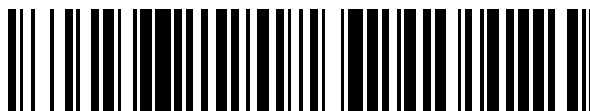


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 728 713**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.01.2012** **PCT/EP2012/000224**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.07.2013** **WO13107468**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.01.2012** **E 12702416 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.04.2019** **EP 2804571**

54 Título: **Ajuste de la energía láser de acuerdo con la densidad óptica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
28.10.2019

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 2 728 713 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 la densidad óptica

Campo técnico

5 La presente descripción se refiere en general a sistemas quirúrgicos, y más particularmente a un ajuste de la energía láser de acuerdo con la densidad óptica.

Antecedentes

10 La córnea es normalmente una capa externa 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 estados, 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.

15 El documento WO 2010/075571 A2 describe un aparato y métodos para tratar una región dura del cristalino de un ojo con un láser. Cuando los impulsos láser son aplicados a la región dura del cristalino de un cristalino desde la dirección posterior a la anterior, entre la disrupción y los umbrales de dispersión, pueden modificar ópticamente, provocar una foto-disrupción, o fragmentar la estructura de la región dura del cristalino para facilitar la retirada del material de la lente mientras que también reduce la dispersión del gas y las burbujas durante la colocación de estos impulsos láser iniciales y posteriores. La energía del haz láser puede ser ajustada cuando el punto focal es movido en la dirección posterior a la anterior. Para alcanzar las capas anteriores, el haz láser atraviesa menos material y así un haz láser con menos energía puede conseguir la misma disrupción en el tejido objetivo.

Breve resumen

20 La presente invención se refiere a un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1. En ciertas realizaciones, un dispositivo comprende un dispositivo láser y un ordenador de control. El dispositivo láser dirige un haz láser que tiene energía láser a través de una parte externa de un ojo hacia una parte objetivo del ojo. El ordenador de control recibe una medición de la densidad óptica de la parte externa, determina la energía láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica, e instruye al dispositivo láser para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte externa del ojo hacia la parte objetivo del ojo.

25 En ciertas realizaciones, un método incluye recibir, en un ordenador de control, una medición de la densidad óptica de una parte externa de un ojo. La energía láser de un haz láser es determinada por el ordenador de control de acuerdo con la medición de la densidad óptica. Un dispositivo láser es instruido por el ordenador de control para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte externa del ojo hacia una parte objetivo del ojo.

30 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 los disparos de prueba hacia una parte de prueba, establece los efectos de los disparos de prueba sobre la parte de prueba, determinando la energía láser de acuerdo con los efectos, e instruyendo a un dispositivo láser para dirigir un haz láser con la energía láser hacia una parte objetivo del ojo.

35 Breve descripción de los dibujos

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

La fig. 1A ilustra un ejemplo de un sistema que puede ajustar la energía láser de acuerdo con valores de densidad óptica en ciertas realizaciones;

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

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

45 Las figs. 3A a 4D ilustran ejemplos de cómo dirigir disparos de prueba a una córnea de un paciente de acuerdo con ciertas realizaciones;

Las figs. 5A y 5B ilustran ejemplos de cómo dirigir disparos de prueba a 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 configurados para provocar una foto-disrupción de tejido de acuerdo con ciertas realizaciones;

La fig. 7 ilustra un ejemplo de un método para ajustar la energía láser de acuerdo con una medición de la densidad óptica en ciertas realizaciones; y

La fig. 8 ilustra un ejemplo de un método para ajustar la energía láser de acuerdo con disparos de prueba en ciertas realizaciones.

5 Descripción de las realizaciones ejemplares

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 de otra manera limitar o restringir las reivindicaciones a las realizaciones específicas mostradas en los dibujos y descritas en la descripción. Aunque los dibujos representan realizaciones posibles, los dibujos no están necesariamente a escala y

La fig. 1A ilustra un ejemplo de un sistema 10 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 externa de un ojo 22, determinar la energía láser de un haz láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica, e instruir a un dispositivo láser para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte externa del ojo 22 a la parte objetivo del ojo 22.

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 24 (IFs), lógica 26, y una o más memorias 28. La lógica 26 incluye un ordenador de control 30 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.

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 estar dirigido hacia una parte objetivo con el fin de provocar una foto-disrupción en el tejido de la parte objetivo. El haz láser puede atravesar una parte externa del ojo 22 para alcanzar la parte objetivo. La parte externa es típicamente una parte anterior con respecto a la parte objetivo. Una parte puede referirse a cualquier parte objetivo 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 externa puede ser una capa externa de una córnea, y la parte objetivo puede ser una capa interna 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 externa puede ser la córnea y el humor acuoso, y la parte objetivo puede ser el cristalino ocular.

El sistema 12 de captura de imágenes captura una imagen del ojo 22 a partir de la cual se pueden calcular las mediciones de la densidad óptica del ojo 22. En ciertas realizaciones, el sistema 12 de captura de imágenes puede utilizar un método de escaneo de 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 (TCO) que utiliza interferometría de baja coherencia para capturar una imagen del ojo 22.

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 con más detalle ejemplos de imágenes con referencia a la fig. 2.

El módulo 36 de densitometría determina una medición de la densidad óptica de la parte externa 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 externa del ojo. Cada valor de densidad óptica indica una densidad óptica en una ubicación particular de la parte externa del ojo.

