadamente cerca del objetivo, los medios para hacer una correlación entre la posición de los productos derivados de la foto-disrupción con la del objetivo subsuperficie al menos una vez, y desplazar el foco del impulso láser para posicionar los productos derivados de la foto-disrupción en el objetivo subsuperficie o en una posición relativa al objetivo, medios para emitir un número subsiguiente de impulsos o al menos un impulso láser adicional en un patrón relativo a la posición indicada por la correlación ajustada precisa mencionada arriba de los productos derivados de la foto-disrupción con la del objetivo subsuperficie, y medios para seguir supervisando los eventos foto-disruptivos durante el posicionamiento de las subsiguientes impulsos para seguir ajustando de forma más precisa la posición de los impulsos láser subsiguientes en relación al mismo objetivo o al objetivo revisado que se está visualizando.

Las técnicas y sistemas descritos arriba se pueden utilizar para emitir impulsos láser de alta tasa de repetición a objetivos subsuperficie con una precisión necesaria para la colocación de impulsos contiguos, según se necesite para aplicaciones de disrupción de volúmenes o cortes. Esto se consigue ya sea utilizando o sin utilizar una fuente de referencia en la superficie del objetivo y puede tener en cuenta el desplazamiento del objetivo tras una aplanación o durante la transmisión de impulsos láser.

Si bien este documento contiene muchos detalles concretos, no deben entenderse como limitaciones sobre el alcance de la invención o sobre lo que se puede reivindicar, sino como descriptivos o características específicas de realizaciones particulares de la invención. Algunas características descritas en este documento en el contexto de realizaciones separadas también se pueden implementar combinadas en una única realización. De la misma manera, varias características que se describen en el contexto de una única realización también se pueden implementar en varias realizaciones separadas o en cualquier combinación adecuada. Asimismo, puede que anteriormente se hayan descrito algunas características como parte de ciertas combinaciones o incluso se pueden haber reivindicado de tal manera, mientras que en algunos casos se puede eliminar una o más características de una combinación reivindicada, y la combinación reivindicada puede ser mencionada como una sub-combinación o una variación de una sub-combinación.

Se describe un número de implementaciones de técnicas, aparatos y sistemas quirúrgicos láser asistidos por imagen. Sin embargo, se pueden realizar variaciones y mejoras de las implementaciones descritas, así como otras implementaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de cirugía láser, que comprende:  
un láser de impulsos (1010), configurado para producir un rayo láser de impulsos láser (1012);  
un módulo óptico (1020) configurado
- 5 para recibir el rayo láser;  
para dirigir el rayo láser en una lente de un ojo, y  
para enfocar el rayo láser en la lente del ojo para causar foto-disrupción;  
una placa de aplanación, utilizada para que esté en contacto con el tejido objetivo para producir una interfaz y para emitir impulsos láser al objetivo y transmitir luz o sonido reflejado o disperso del objetivo a través de la interfaz;
- 10 un dispositivo de visualización de tomografía de coherencia óptica (TCO), configurado para crear una imagen OCT de la lente de un ojo;  
un dispositivo de visualización que no es TCO, configurado para generar una imagen que no es TCO; y  
un módulo de control del sistema (1040), caracterizado por que el módulo de control del sistema (1040) está configurado para controlar el módulo óptico (1020) para ajustar y enfocar el rayo láser en base a la información de
- 15 posicionamiento del ojo obtenida de las imágenes capturadas antes de la aplanación y de las imágenes capturadas durante un procedimiento quirúrgico.
2. El sistema de cirugía láser de la reivindicación 1, en donde:  
el dispositivo de visualización que no es TCO es uno entre un microscopio, una videocámara, una matriz de sensores CCD y una matriz de sensores CMS.
- 20 3. El sistema de cirugía láser de la reivindicación 1, en donde:  
el sistema de cirugía láser incluye un instrumento de diagnóstico.
4. El sistema de cirugía láser de la reivindicación 3, en donde:  
el instrumento de diagnóstico comprende al menos uno de un aberrómetro de frente de onda y un dispositivo de medición de la topografía corneal.
- 25 5. El sistema de cirugía láser de la reivindicación 1, en donde:  
el dispositivo de visualización que no es TCO está configurado para generar la imagen que no es TCO antes de que se aplique una placa de aplanación.

