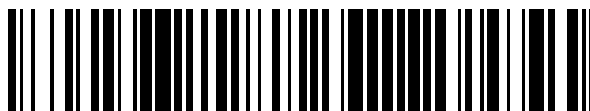


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 708 307**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.01.2012 E 14003163 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.12.2018 EP 2826447**

54 Título: **Ajuste de la energía láser de acuerdo con los efectos de cortes de ensayo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
09.04.2019

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:

**LEMONIS, SISSIMOS y
WENDL, STEFAN**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 708 307 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

Ajuste de la energía láser de acuerdo con los efectos de cortes de ensayo

Campo técnico

5 La presente descripción se refiere en general a sistemas quirúrgicos, y más particularmente al ajuste de la energía láser de acuerdo con cortes en el tejido sin dañar el tejido.

Antecedentes

10 La córnea es normalmente una capa exterior transparente del ojo. La opacidad de la córnea es una pérdida de transparencia de toda o de una parte de la córnea. La opacidad puede ser causada por cualquiera de un número de condiciones, tales como quemaduras químicas, cirugía, trauma, mala nutrición, o enfermedad. La opacidad reduce la cantidad de luz que entra en el ojo, lo que puede perjudicar la visión.

Breve resumen

15 En ciertas realizaciones, un dispositivo comprende un dispositivo láser y un ordenador de control. El dispositivo láser dirige un haz láser con energía láser hacia una parte objetivo de un ojo. El ordenador de control instruye al dispositivo láser para dirigir disparos de ensayo hacia una parte de ensayo, establece cortes en el tejido sin dañar el tejido mediante la utilización de disparos de ensayo sobre la parte de ensayo, determina la energía láser de acuerdo con dichos cortes e instruye al dispositivo láser para dirigir el haz láser con la energía láser hacia la parte objetivo del ojo. Se han descrito sistemas que describen dispositivos láser similares mediante los documentos WO2005/007002, US6099521, DE102005046130, DE102010022634 y WO2006/023535.

20 Un método, que no es parte de esta invención, comprende instruir a un dispositivo láser para dirigir disparos de ensayo hacia una parte de ensayo, establecer los efectos de los disparos en ensayo en la parte de ensayo, determinar la energía láser de acuerdo con los efectos, e instruir a un dispositivo láser para dirigir un haz láser con la energía láser hacia una parte objetivo del ojo. La invención se ha definido en las reivindicaciones.

Breve descripción de los dibujos

25 Se describirán ahora a modo de ejemplo en mayor detalle realizaciones ejemplares de la presente descripción con referencia a las figuras adjuntas, en las que:

La fig. 1A ilustra un ejemplo de un sistema que no es parte de esta invención, que puede ajustar la energía láser de acuerdo con valores de densidad óptica en ciertas realizaciones;

La fig. 1B ilustra un ejemplo de un sistema que puede ajustar la energía láser de acuerdo con disparos de ensayo en ciertas realizaciones;

30 Las figs. 2A a 2C ilustran ejemplos del funcionamiento de un sistema de captura de imágenes de acuerdo con ciertas realizaciones;

Las figs. 3A a 4D ilustran ejemplos de dirigir disparos de ensayo en una córnea de paciente de acuerdo con ciertas realizaciones;

35 Las figs. 5A y 5B ilustran ejemplos de dirigir disparos de ensayo en una córnea de un donante de acuerdo con ciertas realizaciones;

La fig. 6 ilustra un ejemplo de un dispositivo láser y un ordenador de control configurado para foto-disrumpir tejido de acuerdo con ciertas realizaciones;

La fig. 7 ilustra un ejemplo de un método que no es parte de esta invención, para ajustar la energía láser de acuerdo con una medición de la densidad óptica en ciertas realizaciones; y

40 La fig. 8 ilustra un ejemplo de un método que no es parte de esta invención, para ajustar la energía láser de acuerdo con disparos de ensayo en ciertas realizaciones.

Descripción de realizaciones ejemplares

45 Con referencia ahora a la descripción y a los dibujos, se han mostrado en detalle realizaciones ejemplares de los aparatos, sistemas, y métodos descritos. La descripción y los dibujos no pretenden ser exhaustivos o limitar o restringir de otra manera las reivindicaciones a las realizaciones específicas mostradas en los dibujos y descritas en la descripción. Aunque los dibujos representan posibles realizaciones, los dibujos no están necesariamente a escala y ciertas características pueden ser exageradas, eliminadas, o parcialmente seccionadas para ilustrar mejor las realizaciones.

La fig. 1A ilustra un ejemplo de un sistema 10 que no es parte de esta invención, que puede ajustar la energía láser de

acuerdo con valores de densidad óptica en ciertas realizaciones. En ciertas realizaciones, el sistema 10 puede recibir una medición de la densidad óptica de la parte exterior de un ojo 22, determinar la energía láser de un haz láser de acuerdo con la medición de densidad óptica, e instruir a un dispositivo láser para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte exterior del ojo 22 a la parte objetivo del ojo 22.

5 En el ejemplo, el sistema 10 incluye un sistema 12 de captura de imágenes, un dispositivo láser 15, y un sistema informático 20. El sistema informático 20 incluye una o más interfaces (IF) 24, la lógica 26 y una o más memorias 28. La lógica 26 incluye un ordenador 30 de control y un código informático tal como un módulo 36 de densitometría, un módulo 38 de energía láser, y un programa 34 de control láser. Las memorias 28 almacenan el código informático, los datos 40 de imagen, y una estructura de datos tal como una tabla 42.

10 El ojo 22 puede ser un ojo de cualquier organismo vivo adecuado, tal como un ser humano. El ojo 22 puede comprender diferentes partes. En ciertas realizaciones, un haz láser puede ser dirigido hacia una parte objetivo con el fin de foto-disruptir el tejido de la parte objetivo. El haz láser puede pasar a través de una parte exterior del ojo 22 para alcanzar la parte objetivo. La parte exterior es típicamente una parte anterior con respecto a la parte objetivo. Una parte puede referirse a cualquier parte adecuada del ojo 22. En ciertas realizaciones, una parte puede referirse a una capa de la córnea. Las capas corneales, de anterior a posterior, incluyen el epitelio, la capa de Bowman, el estroma, la membrana de Descemet, y el endotelio. Por ejemplo, la parte exterior puede ser una capa exterior de una córnea, y la parte objetivo puede ser una capa interior de la córnea. En ciertas realizaciones, una parte puede referirse a una parte del ojo. Las partes del ojo, de anterior a posterior, incluyen la córnea, el humor acuoso, el cristalino, el humor vítreo, y la retina. Por ejemplo, la parte exterior puede ser la córnea y el humor acuoso, y la parte objetivo puede ser el cristalino.

20 El sistema 12 de captura de imágenes captura una imagen del ojo 22 a partir de la cual se pueden calcular mediciones de la densidad óptica del ojo 22. En ciertas realizaciones, el sistema 12 de captura de imágenes puede utilizar un método de escaneo por hendidura, que puede guiar la luz de una manera lineal y/o girada. Por ejemplo, el sistema 12 de captura de imágenes puede ser un sistema de captura de imágenes de Scheimpflug tal como una cámara de hendidura de Scheimpflug. En ciertas realizaciones, el sistema 12 de captura de imágenes puede utilizar una técnica de Scheimpflug combinada con una Técnica de Plácido que genera una imagen a partir de anillos concéntricos reflejados desde el ojo 22. En ciertas realizaciones, el sistema 12 de captura de imágenes puede ser un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) que utiliza interferometría de baja coherencia para capturar una imagen del ojo 22.