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

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 asigna valores de densidad óptica a 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 (UDO) indica que la energía láser debería ser aumentada por XJ para compensar la densidad óptica de Y UDO. X e Y pueden tener cualesquiera valores adecuados. En ciertos ejemplos, más densidad óptica puede requerir un mayor aumento de energía láser, y menos densidad óptica puede requerir un pequeño o ningún aumento de la energía láser. Las asignaciones pueden ser determinadas 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.
- El módulo 38 de energía láser puede utilizar cualquier forma 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, una tabla que asigna la profundidad corneal y la energía láser puede ser utilizada para determinar la energía láser inicial. Luego, la energía láser inicial puede ser ajustada de acuerdo con el valor de ajuste de energía láser que compensa la densidad óptica.
- 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 energía láser puede ser una función matemática con una o más variable, por ejemplo, un valor de densidad óptica y otras variables tales como una profundidad corneal y/o un parámetro de paciente. Por ejemplo, un valor de densidad óptica y una profundidad corneal para una ubicación pueden ser introducidos en la función para producir un valor de energía láser para esa ubicación.
- 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 los componentes controlables del dispositivo láser 15 para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte externa 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 y los 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 externa de un ojo 22 a una parte objetivo del ojo 22 para provocar la foto-disrupción de 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 prueba en ciertas realizaciones. En ciertas realizaciones, el sistema 10 puede instruir al dispositivo láser para dirigir los disparos de prueba hacia una parte de prueba, establecer los efectos de los disparos de prueba sobre la parte de prueba, 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 parte objetivo del ojo 22.
- En el ejemplo ilustrado, el sistema 10 incluye un microscopio 13 en lugar de (o además de) el sistema 12 de captura de imágenes y un módulo 35 de disparo de prueba en lugar de (o además de) el módulo 36 de densitometría. El microscopio 13 puede ser cualquier microscopio capaz de ver el ojo 22 y puede ser utilizado para determinar el efecto de un disparo de prueba sobre la córnea del ojo 22.
- El módulo 35 de disparo de prueba puede instruir al dispositivo láser para dirigir los disparos de prueba hacia una parte de prueba. Un disparo de prueba puede ser un impulso láser dirigido hacia una parte de prueba para determinar la energía láser. Una parte de prueba puede ser una parte no esencial de tejido, tal como el tejido que es retirado (y puede ser desechado) de una córnea de un paciente o de una córnea de un donante. Un disparo de prueba puede estar asociado con parámetros tales como la energía láser del disparo, la profundidad corneal del disparo (que puede ser medida en la 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 prueba puede dirigir los disparos de prueba en cualquier patrón adecuado de cualquier tamaño y forma adecuados. Se han descrito a continuación ejemplos de cómo pueden ser dirigidos los disparos de prueba.
- 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 del que se puede formar una imagen 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 imágenes que pueden ser generadas mediante un sistema de captura de imágenes. El sistema de captura de imágenes puede generar 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 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 prueba a una córnea de un paciente de acuerdo con ciertas realizaciones. En los ejemplos, una córnea 150 de un paciente tiene el 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 prueba para los disparos de prueba 154.
- Las figs. 3A a 3D ilustran un ejemplo de cómo dirigir un patrón de disparos de prueba 154a a una córnea de un paciente de acuerdo con ciertas realizaciones. En el ejemplo, cada disparo de prueba 154a del patrón tiene una energía láser diferente. Por ejemplo, un primer disparo de prueba tiene una primera energía láser y un segundo disparo de prueba tiene una segunda energía láser diferente de la primera energía láser. En el ejemplo, los disparos de prueba 154a del

patrón pueden estar dirigidos cada uno a la misma profundidad corneal, es decir, los disparos de prueba 154a pueden estar en el mismo plano corneal.

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

Las figs. 5A y 5B ilustran ejemplos de cómo dirigir disparos de prueba 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 que ha de ser implantada en un paciente. El tejido no esencial 162 sirve como una parte de prueba para los disparos de prueba 164.

La fig. 5A ilustra un ejemplo de cómo dirigir disparos de prueba a una córnea de un donante de una manera similar a la de las figs. 3A a 3D. En el ejemplo, cada disparo de prueba 164a del patrón tiene una energía láser diferente, y puede estar dirigido cada uno a la misma profundidad corneal.

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

La fig. 6 ilustra un ejemplo de un dispositivo láser 15 y un ordenador de control 30 configurado para provocar la foto-disrupción de 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 externa de un ojo a una parte objetivo del ojo para provocar la foto-disrupción de tejido de la parte objetivo. El ordenador de control 30 puede recibir una medición de la densidad óptica de la parte externa, determinar la energía láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica, e instruir los uno o más componentes controlables para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte externa a la parte objetivo.

En ciertas realizaciones, el haz láser puede formar un elemento corneal (tal como un colgajo corneal o un capuchón corneal), que puede ser retirado para permitir que un láser excimer aplique una corrección refractiva. El elemento corneal puede o no ser reemplazado después de la corrección refractiva. En ciertas realizaciones, el haz láser puede formar un lenticulo (o lenticulo) que puede ser retirado para producir una corrección refractiva.

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

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 pulso de luz que tiene una duración que es menor que un nanosegundo, tal como del orden de un picosegundo, femtosegundo, o attosegundo. El punto focal del haz láser 114 puede crear una descomposición óptica inducida por láser (LIOB) en tejidos tales como la córnea. El haz láser 114 puede estar enfocado de forma precisa para permitir incisiones precisas en las capas de células epiteliales, lo que puede reducir o evitar la destrucción innecesaria de otro tejido.