FIG. 1

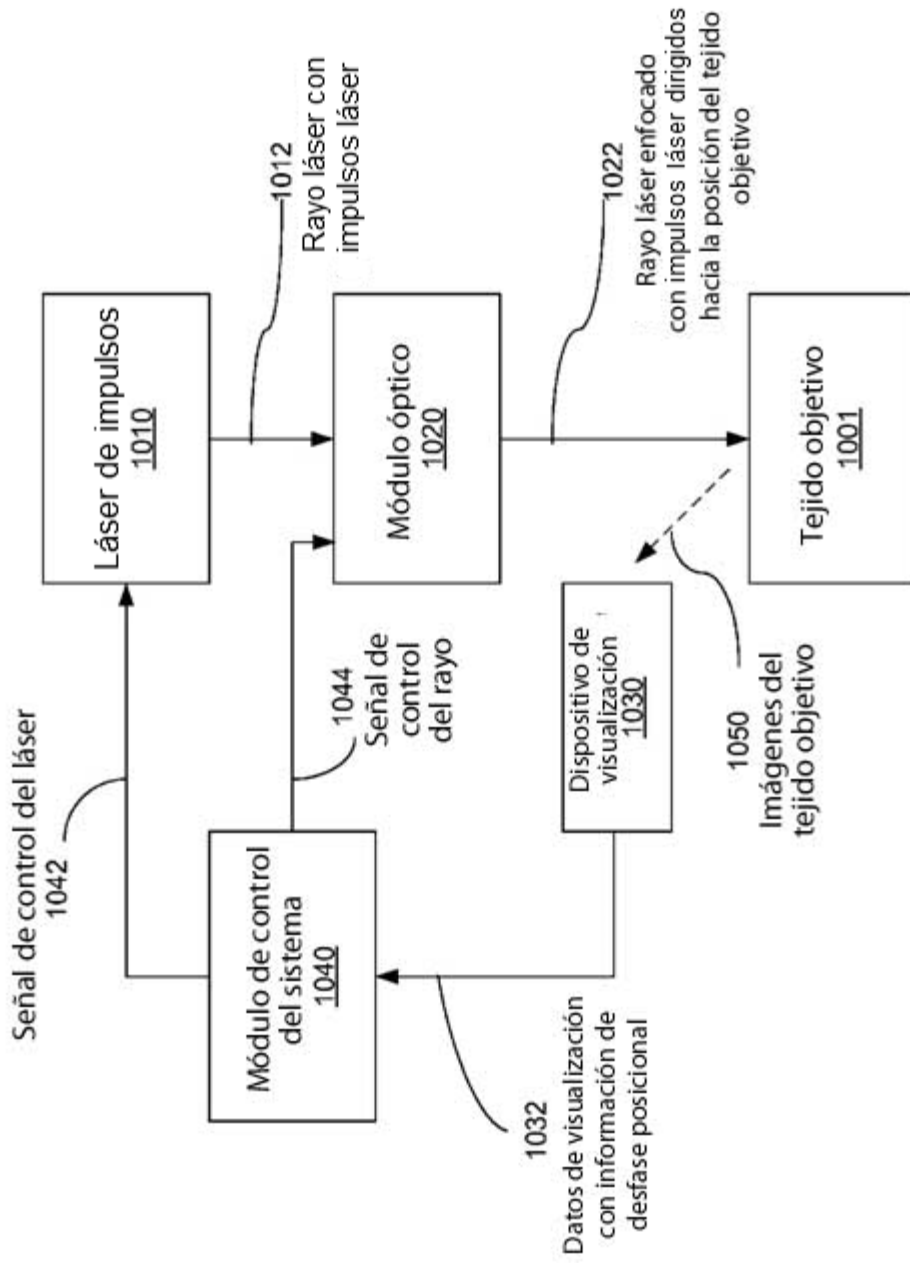


FIG. 2

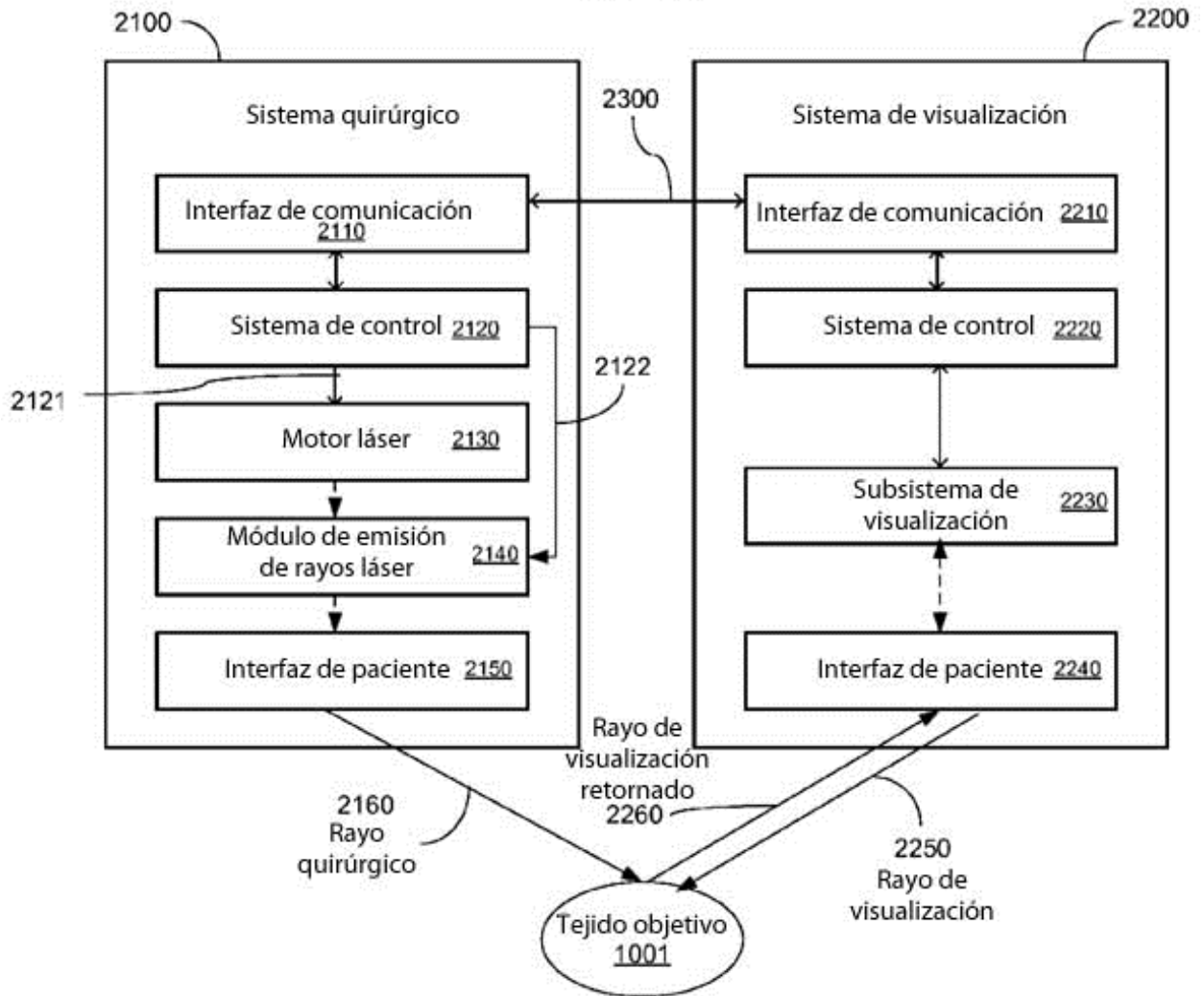
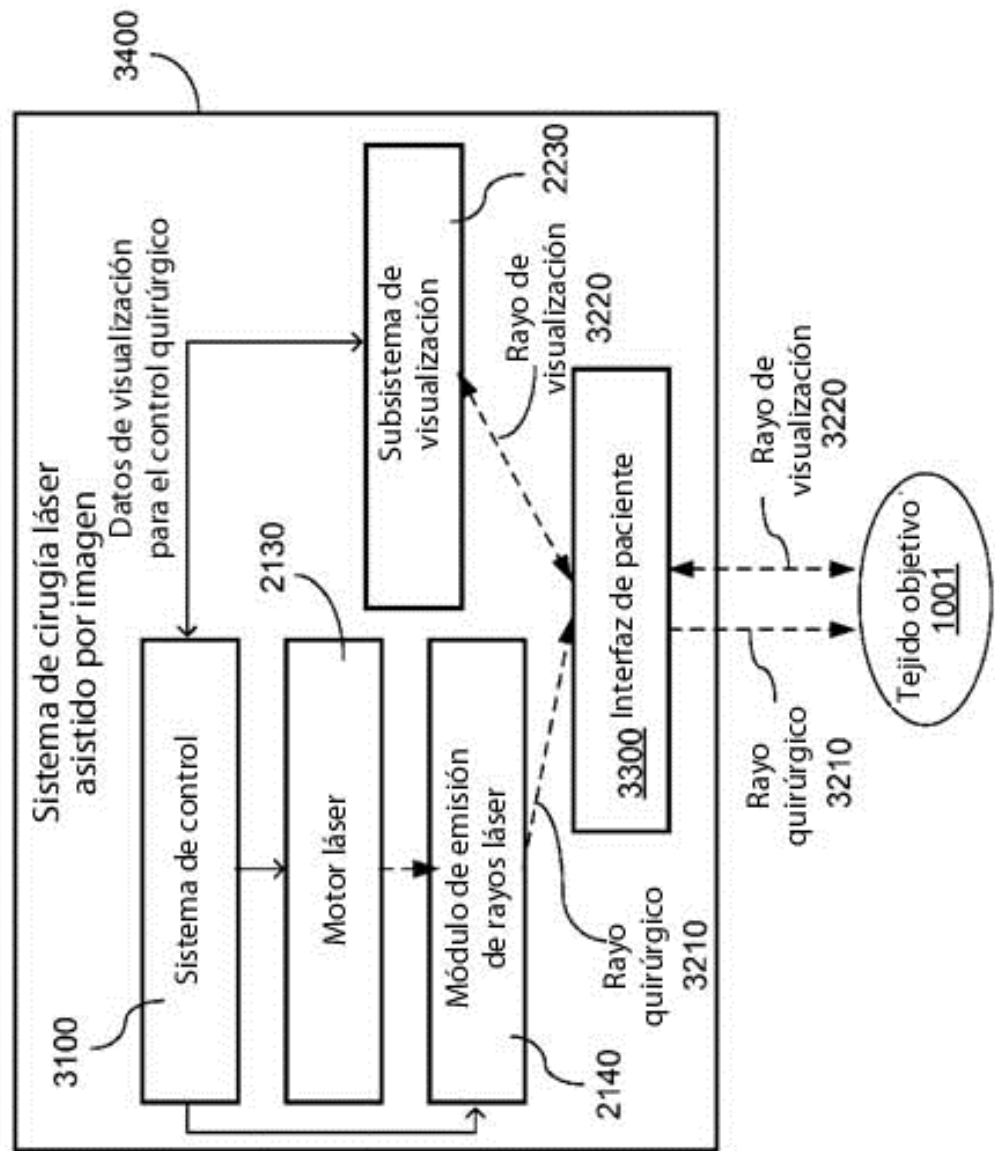


