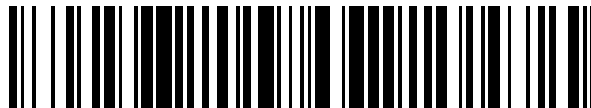


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 586 928**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.03.2011** **E 11751522 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.05.2016** **EP 2542927**

54 Título: **Sistema de haz de fibras coherentes para intervenciones oftálmicas**

30 Prioridad:

**05.03.2010 US 311267 P**

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

**19.10.2016**

73 Titular/es:

**TOPCON MEDICAL LASER SYSTEMS, INC.**  
**(100.0%)**  
**3130 Coronado Drive**  
**Santa Clara, CA 95054, US**

72 Inventor/es:

**MINTZ, DAVID;**  
**PALANKER, DANIEL y**  
**KINTZ, GREGORY**

74 Agente/Representante:

**DURÁN MOYA, Carlos**

**ES 2 586 928 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Sistema de haz de fibras coherentes para intervenciones oftálmicas.

5 ANTECEDENTES

1. Sector

10 La presente invención se refiere a tecnologías de intervenciones oftálmicas basadas en láser y, más concretamente, a la creación de lesiones sobre un ojo utilizando un sistema modular que presenta uno o más haces de fibras coherentes configurados para suministrar energía láser al ojo desde una fuente láser situada en un cuerpo envolvente independiente.

15 2. Técnica relacionada

Cada año, cientos de pacientes de los Estados Unidos y de otros países se someten a tratamientos oculares intervencionistas basados en láser. Dichos tratamientos implican habitualmente la distribución de energía láser a partes objetivo de las estructuras de tejidos para solucionar problemas clínicos, tales como la retinopatía diabética, el edema macular diabético, la degeneración macular relacionada con la edad, o el glaucoma. Existen disponibles diversos tipos de sistemas para estos procedimientos.

20 Por ejemplo, en un sistema se puede dirigir un haz de tratamiento individual a través de un dispositivo de suministro, tal como una sonda rotatoria láser portátil, un oftalmoscopio láser indirecto ("LIO") montado sobre la cabeza, o una lámpara de hendidura, que un cirujano u operador apunta o dirige para crear lesiones mediante quemadura en las ubicaciones deseadas. No obstante, estos sistemas carecen de capacidades de modelado y, en su lugar, dependen del cirujano o operador para generar los patrones de lesión deseados utilizando el haz de tratamiento individual mediante la manipulación del dispositivo de suministro.

30 Otro tipo de sistema presenta una capacidad de modelado, en el que el hardware de barrido, que es habitualmente galvanométrico, se utiliza para crear un patrón de lesiones sobre la zona objetivo del ojo. Por ejemplo, la figura 1 muestra un sistema de barrido con patrón (-100-) convencional a modo de ejemplo que tiene un aparato de lámpara de hendidura (-6-) acoplado a un sistema de barrido o de modelado (-10-). El sistema de barrido o modelado (-10-) puede estar configurado para emitir un haz de tratamiento (-26-), que puede incluir bien un haz de tratamiento individual, tal como el que se muestra en la figura 2A, o un haz de tratamiento con patrón, tal como los mostrados en las figuras 2B a E, en el ojo (-4-) de un paciente (-2-) a través de un aparato de lámpara de hendidura (-6-). El haz de tratamiento (-26-) puede ser dirigido por un operador que se posicionará, habitualmente, adyacente al visor (-8-) del operador. Aun cuando estos tipos de sistemas proporcionan capacidades de modelado, habitualmente requieren hardware voluminoso, tal como el sistema de barrido o de modelado (-10-), situado muy próximo al paciente. Esto hace que los sistemas sean difíciles de utilizar en las situaciones en las que el paciente es incapaz de posicionar su cabeza verticalmente en la mesa de la lámpara de hendidura. Por ejemplo, sería difícil utilizar el aparato de lámpara de hendidura en un entorno de sala de operaciones en el que el paciente está acostado sobre la mesa de operaciones.