25 Los datos 40 de imagen registran la imagen del ojo 22. Los datos 40 de imagen pueden tener uno o más valores para cada píxel de la imagen. Cada píxel corresponde a una ubicación del ojo, y los valores indican la densidad óptica en la ubicación. Se han descrito en más detalle ejemplos de imágenes con referencia a la fig. 2.

30 El módulo 36 de densitometría determina una medición de la densidad óptica de la parte exterior a partir de los datos 40 de imagen. La medición de la densidad óptica puede incluir uno o más valores de densidad óptica para una o más ubicaciones de la parte exterior del ojo. Cada valor de densidad óptica indica una densidad óptica en una ubicación particular de la parte exterior del ojo.

35 La medición de la densidad óptica se puede determinar a partir de los datos 40 de imagen de cualquier manera adecuada. En ciertas realizaciones, se puede utilizar el valor de píxel en un píxel para determinar el valor de la densidad óptica para la ubicación correspondiente al píxel. Una tabla de calibración puede hacer corresponder valores de píxel con valores de densidad óptica indicados por los valores de píxel. Por ejemplo, una tabla de calibración puede hacer corresponder valores de intensidad de píxel (0 a 255) con unidades de densidad óptica (ODU) estandarizadas indicadas por los valores de intensidad.

40 El módulo 38 de energía láser determina la energía de impulso láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser determina la energía láser accediendo a una estructura de datos (tal como la tabla 42) que hace corresponder valores de densidad óptica con valores de ajuste de energía láser correspondientes. Un valor de ajuste de energía láser que corresponde a un valor de densidad óptica puede ser un ajuste que puede hacerse a la energía láser con el fin de compensar la densidad óptica indicada por el valor de densidad óptica. Por ejemplo, un valor de ajuste de X julios (J) que corresponde a Y unidades de densidad óptica (ODU) indica que la energía láser debería ser aumentada por XJ para compensar la densidad óptica de Y ODU. X e Y pueden tener cualesquiera valores adecuados. En ciertos ejemplos, más densidad óptica puede requerir un aumento mayor en la energía láser, y menos densidad óptica puede requerir un aumento pequeño o ningún aumento en la energía láser. Las correspondencias se pueden determinar a partir de datos experimentales. El módulo 38 de energía láser puede identificar el valor de ajuste apropiado y luego ajustar la energía láser utilizando el valor de ajuste.

45 El módulo 38 de energía láser puede utilizar cualquier manera adecuada para determinar una energía inicial (que puede ser ajustada más tarde). En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser determina la energía láser inicial de acuerdo con una profundidad corneal. Por ejemplo, se puede utilizar una tabla que hace corresponder la profundidad corneal y la energía láser para determinar la energía láser inicial. Después, se puede ajustar la energía láser inicial de acuerdo con el valor de ajuste de la energía láser que compensa la densidad óptica.

55 En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser determina la energía láser de acuerdo con una fórmula de

energía láser. En las realizaciones, la fórmula de la energía láser puede ser una función matemática con una o más variables, por ejemplo, un valor de densidad óptica y otras variables tales como una profundidad corneal y/o un parámetro de paciente. Por ejemplo, se pueden introducir un valor de densidad óptica y una profundidad corneal para una ubicación en la función para producir un valor de energía láser para esa ubicación.

5 El módulo 38 de energía láser envía la energía láser que es calculada al programa 34 de control láser. El programa 34 de control láser instruye a componentes controlables del dispositivo láser 15 para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte exterior a la parte objetivo del ojo 22. En ciertas realizaciones, el dispositivo láser 15 puede generar radiación láser pulsada (tal como un haz láser) con la energía láser e impulsos ultracortos (tales como impulsos de pico-, femto-, o attosegundos). El dispositivo láser 15 puede dirigir el haz láser pulsado a través de una parte exterior de un ojo
10 22 a una parte objetivo del ojo 22 para foto-disrumpir tejido de la parte objetivo.

La fig. 1B ilustra un ejemplo de un sistema 10 que puede ajustar la energía láser de acuerdo con disparos de ensayo en ciertas realizaciones. En ciertas realizaciones, el sistema 10 puede instruir al dispositivo láser para dirigir disparos de ensayo hacia una parte de ensayo, establecer los efectos de los disparos de ensayo en la parte de ensayo, determinar la energía láser de acuerdo con los efectos, e instruir al dispositivo láser para dirigir el haz láser con la energía láser hacia la
15 parte objetivo del ojo 22.

En el ejemplo ilustrado, el sistema 10 incluye un microscopio 13 en lugar del (o además del) sistema 12 de captura de imágenes y un módulo 35 de disparo de ensayo en lugar del (o además del) módulo 36 de densitometría. El microscopio 13 puede ser cualquier microscopio adecuado capaz de ver el ojo 22 y se puede utilizar para determinar el efecto de un disparo de ensayo sobre la córnea del ojo 22.

20 El módulo 35 de disparo de ensayo puede instruir al dispositivo láser para dirigir los disparos de ensayo hacia una parte de ensayo. Un disparo de ensayo puede ser un impulso láser dirigido hacia una parte de ensayo para determinar la energía láser. Una parte de ensayo puede ser una parte no esencial de tejido, tal como tejido que es retirado de (y se puede desechar de) una córnea de paciente o una córnea de un donante. Un disparo de ensayo puede estar asociado con parámetros tales como la energía láser del disparo, la profundidad corneal del disparo (que puede ser medida en la
25 dirección z como se ha descrito a continuación), o el tamaño y la forma del disparo. Los parámetros pueden tener cualesquiera valores adecuados. Por ejemplo, el disparo puede ser redondeado o angular. El módulo 35 de disparo de ensayo puede dirigir los disparos de ensayo en cualquier patrón adecuado de cualquier tamaño y forma adecuados. Se han descrito a continuación ejemplos de cómo los disparos de ensayo puede ser dirigidos.

Las figs. 2A a 2C ilustran ejemplos del funcionamiento de un sistema de captura de imágenes de acuerdo con ciertas realizaciones. La fig. 2A ilustra un ejemplo de los bordes de los planos 50 de un ojo cuya imagen puede ser formada mediante un sistema de captura de imágenes. La fig. 2B ilustra un ejemplo de un plano particular 52 y una imagen 54 generada del plano 52. La imagen 54 muestra la opacidad 56 de la córnea. La fig. 2C ilustra un ejemplo de las imágenes que pueden ser generadas mediante un sistema de captura de imágenes. El sistema de captura de imágenes puede generar las imágenes 62 (a-b) de los planos 60 (a-b) de un ojo. Por ejemplo, la imagen 62a es del plano 60a, y la imagen
30 62b es del plano 60b. Las imágenes 62 muestran la opacidad 64 de la córnea.

Las figs. 3A a 4D ilustran ejemplos de cómo dirigir los disparos de ensayo a una córnea de paciente de acuerdo con ciertas realizaciones. En los ejemplos, una córnea 150 de un paciente tiene un tejido no esencial 152, tal como una parte enferma que ha de ser retirada y puede ser sustituida con una córnea de un donante. El tejido no esencial 152 sirve como una parte de ensayo para los disparos de ensayo 154.