FIG. 3



**FIG. 4**

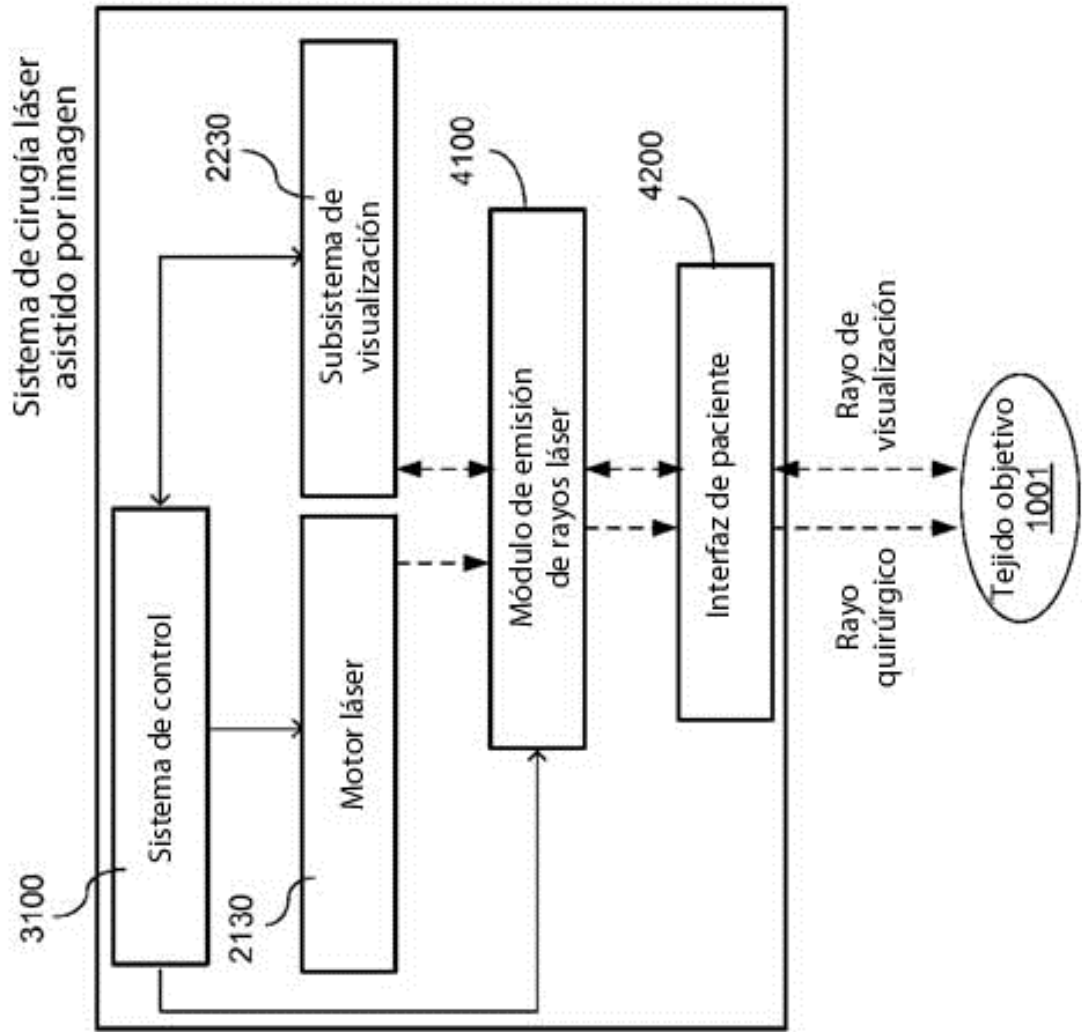


FIG. 5

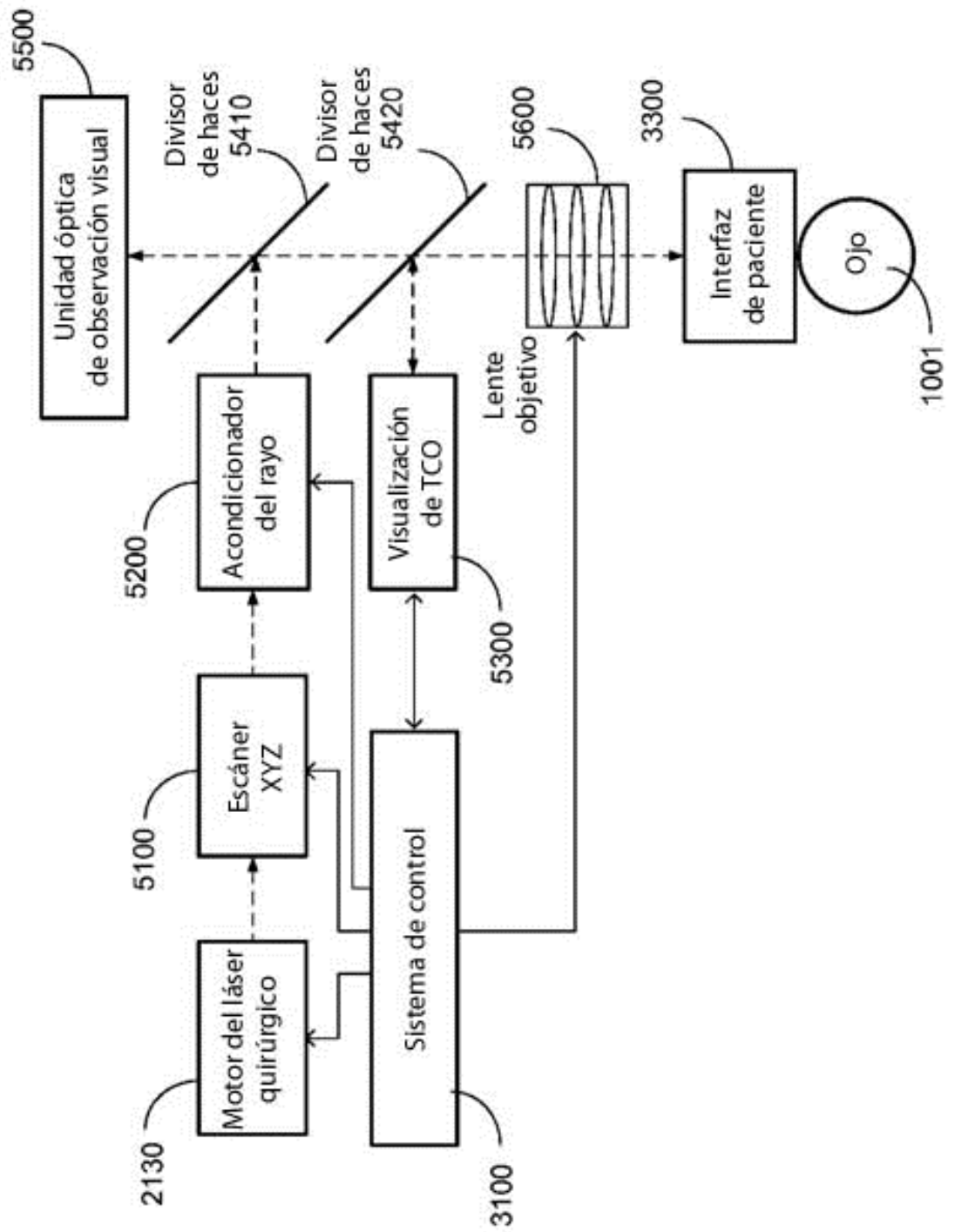




FIG. 6