Ejemplos de la fuente 112 de láser incluyen láseres de femtosegundo, de picosegundo, y de attosegundo. El haz láser 114 puede tener cualquier longitud de onda en el vacío adecuada, tal como una longitud de onda en el intervalo de 300 a 1500 nanómetros (nm), por ejemplo, una longitud de onda en el intervalo de 300 a 650, 650 a 1050, 1050 a 1250, o 1100 a 1500 nm. El haz láser 114 también puede tener un volumen de foco relativamente pequeño, por ejemplo, 5 micrómetros (µm) o menos de diámetro. En ciertas realizaciones, la fuente 112 de láser y/o el canal de entrega pueden estar en un vacío o cerca de un 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 del 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 escáner accionados galvanométricamente que pueden ser inclinados alrededor de ejes mutuamente perpendiculares. Como otro ejemplo, el escáner 116 puede incluir un cristal electro-óptico que puede dirigir 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 ajustable longitudinalmente, una lente de potencia refractiva variable, o un espejo deformable que pueda controlar la posición z del foco del haz. Los componentes de control de foco del escáner 116 pueden estar dispuestos de cualquier manera a lo largo de la trayectoria del haz, por ejemplo, en unidades modulares iguales o diferentes.

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 al adaptador 120 de paciente. El objetivo de enfoque 118 puede ser cualquier elemento óptico adecuado, tal como un objetivo f-theta.

El adaptador 120 de paciente interactúa con la córnea del ojo 22. En el ejemplo, el adaptador 120 de paciente tiene un manguito 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 interactúa con la córnea y puede nivel una parte de la córnea. En ciertas realizaciones, la cara de tope 126 es plana y forma un área plana sobre 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 área plana.

El ordenador de control 30 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 externa del ojo 22.

En ciertos ejemplos de funcionamiento, el escáner 116 puede dirigir el haz láser 114 para formar incisiones de cualquier geometría adecuada. Ejemplos de tipos de incisiones incluyen incisiones en el lecho e 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 a 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) hasta 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 e/o y.

La fig. 7 ilustra un ejemplo 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 externa de un ojo 22. En ciertas realizaciones, la parte externa puede ser una capa externa 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 externa, donde cada valor de densidad óptica indica la densidad óptica en una ubicación.

Un valor de ajuste de láser es determinado de acuerdo con la densidad óptica en la operación 212. En ciertas realizaciones, el módulo 38 de energía láser determina el valor de ajuste de láser. En las realizaciones, el módulo 38 de energía láser determina el valor de ajuste de láser. En las 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 de láser. El módulo 38 de energía láser puede identificar el valor de ajuste de láser para una ubicación asociada con el valor de densidad óptica en la ubicación.

La energía láser es determinada de acuerdo con el valor de ajuste de 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 de láser para la ubicación.

El dispositivo láser 15 es instruido para dirigir el haz láser con la energía láser a través de la parte externa 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.

La fig. 8 ilustra un ejemplo de un método para ajustar la energía láser de acuerdo con disparos de prueba 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 disparos de prueba hacia una parte de prueba. En ciertas realizaciones, la parte de prueba puede ser tejido no esencial de un donante o paciente.

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

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

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.

- 15 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 puede recibir entrada, enviar salida, procesar la entrada y/o salida, y/o realizar otras operaciones adecuadas. La lógica puede realizar las operaciones de un componente, por ejemplo, ejecutar instrucciones para generar una salida a partir de una entrada. La lógica puede estar codificada en la memoria y puede realizar operaciones cuando es ejecutada por un
20 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 uno o más medios de almacenamiento tangibles, legibles por ordenador, y/o ejecutables por ordenador. Los ejemplos de memoria incluyen memoria de ordenador (por ejemplo, Memoria de Acceso Aleatorio (RAM) o Memoria de Solo Lectura (ROM)), medios de almacenamiento masivo (por ejemplo, un disco duro), medios de almacenamiento extraíbles (por ejemplo, un Disco Compacto (CD) o un Disco de Video Digital (DVD)), base de datos y/o almacenamiento de red (por ejemplo, un servidor),
25 y/u otros medios legibles por ordenador.

- 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 las realizaciones particulares, las operaciones pueden ser
30 realizadas por uno o más medios legibles por ordenador, incorporados, y/o codificados con un programa informático y/o que tienen un programa informático almacenado y/o codificado.

- Aunque esta descripción ha sido descrita en términos de ciertas realizaciones, modificaciones (tales como cambios, sustituciones, adiciones, omisiones, y/u otras modificaciones) de las realizaciones será evidente para los expertos en la técnica. Por consiguiente, se pueden hacer modificaciones a las realizaciones sin salirse del alcance de la invención. Por
35 ejemplo, se pueden hacer modificaciones a los sistemas y aparatos descritos en este documento. Los componentes de los sistemas y aparatos pueden 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 pueden ser realizados en cualquier orden adecuado.

- 40 Son posibles otras modificaciones sin salirse del alcance de la invención. Por ejemplo, la descripción ilustra realizaciones en particular aplicaciones prácticas, aún otras aplicaciones serán 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.