40 Las figs. 3A a 3D ilustran un ejemplo que no es parte de esta invención, de cómo dirigir un patrón de disparos de ensayo 154a a una córnea de paciente de acuerdo con ciertas realizaciones. En el ejemplo, cada disparo de ensayo 154a del patrón tiene una energía láser diferente. Por ejemplo, un primer disparo de ensayo tiene una primera energía láser y un segundo disparo de ensayo tiene una segunda energía láser diferente de la primera energía láser. En el ejemplo, los disparos de ensayo 154a del patrón puede estar dirigidos cada uno a la misma profundidad corneal, es decir, los
45 disparos de ensayo 154a pueden situarse en el mismo plano corneal.

Las figs. 4A a 4D ilustran otro ejemplo de cómo dirigir un patrón de disparos de ensayo 154b a una córnea de un paciente de acuerdo con ciertas realizaciones. En el ejemplo, cada disparo de ensayo 154b del patrón tiene una profundidad corneal diferente de tal manera que el patrón se sitúa en un ángulo (mayor que cero) con respecto a un plano corneal a una profundidad corneal constante. Por ejemplo, un disparo de ensayo tiene una primera profundidad corneal y un segundo disparo de ensayo tiene una segunda profundidad corneal diferente de la primera profundidad corneal. En el ejemplo, los disparos de ensayo 154b del patrón pueden tener cada uno la misma energía láser. En otro ejemplo, el nivel de energía del segundo disparo de ensayo puede diferir del nivel de energía del primer disparo de ensayo para determinar el nivel de endotelio con la energía requerida.

Las figs. 5A y 5B ilustran ejemplos de cómo dirigir los disparos de ensayo a una córnea de un donante de acuerdo con ciertas realizaciones. En los ejemplos, una córnea 160 de un donante tiene un tejido no esencial 162, tal como una parte sobrante que ha de ser retirada de la parte de la córnea 160 de un donante para ser implantada en un paciente. El tejido no esencial 162 sirve como una parte de ensayo para los disparos de ensayo 164.

La fig. 5A ilustra un ejemplo que no es parte de esta invención, de cómo dirigir disparos de ensayo a una córnea de un donante de una manera similar a la de las figs. 3A a 3D. En el ejemplo, cada disparo de ensayo 164a del patrón tiene una energía láser diferente, y puede estar dirigido cada uno a la misma profundidad corneal.

5 La fig. 5B ilustra un ejemplo de cómo dirigir disparos de ensayo a una córnea de un donante de una manera similar a la de las figs. 4A a 4D. En el ejemplo, cada disparo de ensayo 164b del patrón tiene una profundidad corneal diferente de tal manera que el patrón se sitúa en un ángulo (mayor que cero) con respecto a un plano corneal de una profundidad corneal constante. Cada disparo de ensayo 164b puede tener la misma energía láser. En otro ejemplo, el nivel de energía del segundo disparo de ensayo puede diferir del nivel de energía del primer disparo de ensayo para determinar el nivel de endotelio con la energía requerida.

10 La fig. 6 ilustra un ejemplo que no es parte de esta invención, de un dispositivo láser 15 y un ordenador 30 de control configurado para foto-disrumpir tejido de acuerdo con ciertas realizaciones. En las realizaciones, el dispositivo láser 15 puede generar radiación láser pulsada con la energía láser calculada e impulsos ultracortos (tales como impulsos de pico-, femto-, o attosegundos). El dispositivo láser 15 puede dirigir el haz láser pulsado a través de una parte exterior de un ojo a una parte objetivo del ojo para foto-disrumpir tejido de la parte objetivo. El ordenador 30 de control puede recibir una medición de la densidad óptica de la parte exterior, determinar la energía láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica, e instruir a los uno o más componentes controlables para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte exterior a la parte objetivo.

En ciertas realizaciones, el haz láser puede formar un elemento corneal (tal como un colgajo corneal o una tapa corneal), que puede ser retirado para permitir a un láser excimer aplicar una corrección refractiva. El elemento corneal puede o puede no ser sustituido después de la corrección refractiva. En ciertas realizaciones, el haz láser puede formar una lente que puede ser retirada para producir una corrección refractiva.

En el ejemplo ilustrado, el sistema informático 20 incluye un ordenador 30 de control y una memoria 28. La memoria 28 almacena un programa 34 de control. El dispositivo láser 15 incluye como se ha mostrado una fuente 112 de láser, un escáner 116, uno o más elementos ópticos 117, y/o un objetivo de enfoque 118 acoplado. El dispositivo láser 15 está acoplado a un adaptador 120 de paciente. El adaptador 120 de paciente incluye como se ha mostrado un elemento de contacto 124 (que tiene una cara de tope 126 dispuesta hacia fuera de una muestra) y un manguito 128 acoplado.

La fuente 112 de láser genera un haz láser 114 con impulsos ultracortos. En este documento, un impulso "ultracorto" de luz se refiere a un impulso de luz que tiene una duración que es menor que un nanosegundo, tal como en el orden de un picosegundo, femtosegundo, o attosegundo. El punto focal del haz láser 114 puede crear una ruptura óptica inducida por láser (LIOB) en tejidos tales como la córnea. El haz láser 114 puede ser enfocado de forma precisa para permitir incisiones precisas en las capas de células epiteliales, que pueden reducir o evitar la destrucción innecesaria de otro tejido.

Los ejemplos de la fuente 112 de láser incluyen láseres de femtosegundo, picosegundo, y attosegundo. El haz láser 114 puede tener cualquier longitud de onda de vacío adecuada, tal como una longitud de onda del orden de 300 a 1.500 nanómetros (nm), por ejemplo, una longitud de onda del orden de 300 a 650, de 650 a 1.050, de 1.050 a 1.250, o de 1.100 a 1.500 nm. El haz láser 114 también puede tener un volumen de enfoque relativamente pequeño, por ejemplo, 5 micrómetros (μm) o menos de diámetro. En ciertas realizaciones, la fuente 112 de láser y/o el canal de administración pueden estar en el vacío o cerca del vacío.

El escáner 116, los elementos ópticos 117, y el objetivo de enfoque 118 están en la trayectoria del haz. El escáner 116 controla transversal y longitudinalmente el punto focal del haz láser 114. "Transversal" se refiere a una dirección en ángulos rectos con respecto a la dirección de propagación del haz láser 114, y "longitudinal" se refiere a la dirección de propagación del haz. El plano transversal puede ser designado como el plano x-y, y la dirección longitudinal puede ser designada como la dirección z. En ciertas realizaciones, la cara de tope 126 de la interfaz 120 de paciente está en un plano x-y.

El escáner 116 puede dirigir transversalmente el haz láser 114 de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el escáner 116 puede incluir un par de espejos de escáneres galvanométricamente activados que pueden ser inclinados sobre ejes mutuamente perpendiculares. Como otro ejemplo, el escáner 116 puede incluir un cristal electro-óptico que puede guiar electro-ópticamente el haz láser 114. El escáner 116 puede dirigir longitudinalmente el haz láser 114 de cualquier manera adecuada. Por ejemplo, el escáner 116 puede incluir una lente longitudinalmente ajustable, una lente de potencia refractiva variable, o un espejo deformable que puede controlar la posición z del foco de haz. Los componentes de control de enfoque del escáner 116 pueden estar dispuestos de cualquier manera adecuada a lo largo de la trayectoria del haz, por ejemplo, en las mismas o en diferentes unidades modulares.