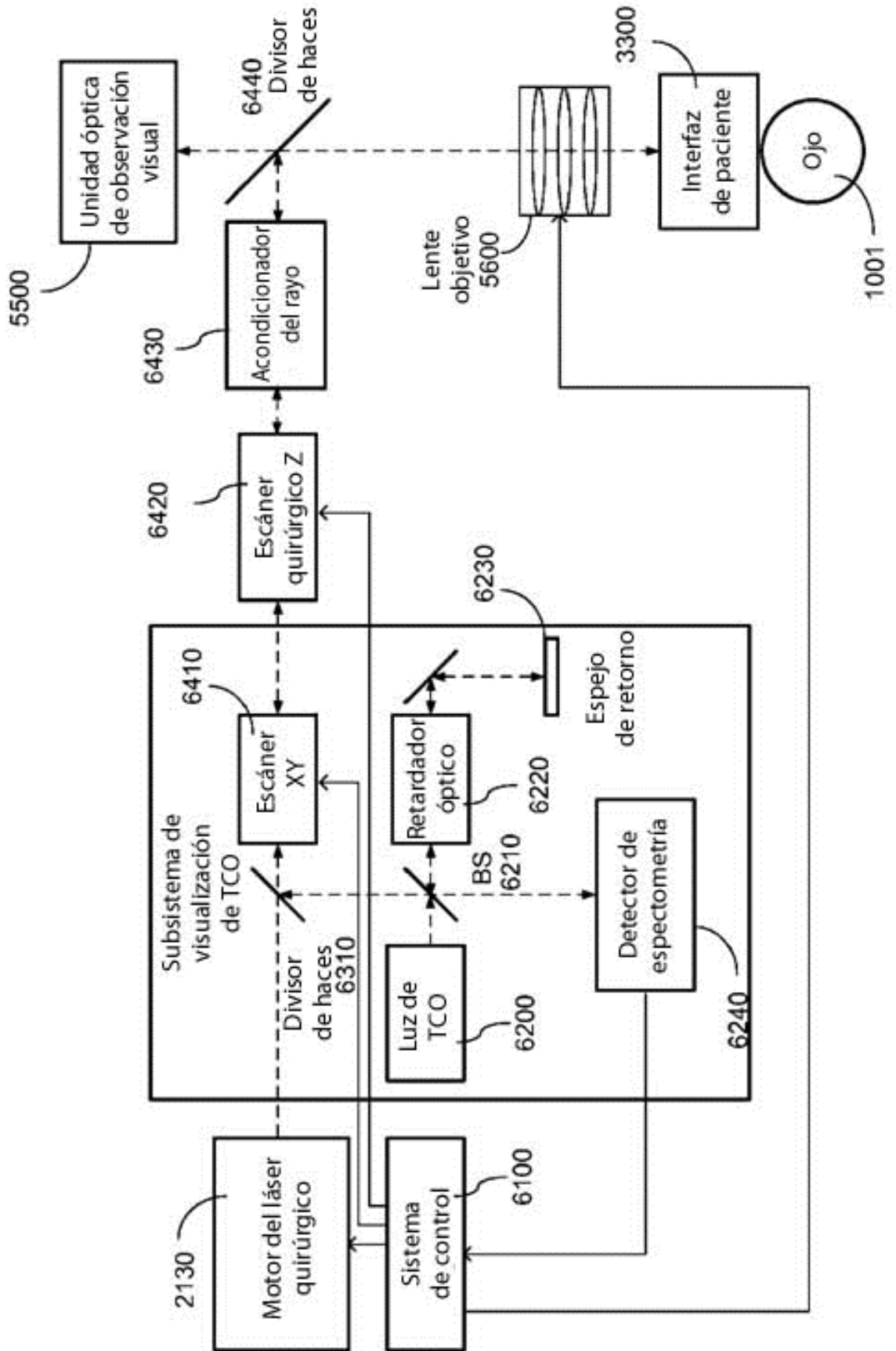


FIG. 7

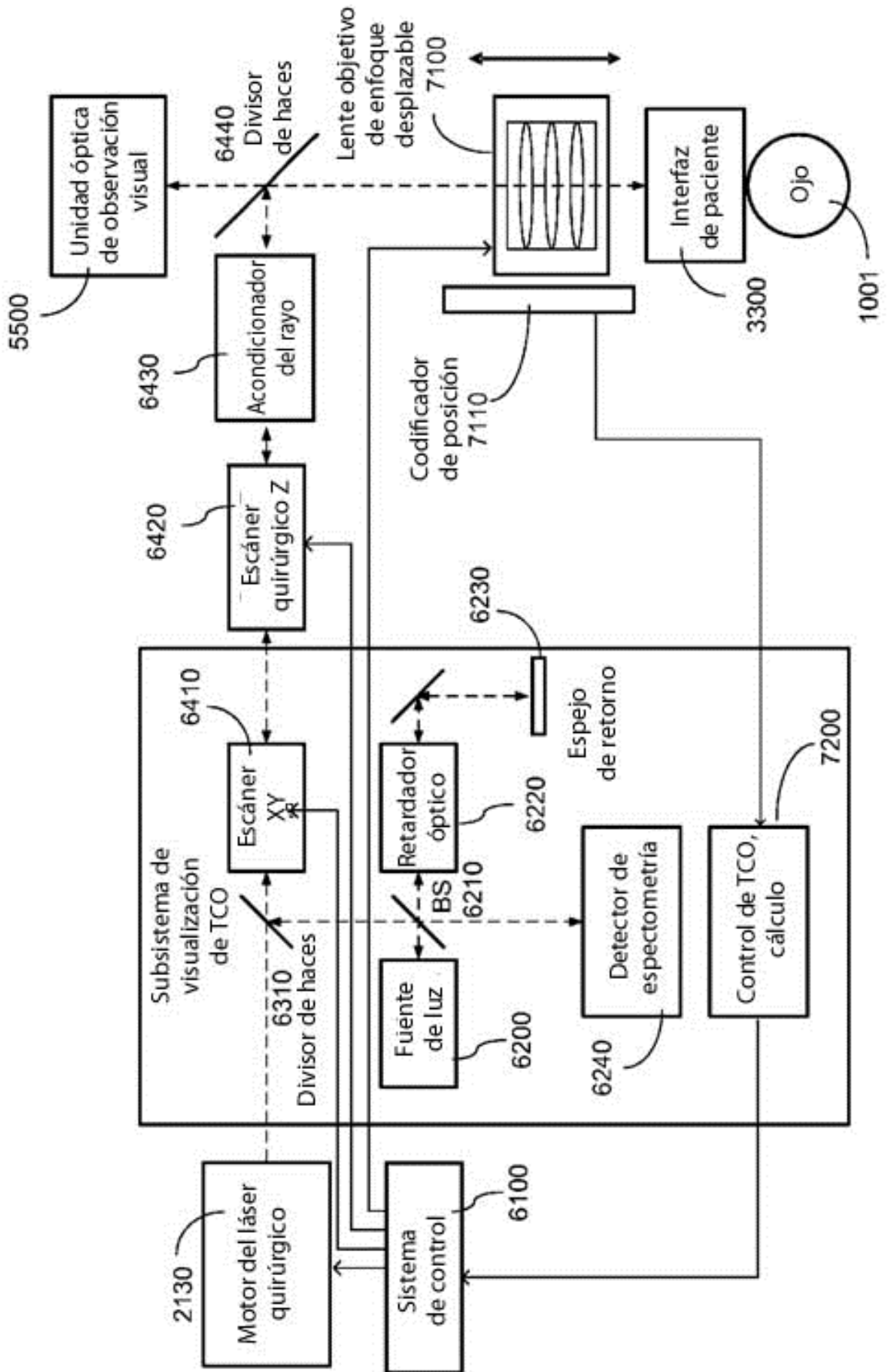


FIG. 8

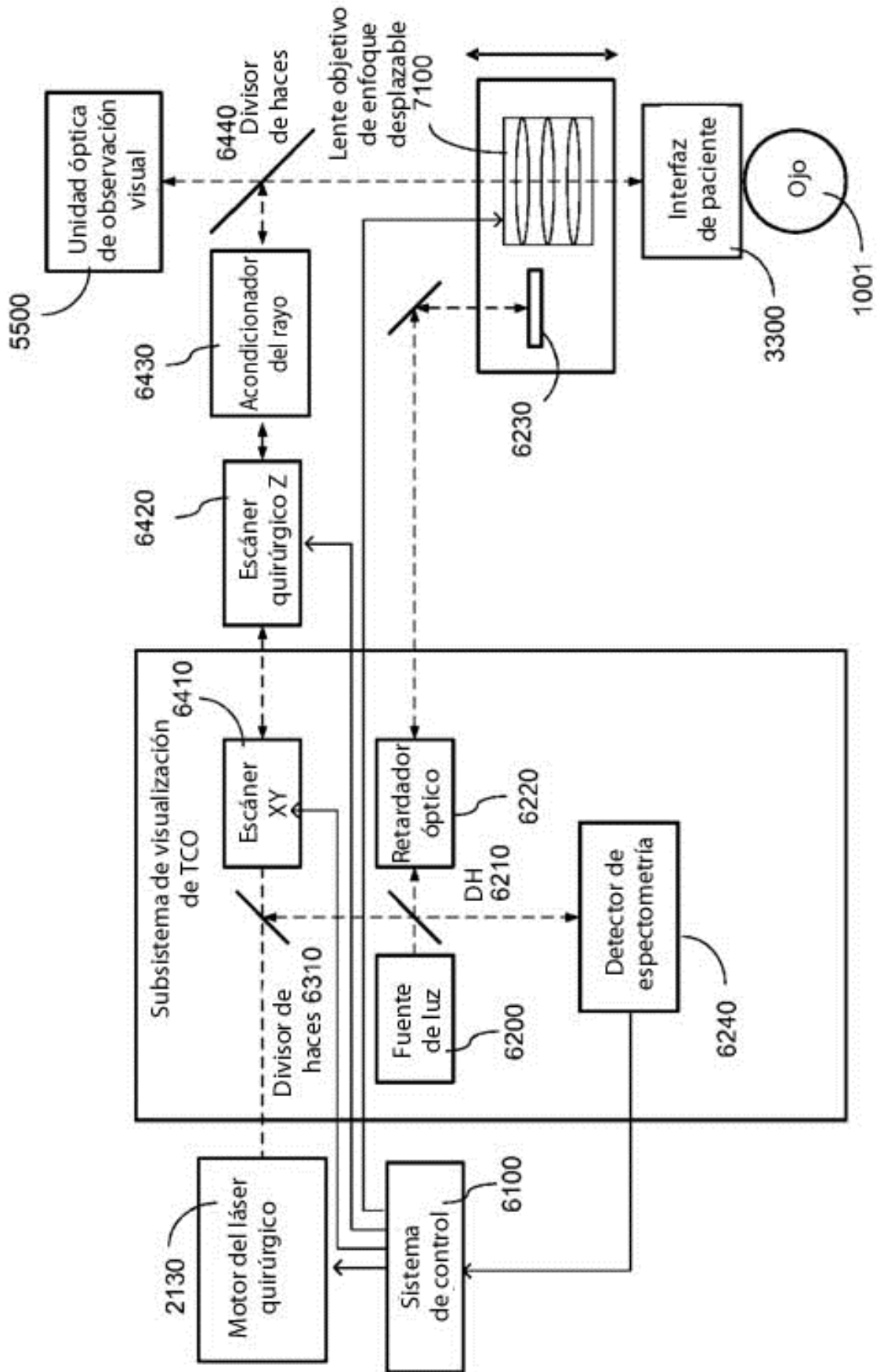