- El alcance de la invención no debería ser determinado con referencia a la descripción. De acuerdo con los estatutos de patentes, la descripción explica e ilustra los principios y modos de funcionamiento de la invención que utilizan
45 realizaciones ejemplares. La descripción permite a otros expertos en la técnica utilizar los sistemas, aparatos, y métodos en distintas realizaciones y con distintas modificaciones, pero no debería ser utilizada para determinar el alcance de la invención.

- El alcance de la invención debería ser determinado con referencia a las reivindicaciones y al alcance completo de los equivalentes a los que están autorizadas las reivindicaciones. Todos los términos de las reivindicaciones deberían dar
50 sus construcciones razonables más amplias y sus significados ordinarios tal como lo entienden los expertos en la técnica, a menos que se indique explícitamente lo contrario en este documento. Por ejemplo, la utilización de los artículos singulares tales como "un/una", "el/la", etc., debería ser leída para recitar uno o más de los elementos indicados, a menos que una reivindicación recite una limitación explícita en sentido contrario. Como otro ejemplo, "cada" se refiere a cada
55 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 alcance de la invención debería ser determinado, no con referencia a la descripción, sino con referencia a las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo que comprende:
- un dispositivo láser (15) configurado para dirigir un haz láser (114) con energía láser a través de una parte externa de un ojo (22) hacia una parte objetivo del ojo (22); y
- 5 un ordenador de control (30) configurado para:
- recibir una medición de la densidad óptica de la parte externa;
- determinar la energía láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica y una profundidad corneal; e
- 10 instruir al dispositivo láser para dirigir el haz láser (114) con la energía láser a través de la parte externa del ojo (22) hacia la parte objetivo del ojo (22).
2. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo la medición de la densidad óptica uno o más valores de densidad óptica para una o más ubicaciones de la parte externa del ojo (22), indicando cada valor de densidad óptica una densidad óptica en una ubicación de la parte externa del ojo (22).
3. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo además la determinación de la energía láser:
- 15 determinar un valor de ajuste de energía láser de acuerdo con la medición de la densidad óptica; y
- ajustar la energía láser de acuerdo con el valor de ajuste de la energía láser.
4. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo la medición de la densidad óptica uno o más valores de densidad óptica para una o más ubicaciones de la parte externa del ojo (22); y
- comprendiendo además la determinación de la energía láser:
- 20 determinar la energía láser que ha de ser aplicada a una ubicación de acuerdo con el valor de densidad óptica en la ubicación.
5. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo además la determinación de la energía láser:
- acceder a una estructura de datos que asocia una pluralidad de valores de densidad óptica con una pluralidad de valores de ajuste de la energía láser; e
- 25 identificar un valor de ajuste de láser asociado con un valor de densidad óptica de la medición de la densidad óptica.
6. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo además la recepción de una medición de la densidad óptica:
- recibir la medición de la densidad óptica desde un sistema (12) de captura de imágenes.
7. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo la parte externa una capa externa de una córnea (150; 160); y comprendiendo la parte objetivo una capa interna de la córnea (150; 160).
- 30 8. El dispositivo de la reivindicación 1, comprendiendo la parte objetivo un cristalino ocular.