Uno (o más) elementos ópticos 117 dirigen el haz láser 114 hacia el objetivo de enfoque 118. Un elemento óptico 117 puede ser cualquier elemento óptico adecuado que pueda reflejar y/o refractar/difractar el haz láser 114. Por ejemplo, un elemento óptico 117 puede ser un espejo divergente inamovible. El objetivo de enfoque 118 enfoca el haz láser 114 sobre el adaptador 120 de paciente, y puede estar acoplado de forma separada al adaptador 120 de paciente. El objetivo de enfoque 118 puede ser cualquier elemento óptico adecuado, tal como un objetivo f-theta.

5 El adaptador 120 de paciente interconecta con la córnea del ojo 22. En el ejemplo, el adaptador 120 de paciente tiene un manquito 128 acoplado a un elemento de contacto 124. El manguito 128 se acopla al objetivo de enfoque 118. El elemento de contacto 124 es transparente al haz láser y tiene una cara de tope 126 que interconecta con la córnea y puede nivelar una parte de la córnea. En ciertas realizaciones, la cara de tope 126 es plana y forma un área plana en la córnea. La cara de tope 126 puede estar sobre un plano x-y, así el área plana también está sobre un plano x-y. En otras realizaciones, la córnea no necesita tener el área plana.

10 El ordenador 30 de control controla los componentes controlables, por ejemplo, la fuente 112 de láser y el escáner 116, de acuerdo con el programa 34 de control. El programa 34 de control contiene un código informático que instruye a los componentes controlables del dispositivo láser 15 para enfocar el haz láser pulsado con una energía láser calculada de acuerdo con la densidad óptica de una parte exterior del ojo 22.

15 En ciertos ejemplos de funcionamiento, el escáner 116 puede dirigir el haz láser 114 para formar incisiones de cualquier geometría adecuada. Los ejemplos de tipos de incisiones incluyen incisiones en el lecho o incisiones laterales. Una incisión en el lecho es una incisión bidimensional que está típicamente sobre un plano x-y. El escáner 116 puede formar una incisión en el lecho enfocando el haz láser 114 en un valor z constante bajo la cara de tope 126 y moviendo el foco en un patrón en un plano x-y. Una incisión lateral es una incisión que se extiende desde debajo de la superficie corneal (tal como desde una incisión en el lecho) a la superficie. El escáner 116 puede formar una incisión lateral cambiando el valor z del foco del haz láser 114 y cambiando opcionalmente los valores x y/o y.

20 La fig. 7 ilustra un ejemplo que no es parte de esta invención, de un método para ajustar la energía láser de acuerdo con una medición de la densidad óptica en ciertas realizaciones. El método puede ser realizado por un sistema informático 20. El método comienza en la operación 210, donde el sistema informático 20 recibe una medición de la densidad óptica de la parte exterior de un ojo 22. En ciertas realizaciones, la parte exterior puede ser una capa exterior de la córnea. En ciertas realizaciones, la medición de la densidad óptica puede incluir uno o más valores de densidad óptica para una o más ubicaciones de la parte exterior, donde cada valor de densidad óptica indica la densidad óptica en una ubicación.

25 Un valor de ajuste de láser se ha determinado de acuerdo con la medición de la densidad óptica en la operación 212. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser determina el valor de ajuste del láser. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser puede acceder a una estructura de datos (tal como la tabla 42) que asocia un número de valores de densidad óptica con un número de valores de ajuste del láser. El módulo 38 de energía láser puede identificar el valor de ajuste del láser para una ubicación asociada con el valor de densidad óptica en la ubicación.

30 La energía láser se ha determinado de acuerdo con el valor de ajuste del láser en la operación 214. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser puede determinar la energía láser. En las realizaciones, el módulo de energía láser puede determinar una energía láser inicial en una ubicación, y luego ajustar la energía láser inicial de acuerdo con el valor de ajuste del láser para la ubicación.

35 El dispositivo láser 15 es instruido para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte exterior a la parte objetivo en la operación 216. Por ejemplo, el módulo 38 de energía láser puede enviar instrucciones al dispositivo láser 15 para dirigir un haz láser a una ubicación con la energía láser ajustada determinada para la ubicación.

40 La fig. 8 ilustra un ejemplo que no es parte de esta invención, de un método para ajustar la energía láser de acuerdo con disparos de ensayo en ciertas realizaciones. El método puede ser realizado por un sistema informático 20. El método comienza en la operación 310, donde el sistema informático 20 instruye a un dispositivo láser para dirigir los disparos de ensayo hacia una parte de ensayo. En ciertas realizaciones, la parte de ensayo puede ser un tejido no esencial de un donante o de un paciente.

Los efectos de los disparos de ensayo se han establecido en la operación 312. En ciertas realizaciones, se puede utilizar un microscopio 13 para identificar un disparo de ensayo con un efecto satisfactorio. Un efecto satisfactorio puede ser uno de uno o más efectos que satisfacen uno o más requisitos (tales como el mejor efecto). Por ejemplo, un efecto satisfactorio de un disparo de ensayo puede ser crear un corte en el tejido sin dañar el tejido.

45 La energía láser se ha determinado de acuerdo con los efectos en la operación 314. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser puede determina la energía láser. En las realizaciones, el módulo 38 de energía láser puede identificar un disparo de ensayo con un efecto satisfactorio y determinar le energía láser para que sea la del disparo de ensayo identificado. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser, puede ser capaz de interpolar y/o extrapolar la energía láser a partir de los efectos medidos. Por ejemplo, si un disparo con una energía láser inferior no creó un corte, pero el siguiente disparo con una energía láser superior causó demasiado daño, se puede utilizar un módulo de energía láser entre las energías superior e inferior.

50 El dispositivo láser 15 es instruido para dirigir el haz láser con la energía láser a una parte objetivo en la operación 316. Por ejemplo, el módulo 38 de energía láser puede enviar instrucciones al dispositivo láser 15 para dirigir un haz láser hacia la parte objetivo con la energía láser.

55 Un componente de los sistemas y aparatos descritos en este documento puede incluir una interfaz, una lógica, una memoria, y/u otro elemento adecuado, cualquiera de los cuales puede incluir un hardware y/o un software. Una interfaz

5 puede recibir una entrada, enviar la salida, procesar la entrada y/o la salida, y/o realizar otras operaciones adecuadas. La lógica puede realizar las operaciones de un componente, por ejemplo, ejecutar instrucciones para generar la salida a partir de la entrada. La lógica puede estar codificada en la memoria y puede realizar operaciones cuando es ejecutada por un ordenador. La lógica puede ser un procesador, tal como uno o más ordenadores, uno o más microprocesadores, una o más aplicaciones, y/u otra lógica. Una memoria puede almacenar información y puede comprender una o más medios de almacenamiento tangibles, legibles por ordenador, y/o ejecutables por ordenador. Los ejemplos de memoria incluyen una memoria de ordenador (por ejemplo, Memoria de Acceso Aleatorio (RAM) o Memoria Solo de Lectura (ROM)), un medio de almacenamiento extraíble (por ejemplo, un Disco Compacto (DC) o un Disco de Video Digital (DVD)), una base de datos y/o un almacenamiento de red (por ejemplo, un servidor), y/u otro medio legible por ordenador.