FIG. 9

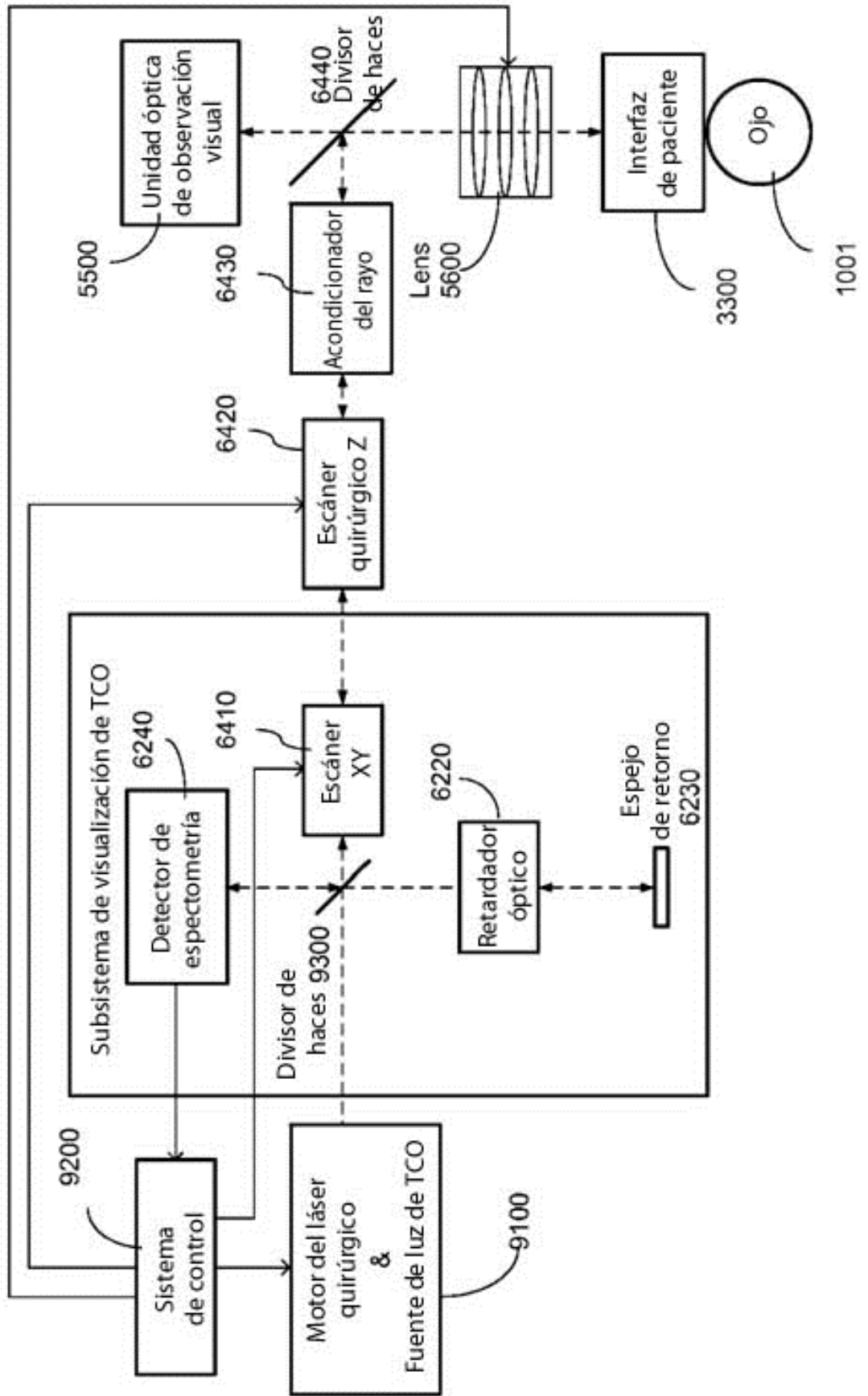
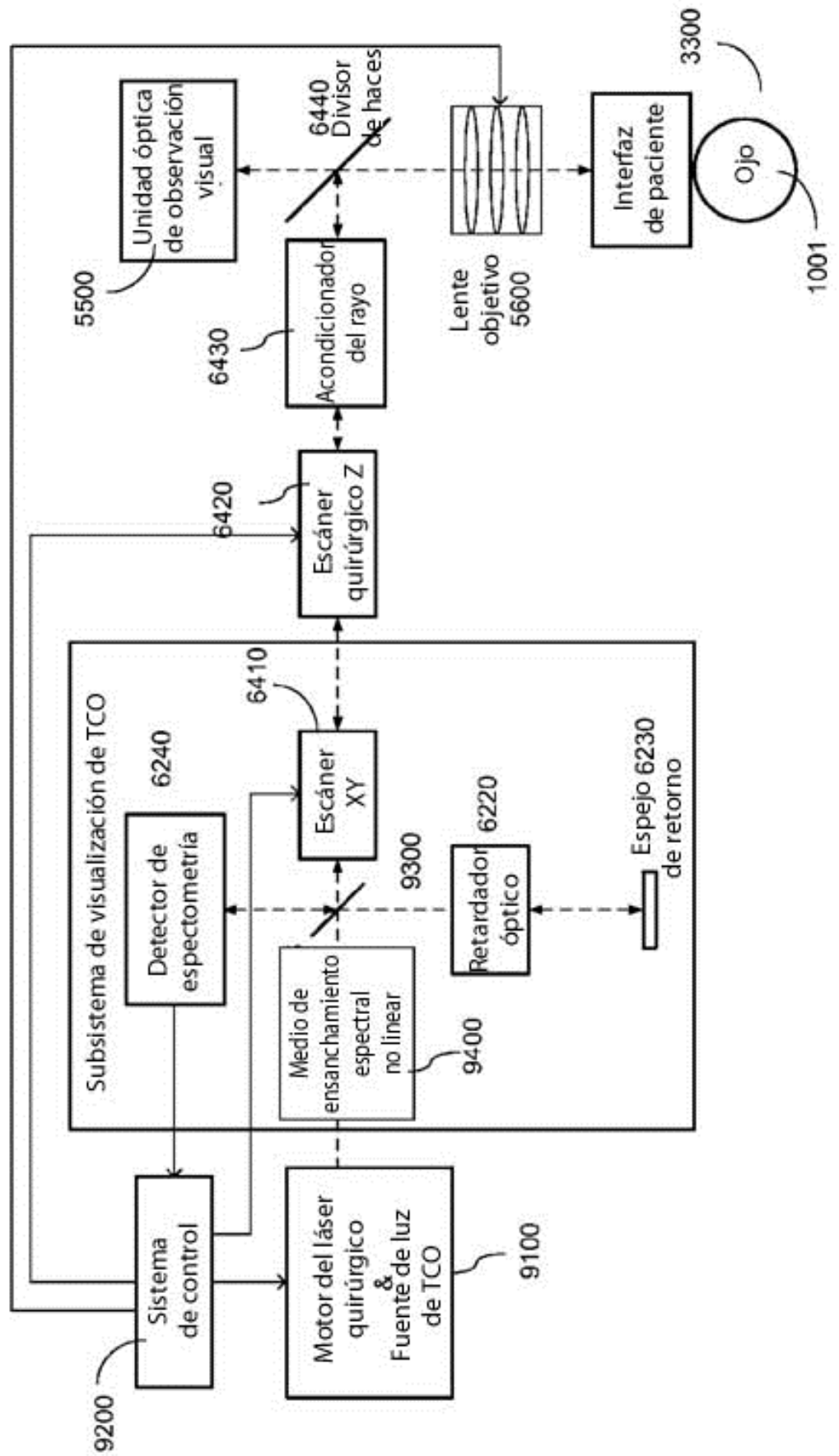
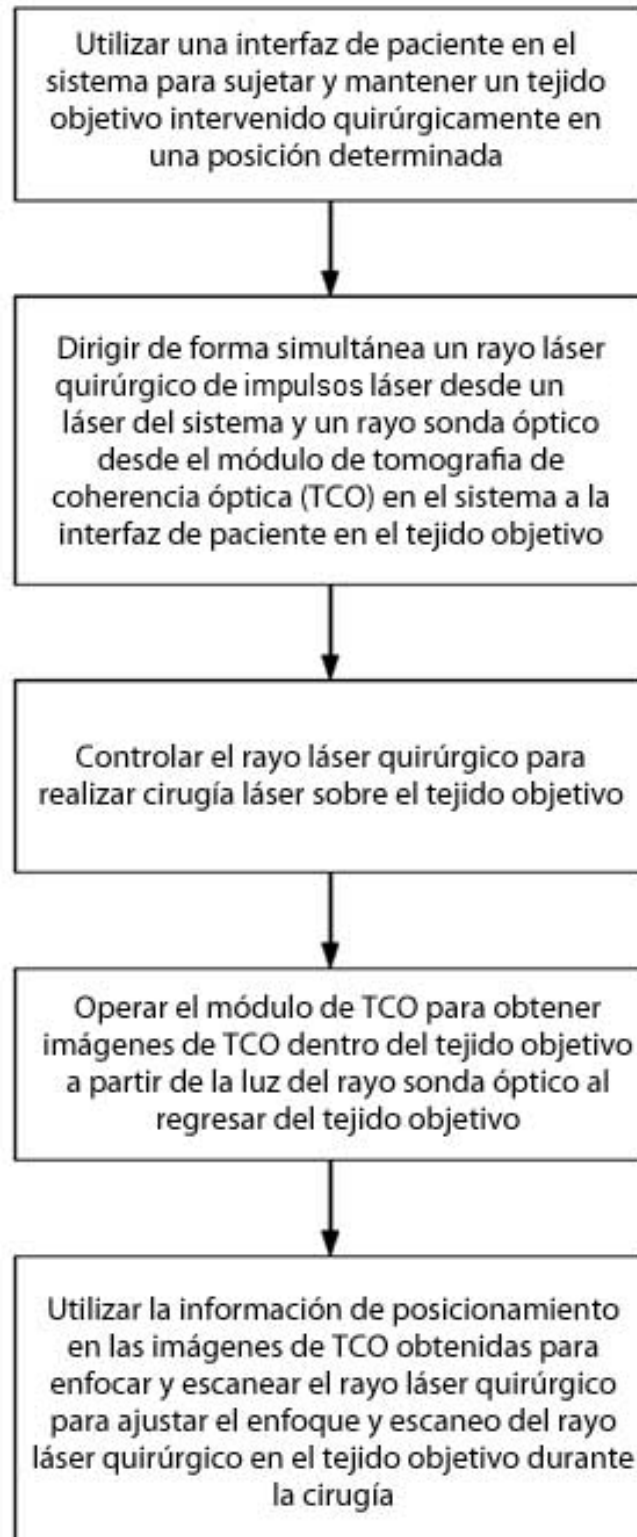