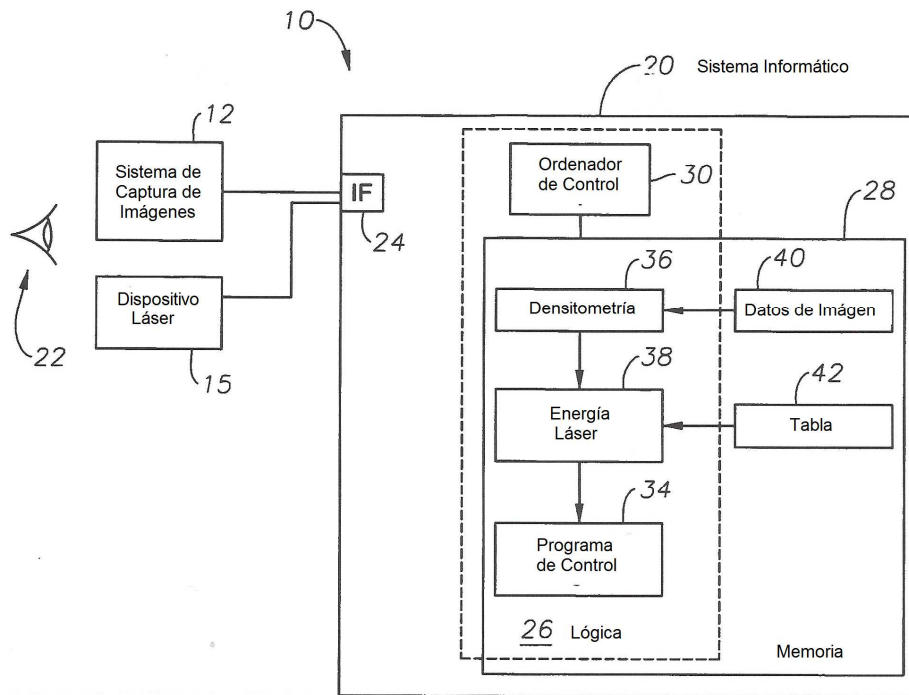


Fig. 1A

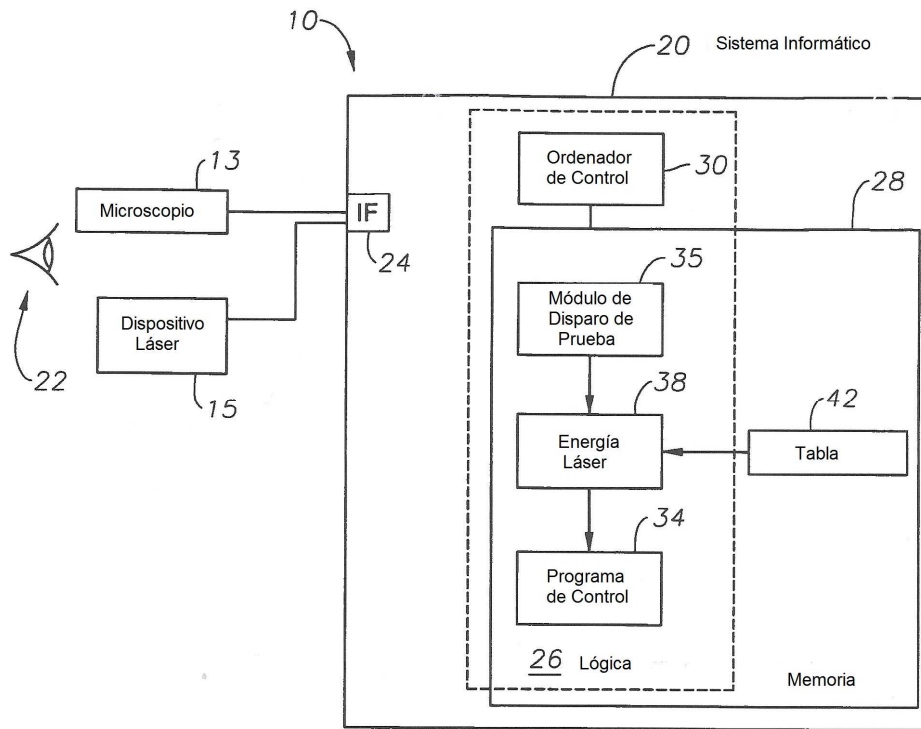


Fig. 1B

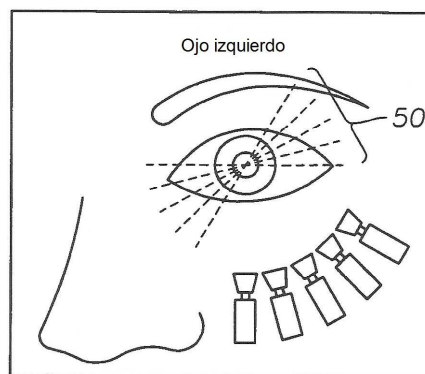
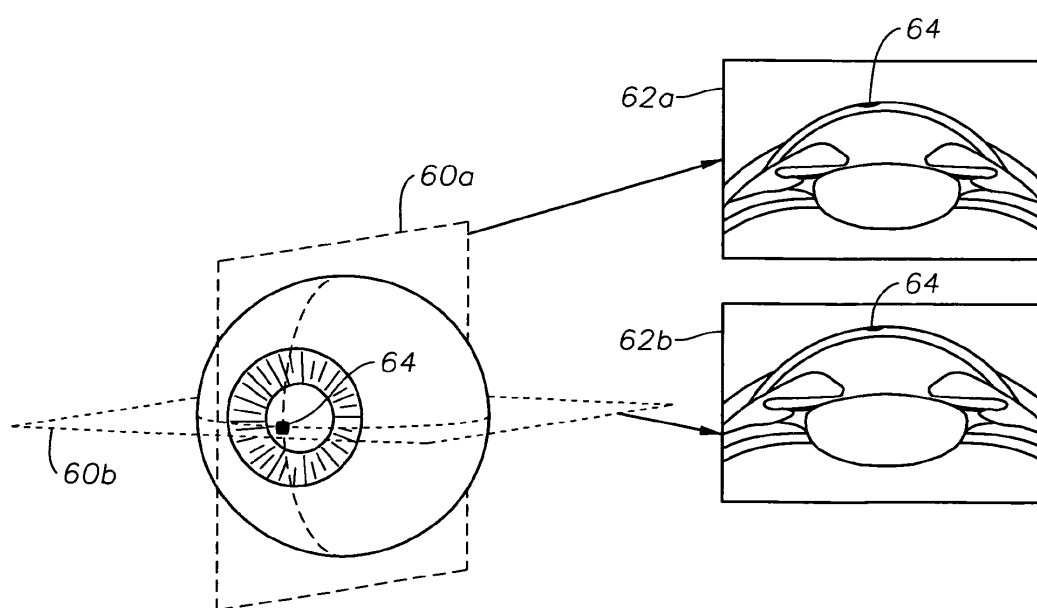
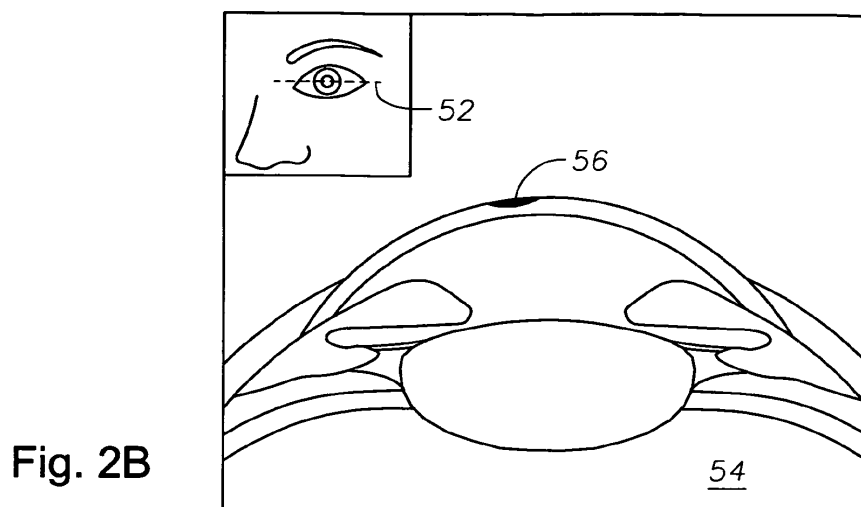