10 En realizaciones particulares, las operaciones de las realizaciones pueden ser realizadas por uno o más medios legibles por ordenador codificados con un programa informático, un software, instrucciones ejecutables por ordenador, y/o instrucciones capaces de ser ejecutadas por un ordenador. En realizaciones particulares, las operaciones pueden ser realizadas almacenando uno o más medios legibles por ordenador, realizados con, y/o codificados con un programa informático y/o que tiene un programa informático almacenado y/o uno codificado.

15 Aunque esta descripción ha sido descrita en los términos de ciertas realizaciones, modificaciones (tales como cambios, sustituciones, adiciones, omisiones, y/u otras modificaciones) de las realizaciones resultarán evidentes para los expertos en la técnica. Por consiguiente, se pueden hacer modificaciones a las realizaciones sin salirse del marco de la invención. Por ejemplo, se pueden hacer modificaciones a los sistemas y aparatos descritos en este documento. Los componentes de los sistemas y aparatos puede estar integrados o separados, y las operaciones de los sistemas y aparatos pueden ser realizadas por más, menos, u otros componentes. Como otro ejemplo, se pueden hacer modificaciones a los métodos descritos en este documento. Los métodos pueden incluir más, menos, u otras operaciones, y las operaciones puede ser realizadas en cualquier orden adecuado.

20 Son posibles otras modificaciones sin salirse del marco de la invención. Por ejemplo, la descripción ilustra realizaciones en aplicaciones prácticas particulares, todavía otras aplicaciones resultarán evidentes para los expertos en la técnica. Además, se producirán desarrollos futuros en las técnicas tratadas en este documento, y los sistemas, aparatos, y métodos descritos serán utilizados con tales desarrollos futuros.

25 El marco de la invención no debería determinarse con referencia a la descripción. De acuerdo con los estatutos de la patente, la descripción explica e ilustra los principios y modos de funcionamiento de la invención utilizando realizaciones ejemplares. La descripción permite a los expertos en la técnica utilizar los sistemas, aparatos, y métodos en diferentes realizaciones y con diferentes modificaciones, pero no debería utilizarse para determinar el marco de la invención.

30 El marco de la invención debería determinarse con referencia a las reivindicaciones y el marco completo de equivalentes a los que tienen derecho las reivindicaciones. Todos los términos de las reivindicaciones deberían tener sus construcciones razonables más amplias y sus significados ordinarios como son entendidos por los expertos en la técnica, a menos que se haga una indicación explícita en el sentido contrario en este documento. Por ejemplo, la utilización de artículos singulares tales como "un", "el", etc., debería ser leída para recitar uno o más de los elementos indicados, a menos que una reivindicación recite una limitación explícita en el sentido contrario. Como otro ejemplo, "cada" se refiere a cada miembro de un conjunto o cada miembro de un subconjunto de un conjunto, donde un conjunto puede incluir cero, uno, o más de un elemento. En suma, la invención es capaz de modificación, y el marco de la invención debería determinarse, no con referencia a la descripción, sino con referencia a las reivindicaciones y su marco completo de equivalentes.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo que comprende:
- un microscopio (13);
- 5 un dispositivo láser (15) que comprende una pluralidad de componentes controlables que consisten en al menos una fuente (112) de láser y un escáner (116), estando configurado el dispositivo láser (15) para dirigir un haz láser con energía láser hacia una parte objetivo de un ojo (22); y
- un ordenador (30) de control configurado para controlar los componentes controlables (112, 116) del dispositivo láser (15) de acuerdo con un programa (34) de control y un código informático que incluye un módulo (38) de energía láser, estando configurado el ordenador (30) de control para:
- 10 instruir (310) a los componentes controlables (112; 116) del dispositivo láser para dirigir una pluralidad de disparos de ensayo (154a; 154b; 164a; 164b) hacia una parte de ensayo, caracterizado por que al menos dos disparos de ensayo comprenden un primer disparo de ensayo (154b; 164b) dirigido hacia una primera profundidad corneal y un segundo disparo de ensayo (154b; 164b) dirigido hacia una segunda profundidad corneal, siendo la segunda profundidad corneal diferente de la primera profundidad corneal;
- 15 medir (312) los cortes en el tejido sin dañar el tejido creado por la pluralidad de disparos de ensayo (154b; 164b) en la parte de ensayo, identificados por la utilización del microscopio (13);
- determinar (314), utilizando el módulo (38) de energía láser, la energía láser basada en los cortes en el tejido sin dañar el tejido medido de acuerdo con al menos el primer y el segundo disparos de ensayo; e
- 20 instruir (316) a los componentes controlables (112; 116) del dispositivo láser (15) para dirigir el haz láser con la energía láser hacia la parte objetivo del ojo (22).
2. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo el direccionamiento de los disparos de ensayo (154a; 154b; 164a; 164b) hacia la parte de ensayo:
- dirigir al menos dos disparos de ensayo (154a; 164a) que comprenden un primer disparo de ensayo (154a; 164a) con una primera energía láser y un segundo disparo de ensayo (154a; 164a) con una segunda energía láser diferente de la primera energía láser.
- 25 3. El dispositivo de la reivindicación 1, teniendo al menos los dos disparos de ensayo (154b; 164b) la misma energía láser.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, teniendo al menos los dos disparos de ensayo (154b; 164b) diferentes energías láser.
- 30 5. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo la determinación (314) de la energía láser basada en los cortes en el tejido sin dañar las mediciones de tejido:
- identificar un disparo de ensayo (154a; 154b; 164a; 164b) con unos cortes satisfactorios en el tejido sin dañar el tejido; y
- determinar la energía láser de acuerdo con uno o más parámetros del disparo de ensayo identificado.
- 35 6. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende además: un sistema (12) de captura de imágenes configurado para capturar una imagen del ojo a partir de la cual se calculan las mediciones de la densidad óptica del ojo.
7. El dispositivo de la reivindicación 6, en el que el sistema (12) de captura de imágenes es un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT).
- 40 8. El dispositivo de la reivindicación 6, en el que el sistema (12) de captura de imágenes es una cámara de hendidura de Scheimpflug.