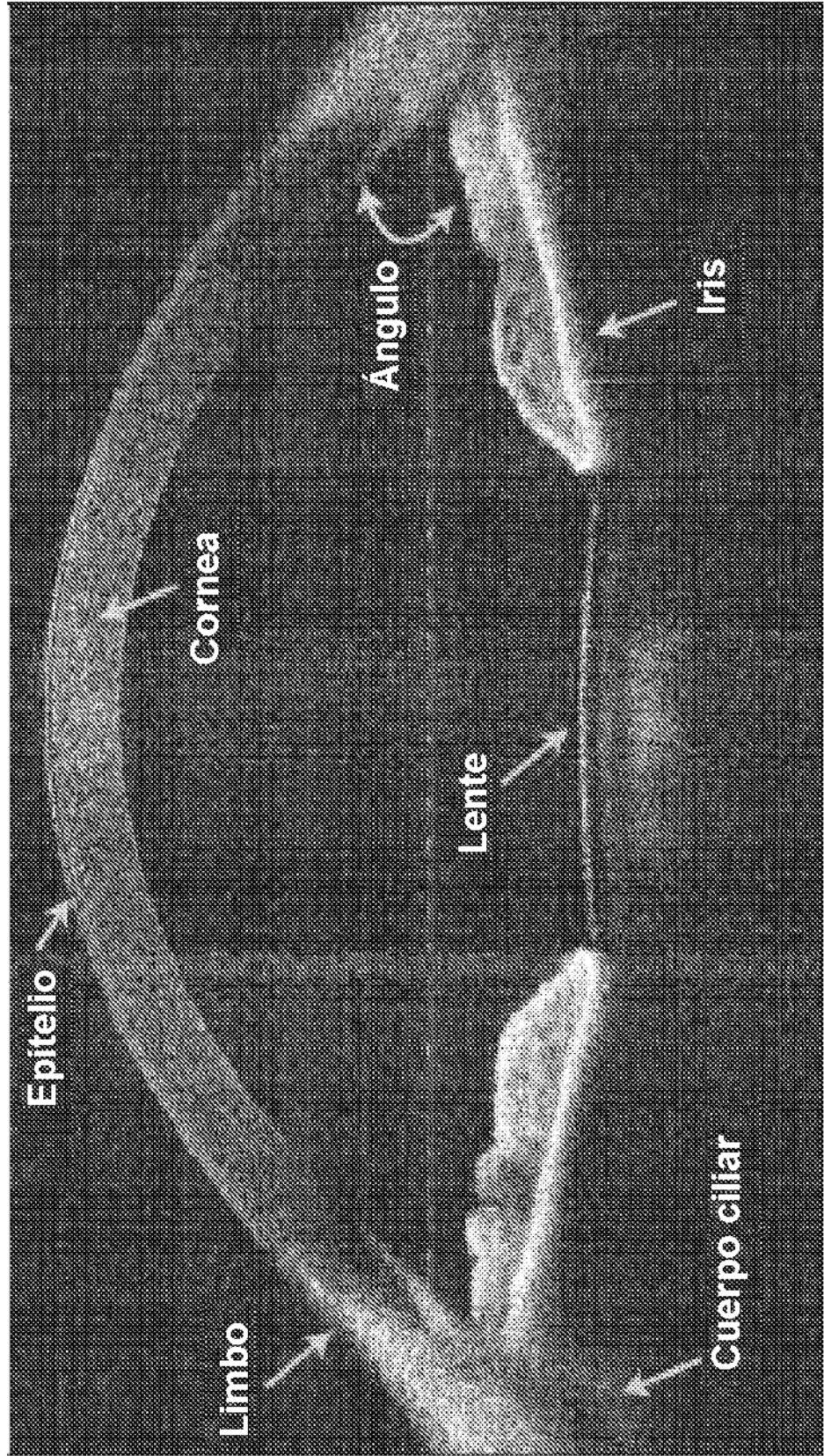
FIG. 10



**FIG. 11**



**FIG. 12**



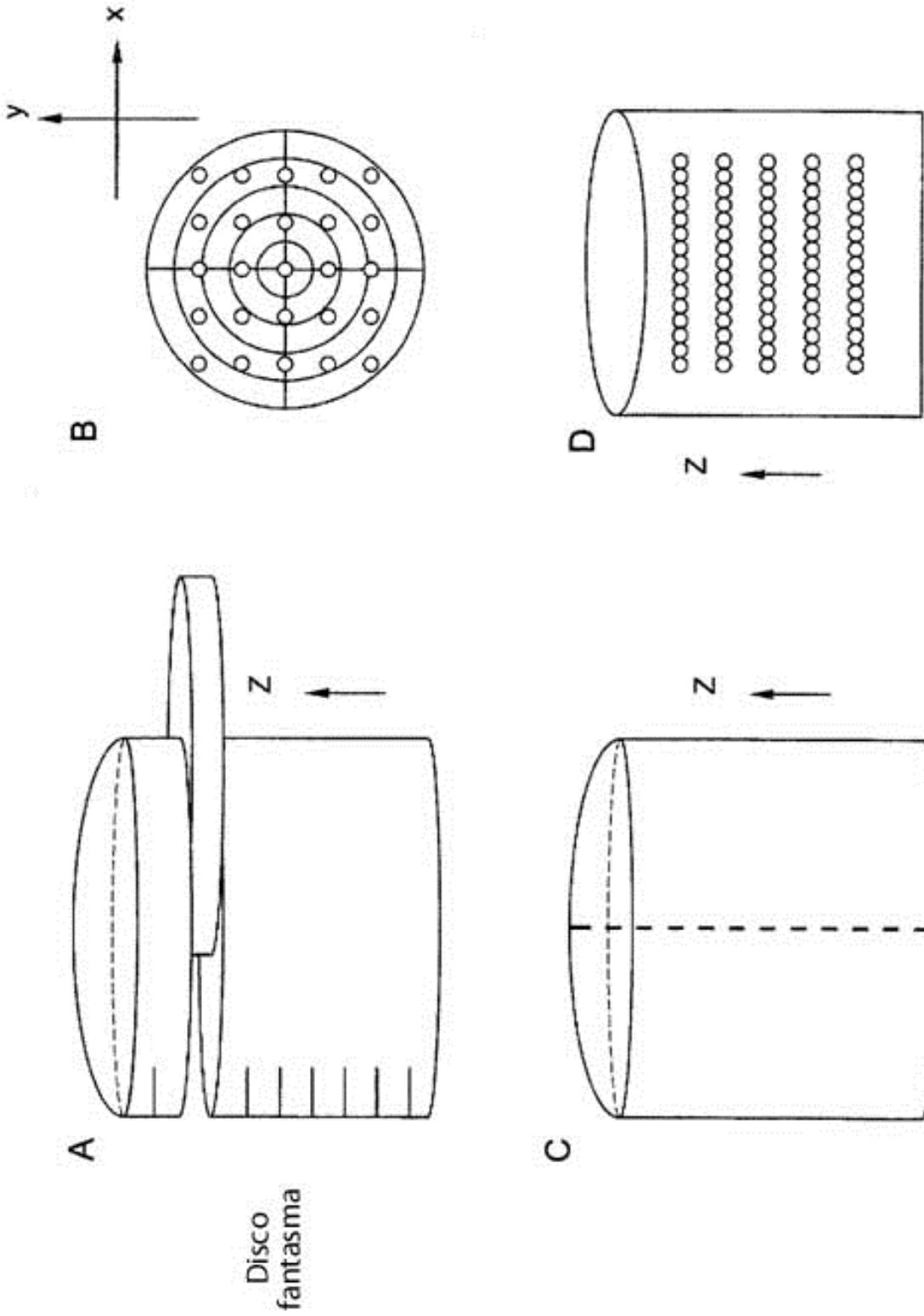


FIG. 13