45 En un intento de solucionar este problema, algunos sistemas de tratamiento por láser, tales como los mostrados en la figura 1, incluyen una sonda rotatoria portátil (-18-) o un LIO (-16-) acoplados al sistema de barrido o de modelado (-10-) mediante una fibra multimodo ((-12-, -14-) convencional, habitualmente dirigida a cualquiera de dichas fibras mediante un divisor de haz). No obstante, estos dispositivos son capaces de suministrar, en general, un único haz de tratamiento individual. Esto se debe a que las fibras multimodo habitualmente comprenden una única pieza de fibra de vidrio con material de revestimiento. Como resultado, las fibras multimodo (-12-, -14-) son incapaces de mantener la relación espacial entre las zonas de concentración de energía láser (-21-) de un haz de tratamiento con patrón. En otras palabras, las fibras multimodo (-12-, -14-) son incapaces de reproducir los patrones mostrados en las figuras 2B a E en un extremo distal de la fibra cuando se aplica a un extremo proximal de la fibra. En su lugar, las zonas de concentración de energía láser (-21-) pueden aglutinarse para formar un único haz compuesto cuando se transmiten a través de fibras multimodo (-12-, -14-). Como resultado, la sonda rotatoria (-18-) y el LIO (-16-) carecen de las capacidades de modelado ofrecidas por el aparato de la lámpara de hendidura (-6-).

60 Se debe apreciar que la figura 1 muestra una vista del sistema simplificado de un sistema de barrido con patrón convencional a modo de ejemplo. Como tal, los sistemas convencionales pueden incluir ligeras variaciones con respecto a lo que se muestra en la figura 1, por ejemplo, otros sistemas pueden incluir, en su lugar, una fuente láser situada independientemente del sistema de barrido o de modelado (-10-) o puede incluir una fuente láser situada dentro de la mesa de la lámpara de hendidura. No obstante, para suministrar un haz de tratamiento con patrón, dichos sistemas requieren que el hardware de barrido o de modelado esté situado cerca del dispositivo de suministro.

65 La patente americana 7.599.591 da a conocer un dispositivo óptico y un procedimiento para variar las características ópticas de un haz óptico que puede incluir una serie de fibras ópticas teniendo cada una un extremo de entrada, un

extremo de salida y un núcleo, en el que cada una de las fibras ópticas tiene una zona efectiva y una apertura numérica, y un componente de desviación del haz para desplazar al menos uno de los extremos de entrada de la fibra óptica y el haz óptico con respecto a las demás, de tal manera que el haz óptico se introduce los extremos de entrada selectivamente de uno en uno y se transmite hasta los extremos de salida de uno en uno, en el que, como mínimo, una de las zonas efectivas y las aperturas numéricas varían entre la serie de fibras ópticas de tal manera que el haz óptico transmitido hasta los extremos de salida tiene una característica óptica variable.

De este modo, se desea un sistema capaz de dirigir patrones a través de una lámpara de hendidura, un LIO, una sonda rotatoria y similares, aun funcionando sin el nivel actual de hardware situado cerca del paciente en la configuración de lámpara de hendidura.

#### CARACTERÍSTICAS

La invención se define en las reivindicaciones adjuntas. En una realización a modo de ejemplo, se da a conocer un sistema para un tratamiento por láser de un ojo de un paciente. El sistema incluye un haz de fibras coherentes que comprende un primer extremo y un segundo extremo; un primer subsistema acoplado al primer extremo del haz de fibras coherentes, estando configurado el primer subsistema para: generar un haz de tratamiento con patrón que comprende, como mínimo, dos zonas separadas de concentración de energía láser, en las que el tamaño de, como mínimo, dos zonas separadas de concentración de energía láser y un patrón formado, como mínimo, por dos zonas separadas de concentración de energía láser pueden ser ajustadas por el primer subsistema; y dirigen el haz de tratamiento con patrón al primer extremo del haz de fibras coherentes; y un segundo subsistema está acoplado al segundo extremo del haz de fibras coherentes, estando configurado el segundo subsistema para: recibir el haz de tratamiento con patrón desde el segundo extremo del haz de fibras coherentes; y para transmitir el haz de tratamiento con patrón al ojo del paciente.