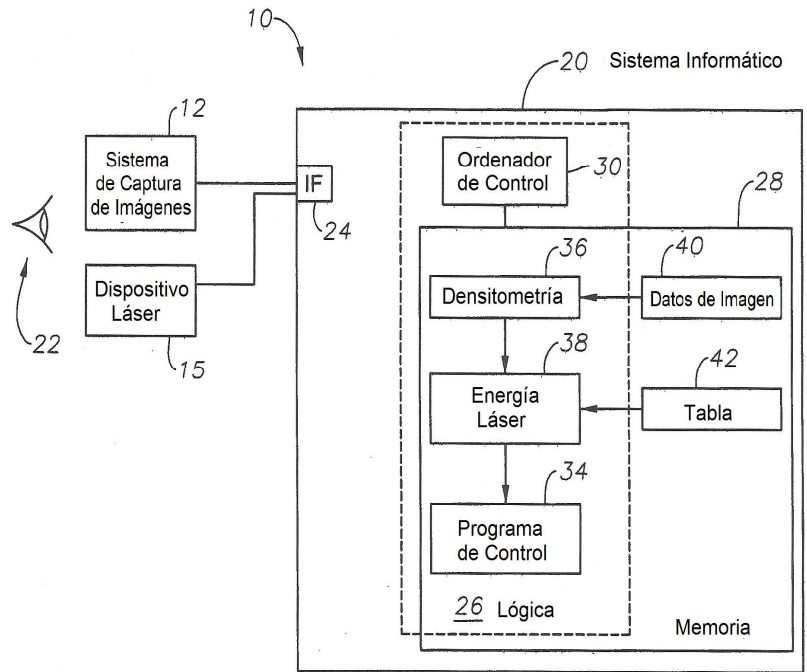


Fig. 1A

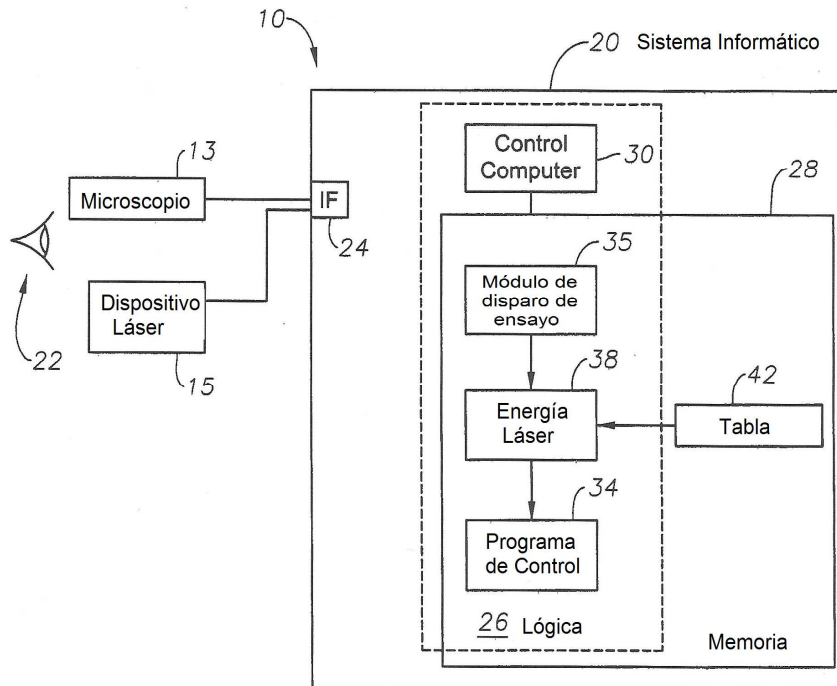


Fig. 1B

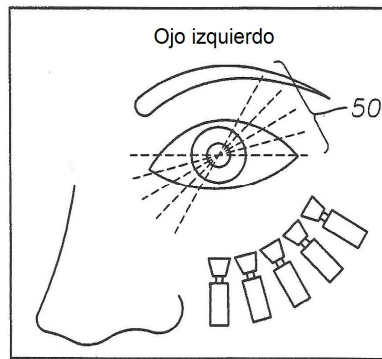
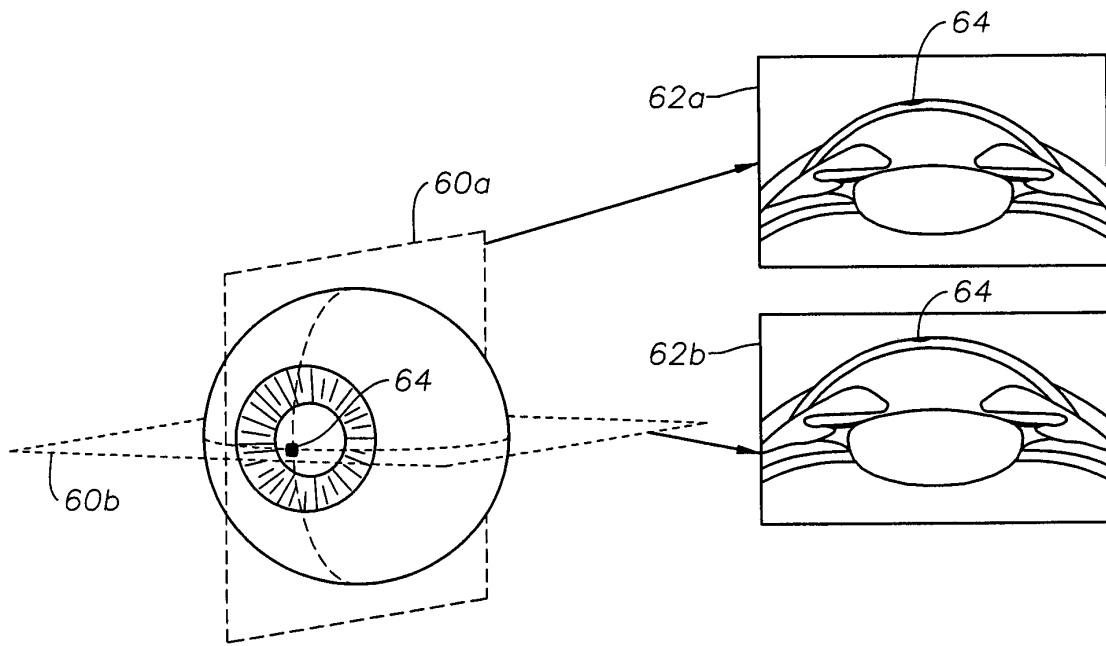
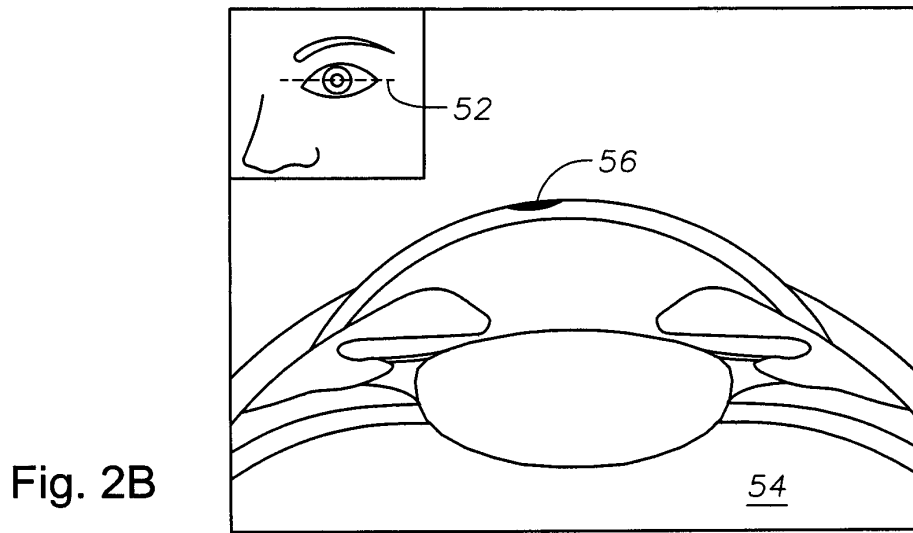