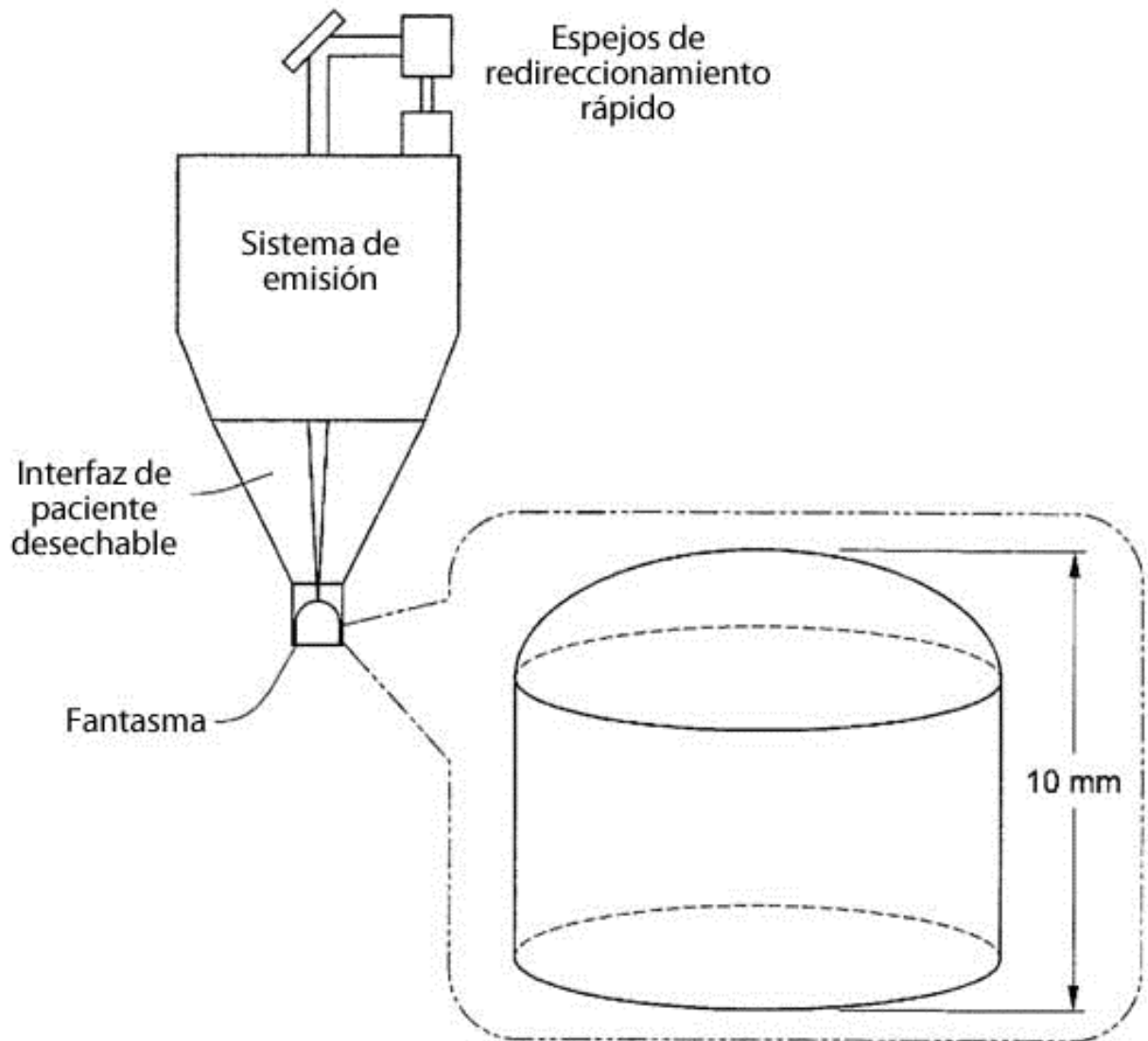


FIG. 14

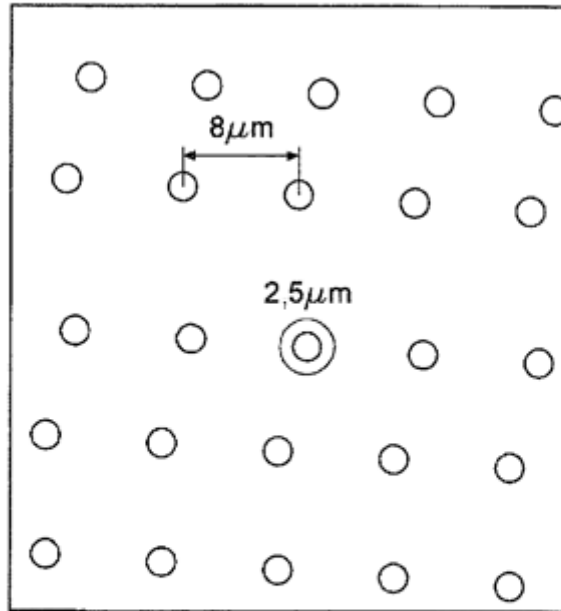
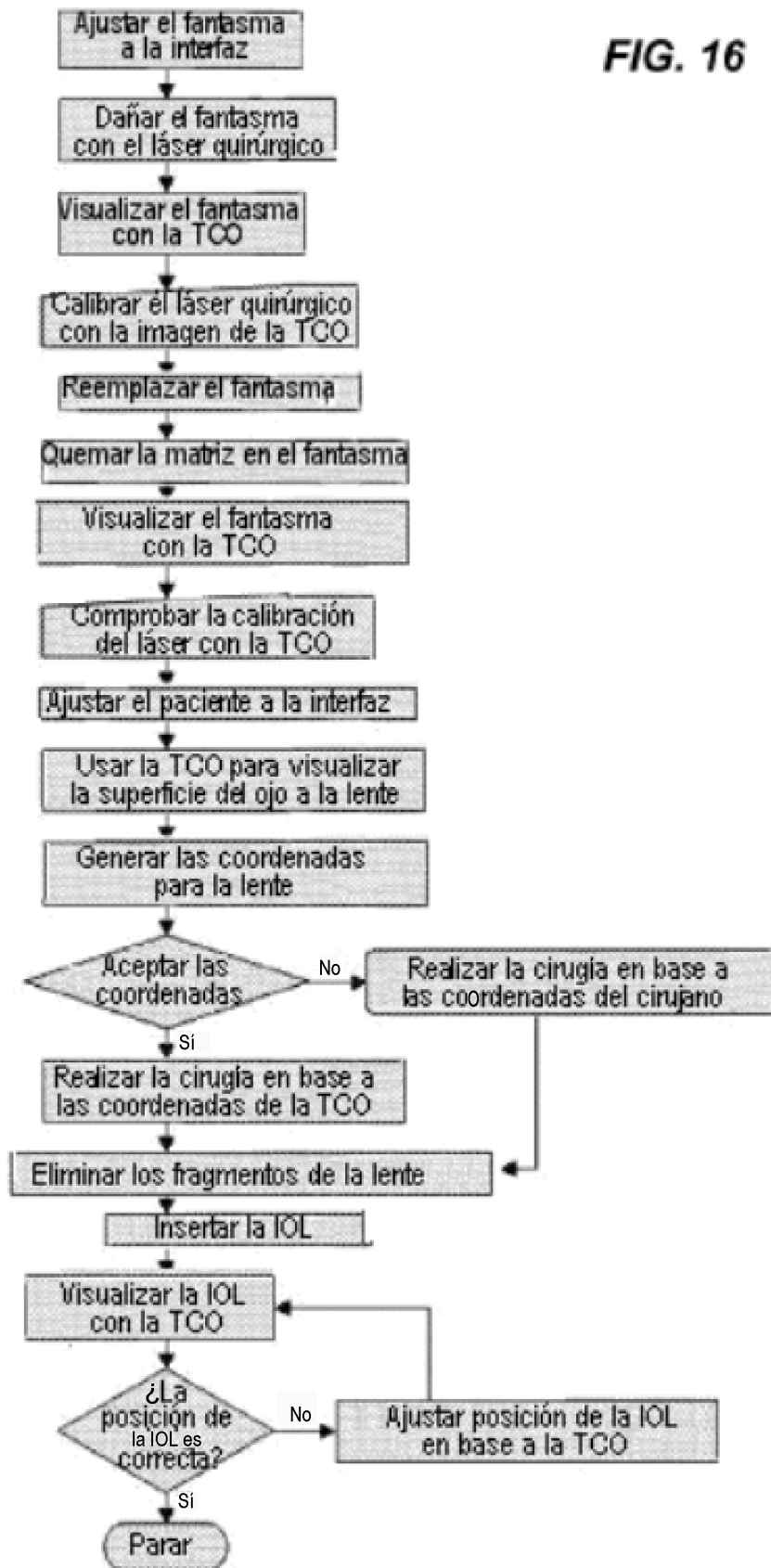