Fig. 2A



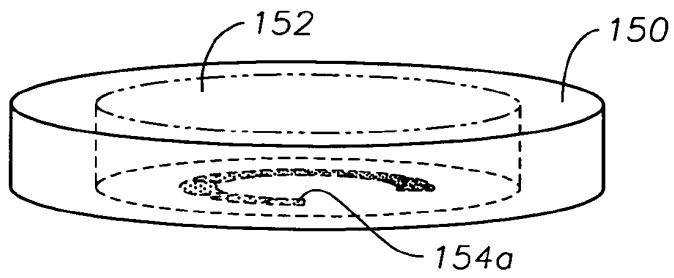


Fig. 3A

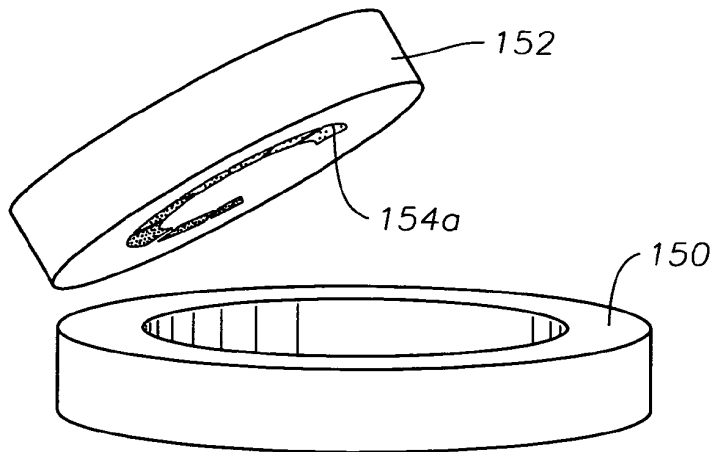


Fig. 3B

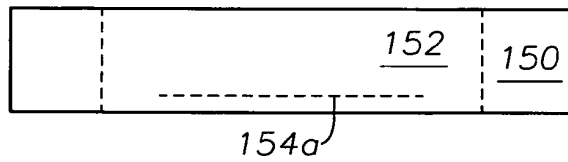


Fig. 3C

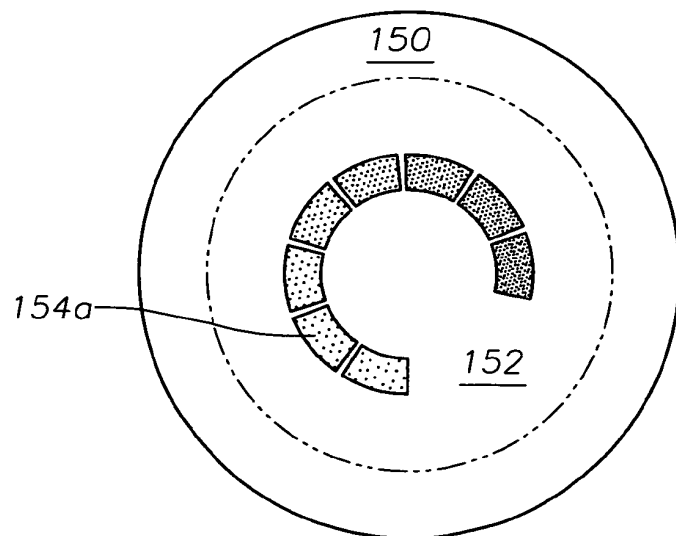


Fig. 3D