Fig. 2A



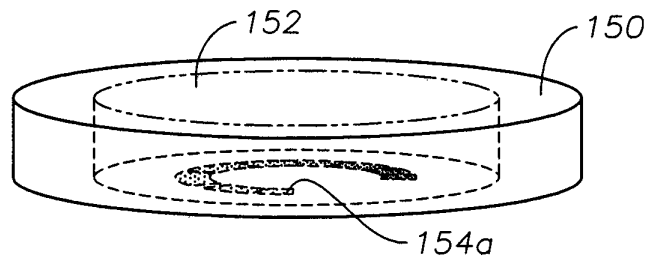


Fig. 3A

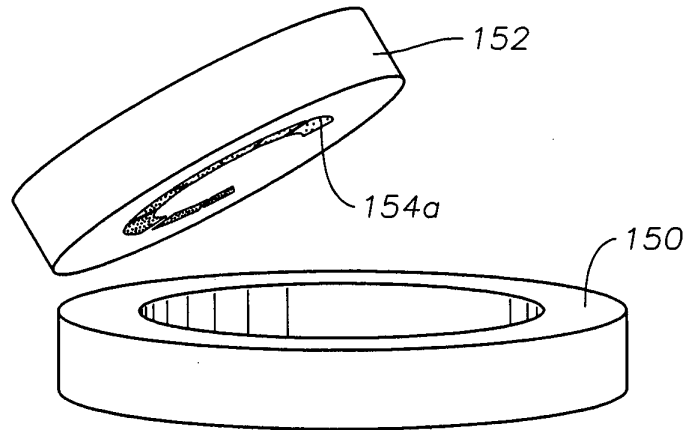


Fig. 3B

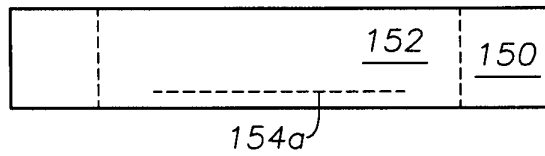


Fig. 3C

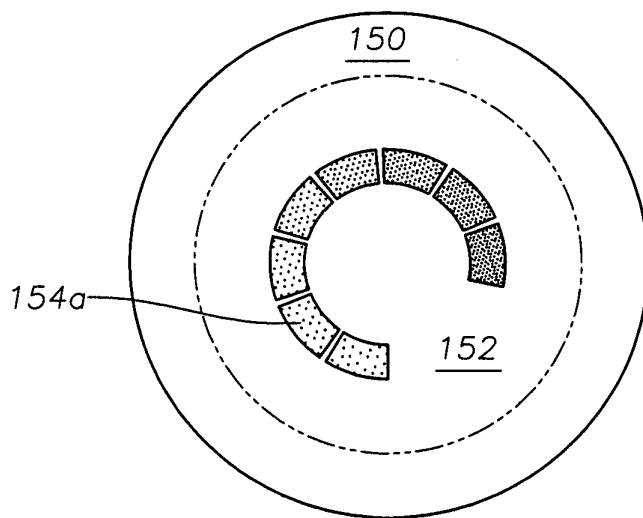


Fig. 3D

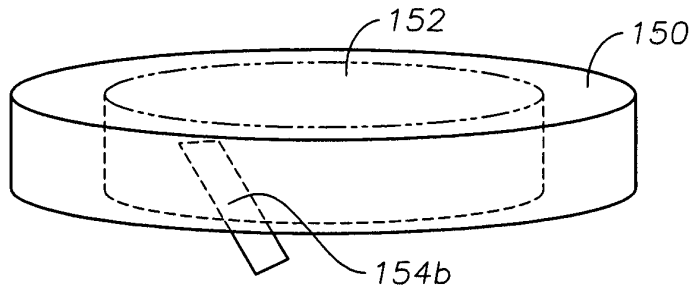


Fig. 4A

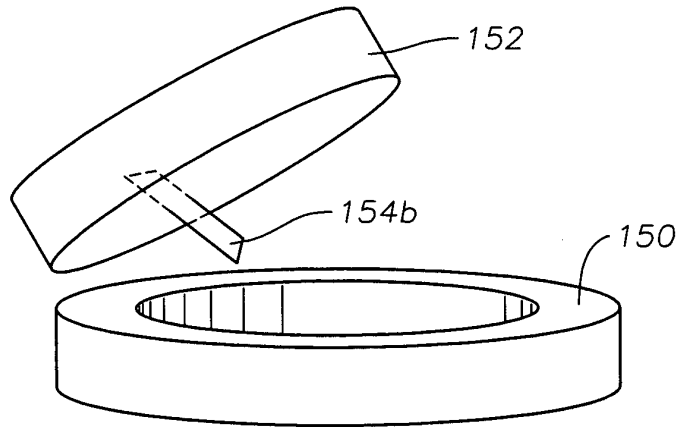


Fig. 4B