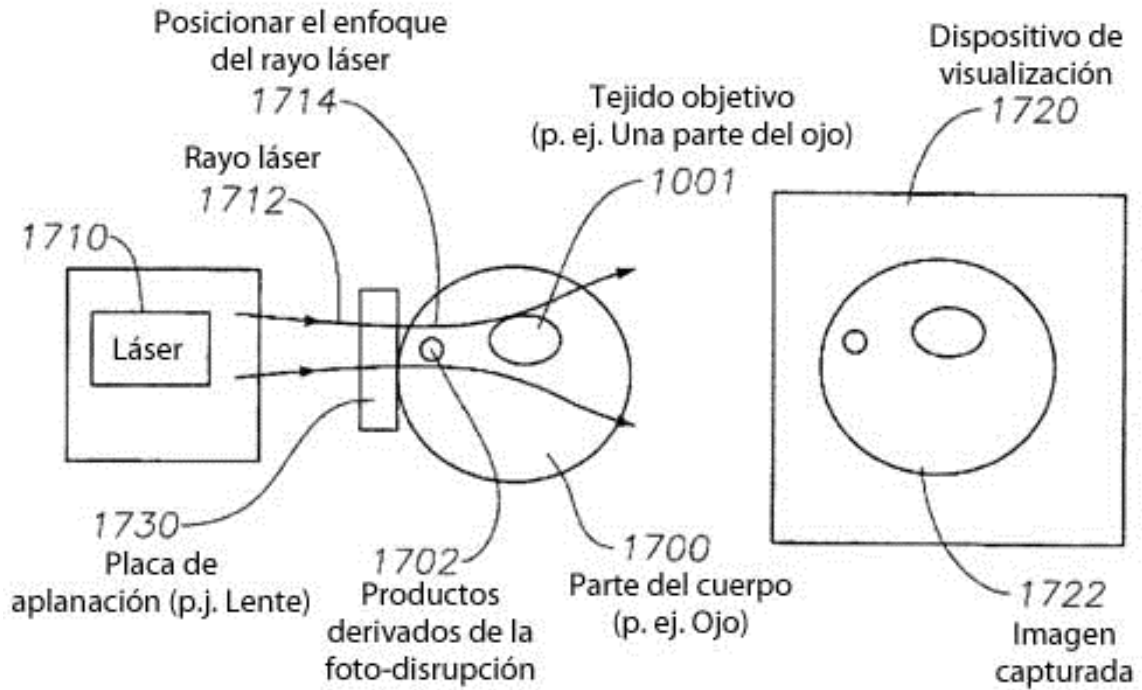
FIG. 15

FIG. 16



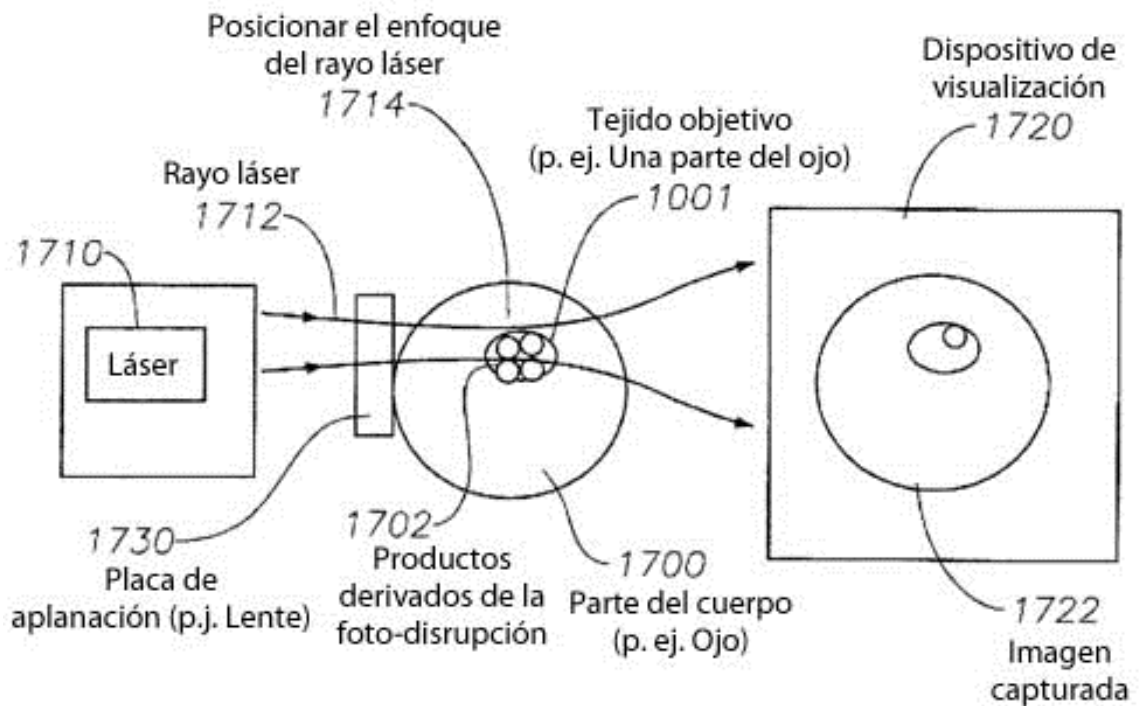
**FIG. 17A**

Modo de diagnóstico



**FIG. 17B**

Modo quirúrgico



**FIG. 18**

Supervisar la imagen del tejido objetivo de una parte del cuerpo y la imagen de una referencia en la parte del cuerpo para apuntar el rayo de láser de impulsos tejido objetivo.

Supervisar las imágenes de los productos derivados de la foto-disrupción y del tejido objetivo para ajustar el rayo de láser de impulsos para solapar la ubicación de los productos derivados de la foto-disrupción con el tejido objetivo.

**Fig. 19**

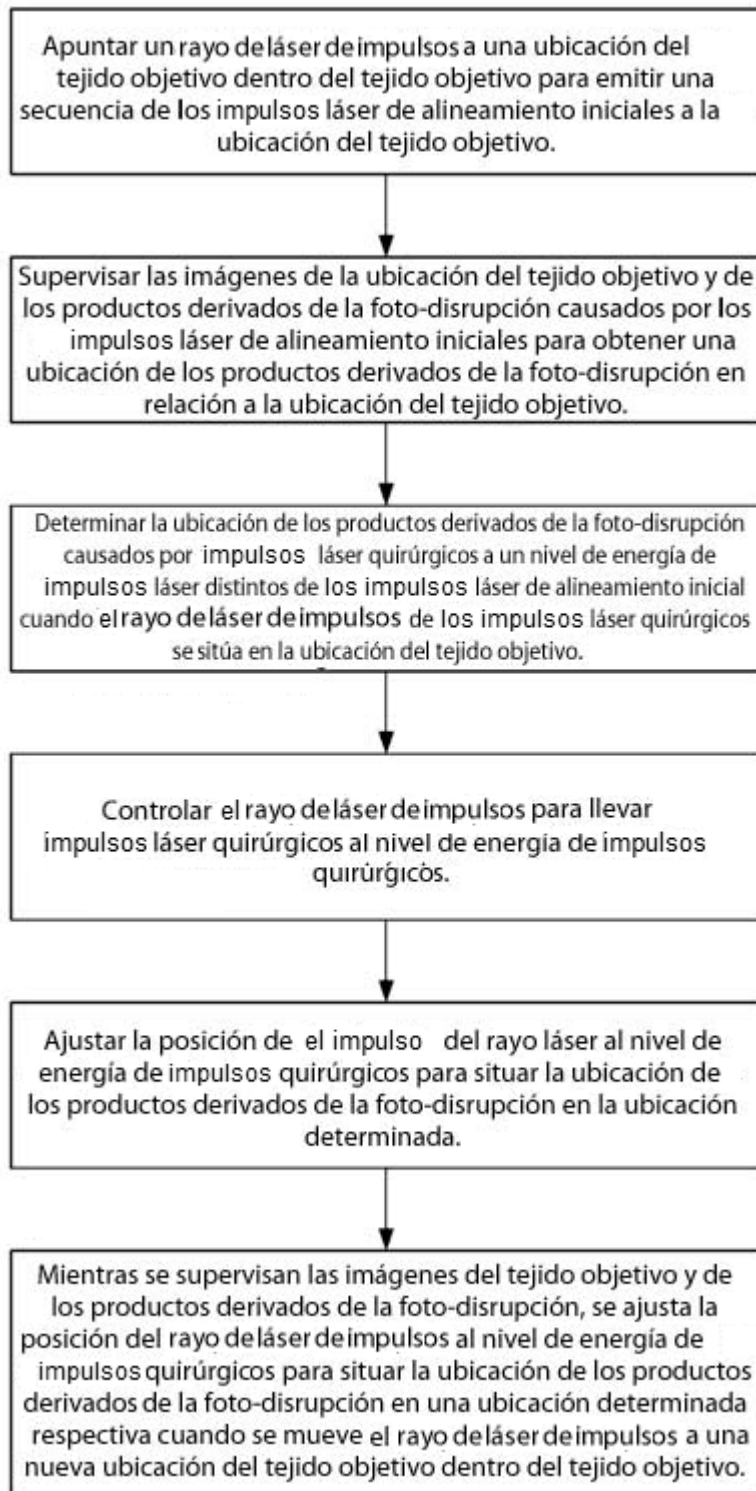


FIG. 20