En algunas realizaciones, el segundo subsistema está incorporado dentro de una lámpara de hendidura, sonda rotatoria o un oftalmoscopio de láser indirecto ("LIO"). En otras realizaciones, el segundo subsistema está acoplado a una lámpara de hendidura, una sonda rotatoria o un LIO.

En una realización a modo de ejemplo, el primer subsistema está configurado para dirigir el haz de tratamiento con patrón a una parte del primer extremo del haz de fibras coherentes, en el que el segundo subsistema está configurado para recibir el haz de tratamiento con patrón desde una parte del segundo extremo del haz de fibras coherentes, y en el que la parte del segundo extremo del haz de fibras coherentes se corresponde con la parte del primer extremo del haz de fibras coherentes. En otras realizaciones, una ubicación relativa de la parte del primer extremo del haz de fibras coherentes con respecto al primer extremo del haz de fibras coherentes es sustancialmente la misma que la ubicación relativa de la parte del segundo extremo del haz de fibras coherentes con respecto al segundo extremo del haz de fibras coherentes.

En otra realización a modo de ejemplo, el haz de tratamiento es sustancialmente una longitud de onda no visible y tiene una potencia en el rango de 30 mW a 2 W.

En otra realización a modo de ejemplo, el primer subsistema comprende: una fuente láser configurada para generar un haz láser; un selector del tamaño de punto configurado para: recibir el haz láser, y ajustar el tamaño de, como mínimo, dos zonas independientes de concentración de la energía láser ajustada.

el tamaño del haz láser; y el hardware de barrido está configurado para: recibir el haz láser con tamaño ajustado del selector del tamaño del punto; y generar el patrón formado, como mínimo, por dos zonas independientes de concentración de energía láser redirigiendo selectivamente el haz láser con tamaño ajustado recibido. En otras realizaciones, el primer subsistema comprende, además, una interfaz para acoplar a un LIO o una sonda rotatoria a través de una fibra multimodo, estando la interfaz configurada para transmitir un haz de tratamiento individual a través de la fibra multimodo.

En otra realización a modo de ejemplo, la fuente láser está configurada, además, para generar un haz de alineación que tiene una potencia media de menos de 1,2 mW y sustancialmente a una longitud de onda visible. El hardware de barrido puede comprender una lente de colimación y un dispositivo de barrido. El dispositivo de barrido puede comprender un galvanómetro, un dispositivo microelectromecánico ("MEMS") o un polígono rotatorio.

En otra realización a modo de ejemplo, el primer subsistema está contenido en un primer cuerpo envolvente que está físicamente separado de un segundo cuerpo envolvente que contiene el segundo subsistema.

En otras realizaciones a modo de ejemplo, se dan a conocer procesos para operar los sistemas para el tratamiento con láser de un ojo de un paciente.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 muestra aspectos de un sistema de intervención por láser del ojo a modo de ejemplo, en el que el

hardware de barrido está situado cerca del paciente.

Las figuras 2A a E muestran varios patrones de haz de tratamiento a modo de ejemplo que pueden ser utilizados para intervenir a un paciente.

5 La figura 3 muestra aspectos de un sistema modular de intervención por láser del ojo a modo de ejemplo.

Las figuras 4A a D muestran propiedades de un haz de fibras coherentes que puede ser utilizado con un sistema modular de intervención por láser similar al mostrado en la figura 3.

10 La figura 5 muestra aspectos de un sistema modular para intervención por láser del ojo a modo de ejemplo.

Las figuras 6A a C muestran una secuencia a modo de ejemplo de los patrones de haz de tratamiento que pueden ser emitidos utilizando un sistema modular de intervención por láser similar al mostrado en las figuras 3 y 5.

15 Las figuras 7A y B muestran un haz de tratamiento individual que se utiliza para generar un patrón de lesión utilizando un sistema modular de intervención por láser similar al mostrado en las figuras 3 y 5.

20 La figura 8 muestra aspectos de otro sistema modular de intervención por láser del ojo a modo de ejemplo.

La figura 9 muestra los aspectos de un sistema de intervención por láser del ojo a modo de ejemplo, en el que la energía láser puede ser dirigida a una lámpara de hendidura que utiliza un haz de fibras coherentes.