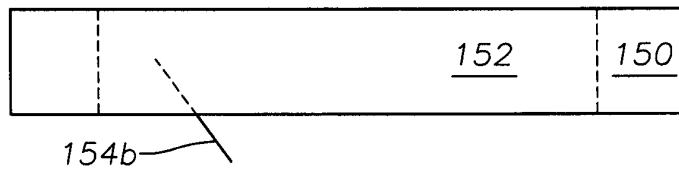


Fig. 4C

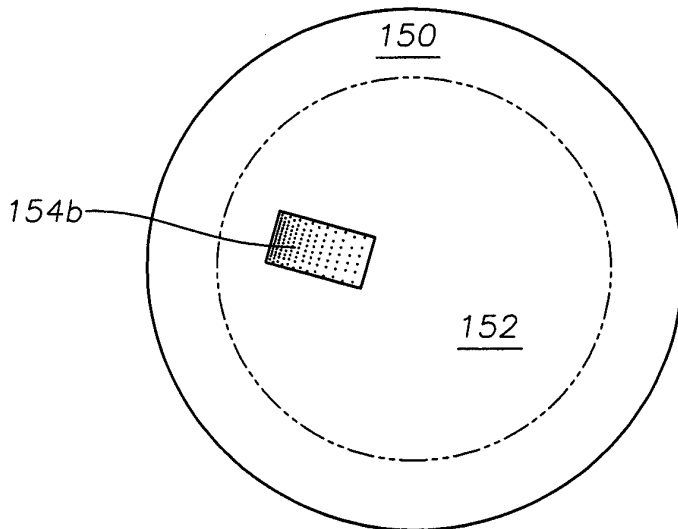


Fig. 4D

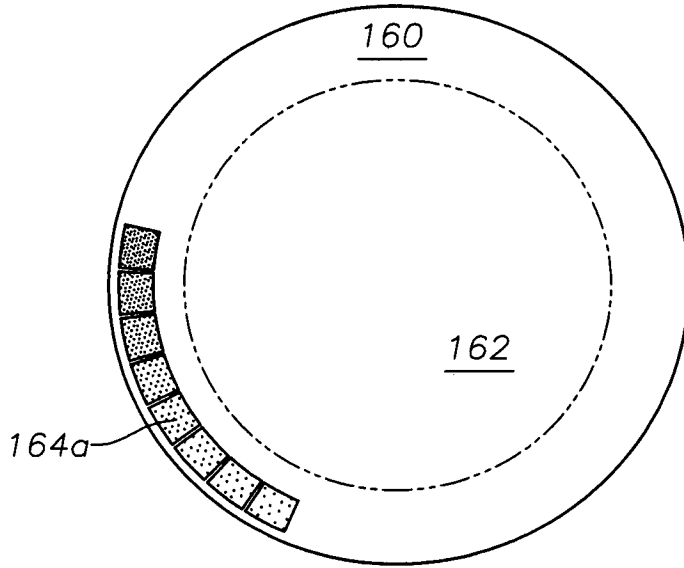


Fig. 5A

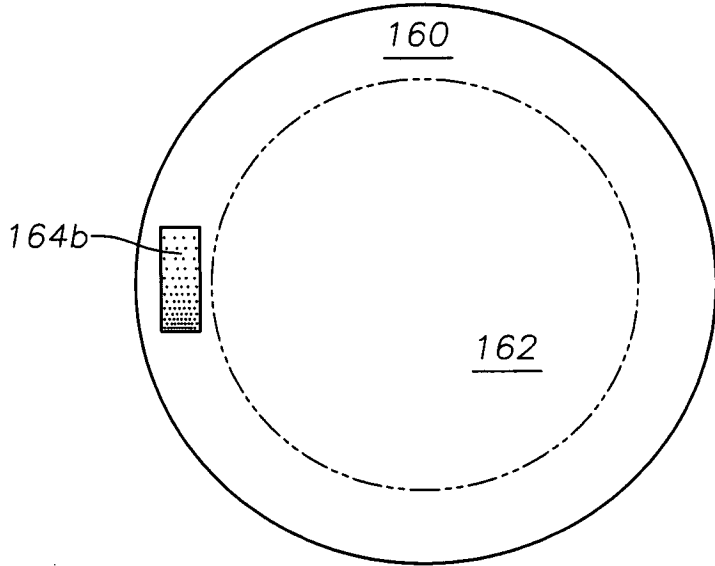
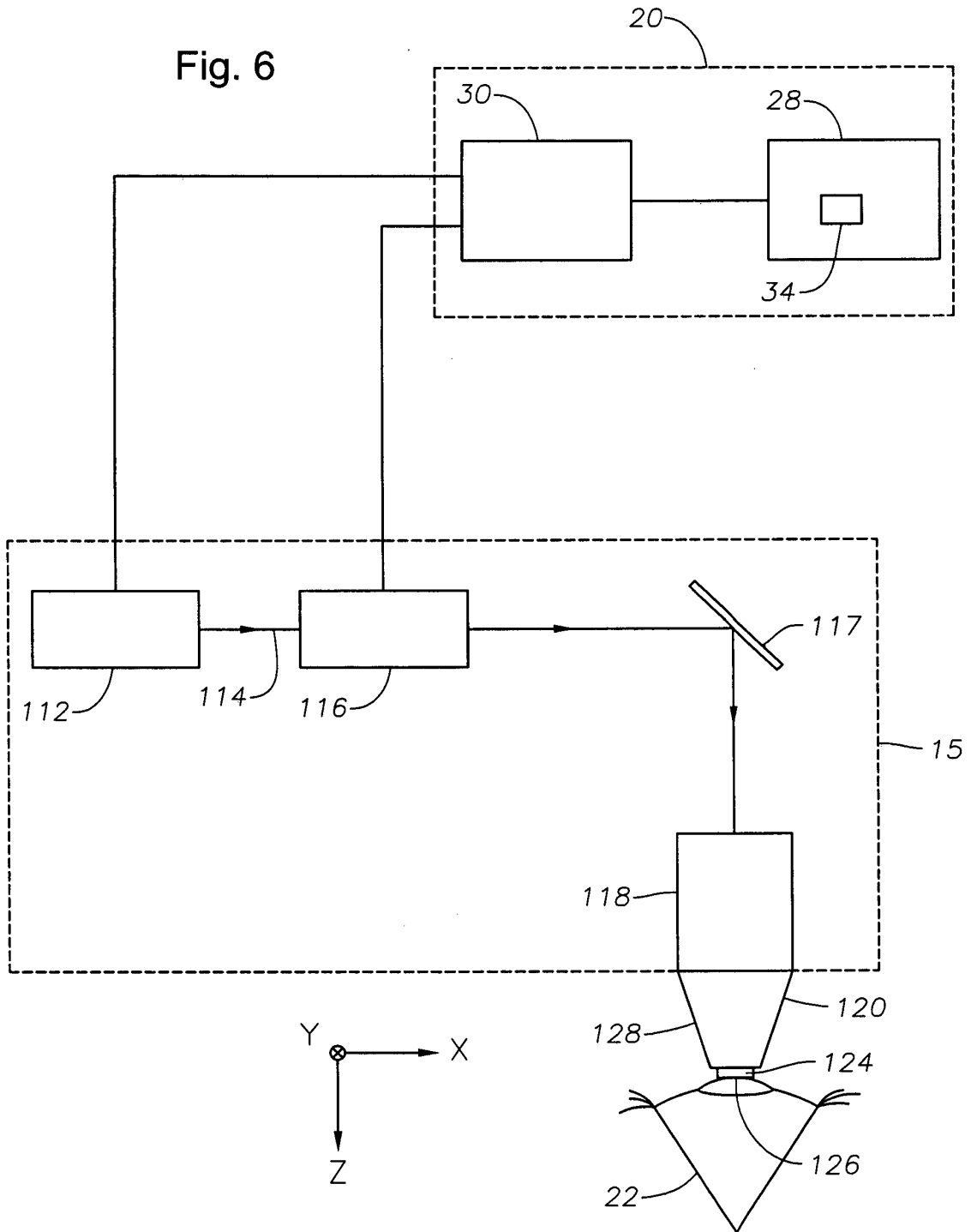


Fig. 5B

Fig. 6



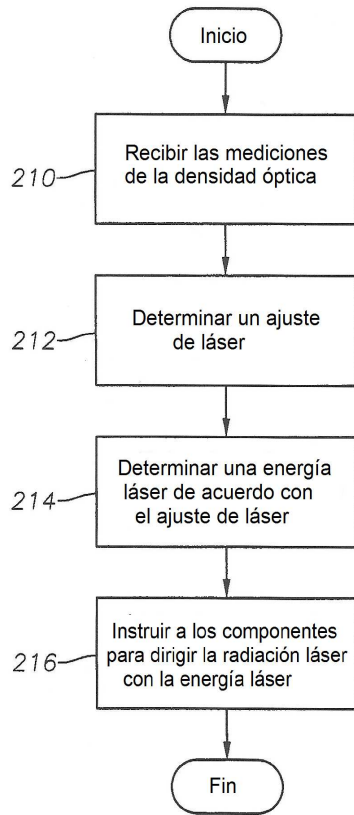


Fig. 7

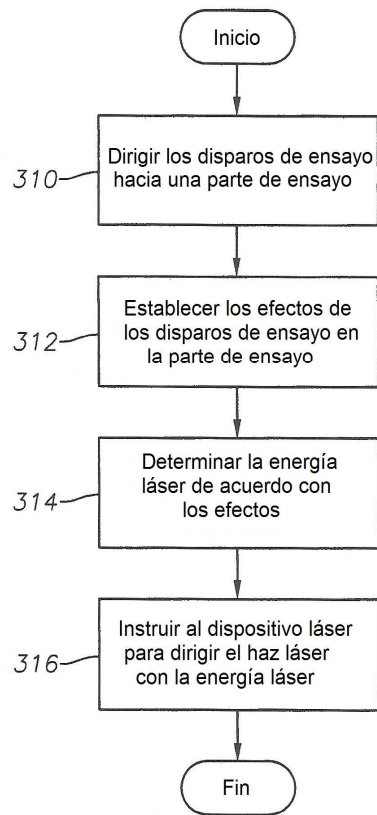


Fig. 8