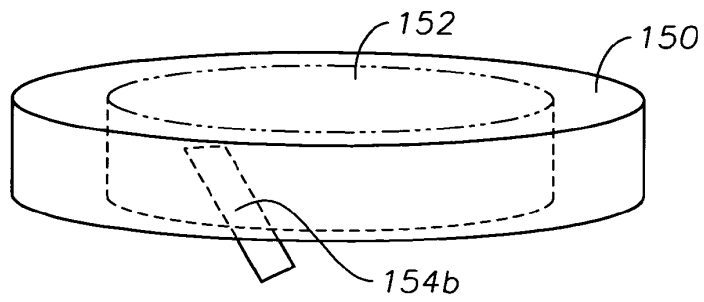


Fig. 4A

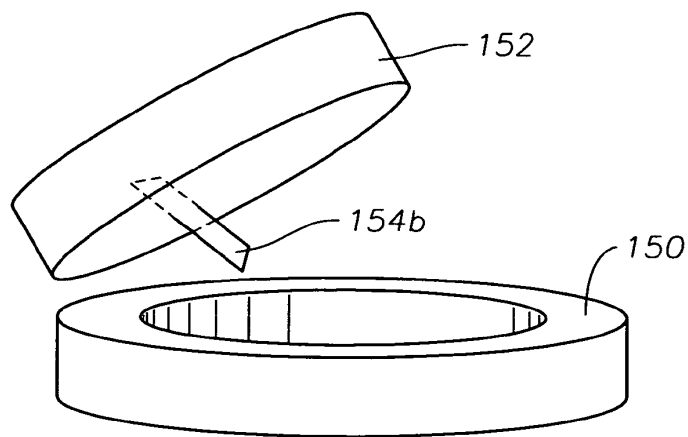


Fig. 4B

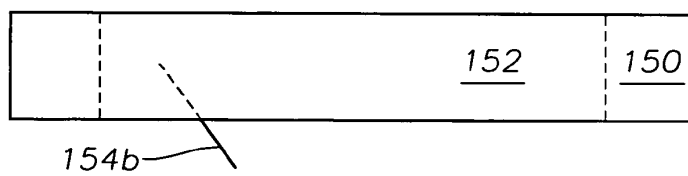


Fig. 4C

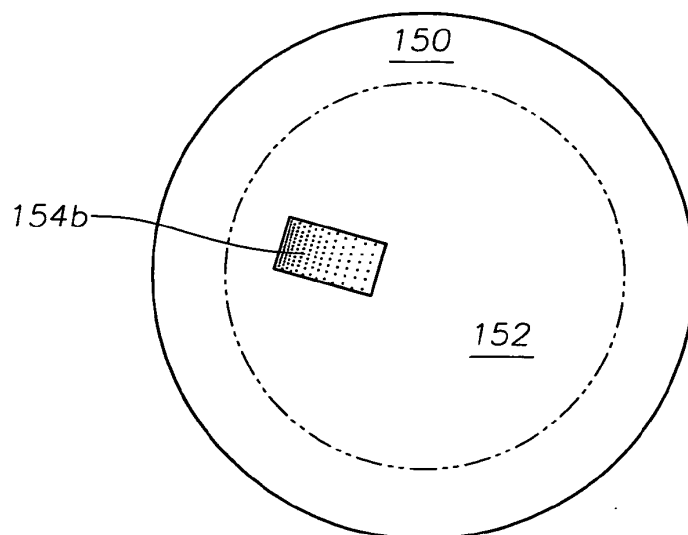


Fig. 4D

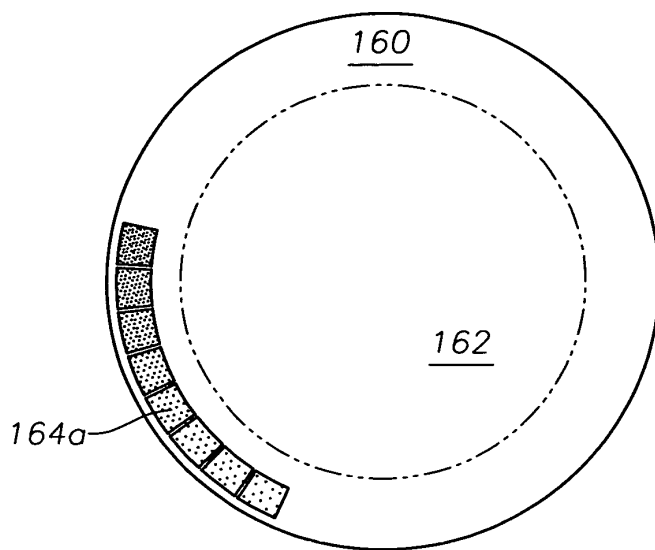


Fig. 5A

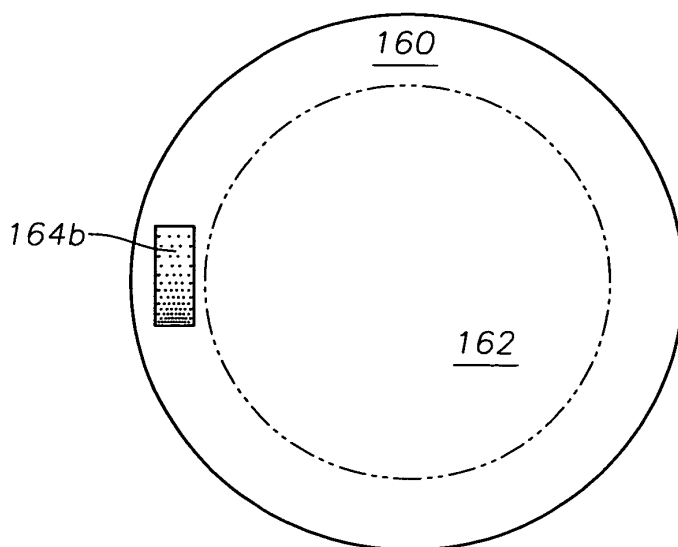
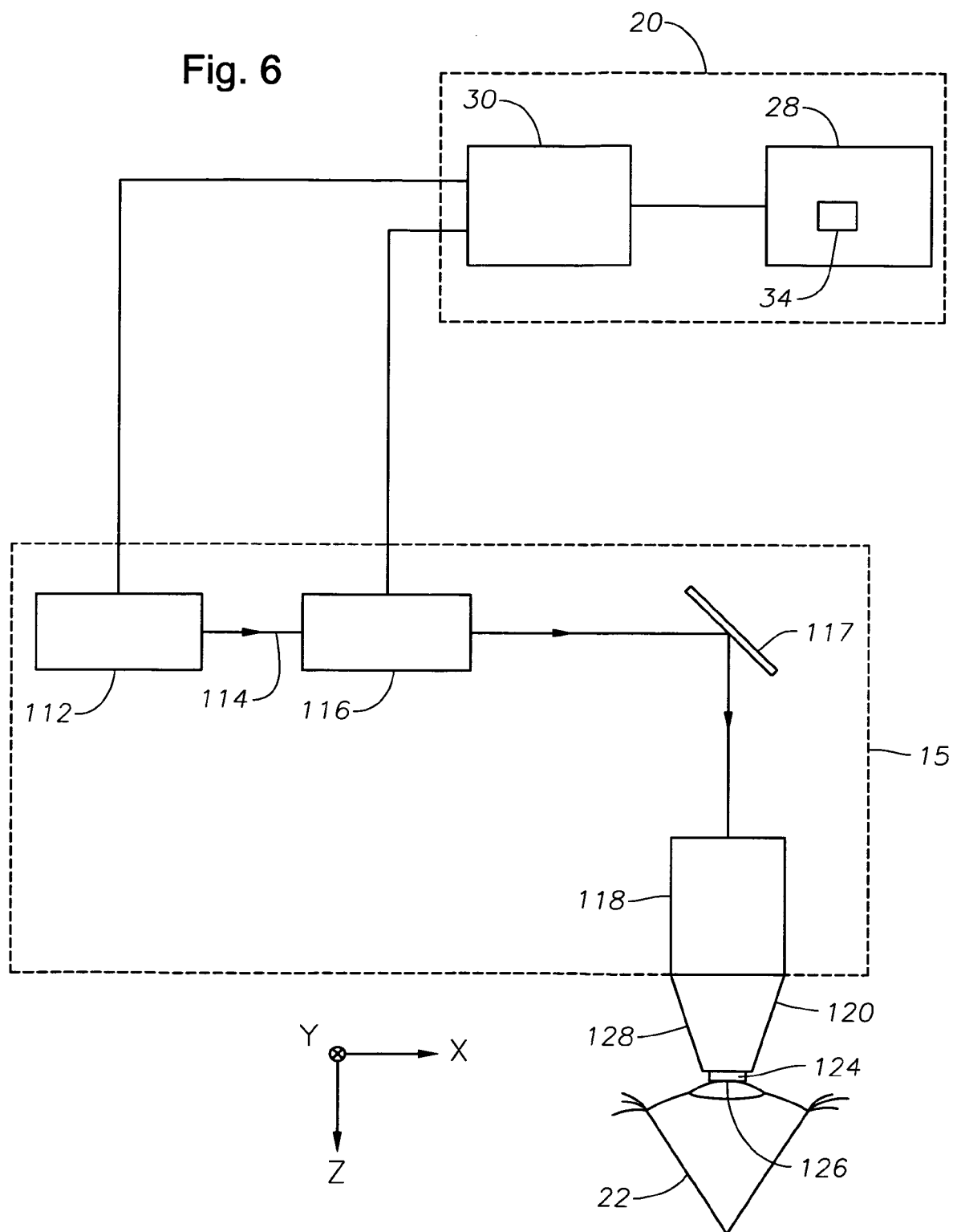


Fig. 5B

Fig. 6



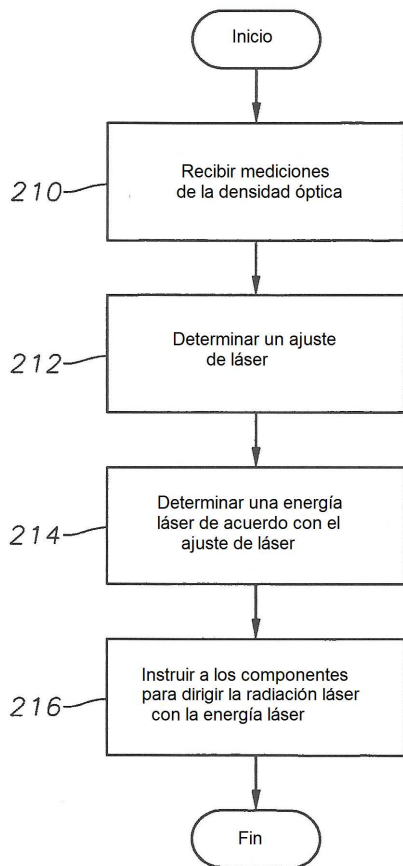


Fig. 7

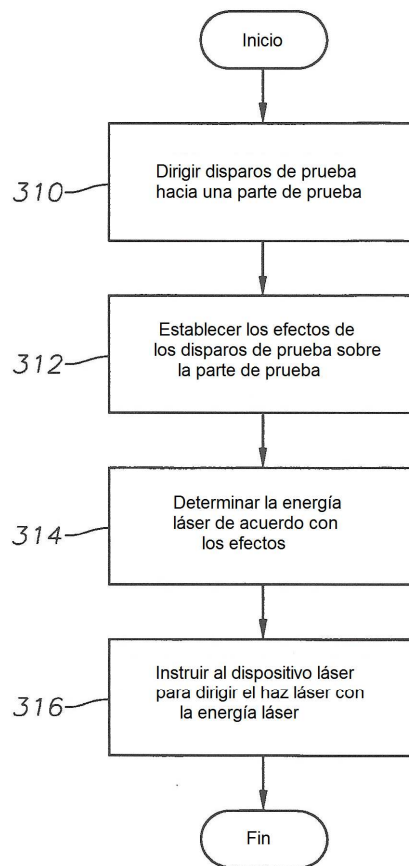


Fig. 8