25 La figura 10 muestra aspectos de un sistema de intervención por láser del ojo a modo de ejemplo, en el que la energía láser puede ser dirigida a una lámpara de hendidura y un LIO que utiliza haces de fibras coherentes.

La figura 11 muestra aspectos de un sistema de intervención por láser del ojo a modo de ejemplo, en el que la energía láser puede ser dirigida a una sonda rotatoria láser que utiliza un haz de fibras coherentes.

30 La figura 12 muestra un proceso a modo de ejemplo para suministrar niveles terapéuticos de energía láser a través de un haz de fibras coherentes.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

35 La siguiente descripción se presenta para permitir que un experto de la técnica haga y utilice las diversas realizaciones. Las descripciones de los dispositivos, técnicas, y aplicaciones específicas se dan a conocer únicamente a modo de ejemplo. Diversas modificaciones de los ejemplos descritos en este documento serán fácilmente evidentes para los expertos en la técnica, y los principios generales definidos en este documento se pueden aplicar a otros ejemplos y aplicaciones sin desviarse del espíritu y alcance de la tecnología actual. De este modo, la tecnología dada a conocer no pretende limitarse a los ejemplos descritos y mostrados en este documento, sino que debe ser según el alcance coherente con las reivindicaciones.

40 Tal como se ha descrito anteriormente, los sistemas de tratamiento por láser son utilizados habitualmente para suministrar energía láser a partes objetivo del ojo para crear lesiones o aumentar la temperatura del ojo en las zonas deseadas. La energía láser puede ser suministrada como un haz de tratamiento individual que tiene una única zona de concentración de energía láser (-21-) para crear una única lesión en el ojo, por ejemplo, tal como se muestra en la figura 2A. De manera alternativa, la energía láser puede ser suministrada como un haz de tratamiento con patrón que tiene múltiples zonas independientes de concentración de energía láser (-21-) para crear múltiples lesiones sobre el ojo, por ejemplo, tal como se muestra en las figuras 2B a E. Se debe apreciar que los patrones mostrados se dan a conocer únicamente a modo de ejemplo, y que se puede generar cualquier patrón dependiendo de la aplicación deseada.

45 La figura 3 muestra un sistema modular de tratamiento por láser (-300-) a modo de ejemplo que, a través del uso de los haces de fibras coherentes, es capaz de suministrar haces de tratamiento individuales y haces de tratamiento con patrones a través de varios tipos de dispositivos de suministro aun requiriendo mínimo hardware ubicado cerca de los dispositivos de suministro.

50 Las haces de fibras coherentes, a diferencia de las fibras multimodo convencionales, comprenden muchas fibras ópticas (por ejemplo, entre 1.500 y 100.000) agrupadas para formar un dispositivo de transmisión que tiene un número de píxeles igual al número de fibras ópticas agrupadas. Esto permite que una imagen o patrón de irradiación correspondiente a una cara proximal de los haces se duplique en una cara distal. Por ejemplo, la figura 4A muestra la noción de la transmisión del patrón o imágenes de una cara proximal (-72-) del haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) a una cara distal (-74-) del haz (-28-, -30-, -32-). Se debe observar que la imagen de la letra "A" en la cara distal (-74-) es idéntica, o como mínimo sustancialmente similar, a la imagen aplicada a la cara proximal (-72-).

55 La capacidad de duplicar una imagen o un patrón de irradiación es una característica importante de haces de fibras

coherentes que permite que sean utilizadas en la presente invención para el tratamiento por láser del ojo. Concretamente, cuando se lleva a cabo una intervención por láser, es importante que un operador o cirujano sea capaz de controlar cuidadosamente la longitud de onda, la potencia, duración, tamaño, patrón (por ejemplo, disposición de puntos, separación entre puntos, etc.) y similares, del haz de tratamiento aplicado al ojo.

5 Adicionalmente, el dispositivo de suministro debe suministrar un perfil de potencia consistente para cada pulso de láser suministrado. En el caso de un sistema de barrido con patrón, es importante que cada punto de un patrón reciba la energía láser de una manera uniforme. La distorsión significativa de estas propiedades por parte del dispositivo de suministro o del medio de transmisión puede resultar en una aplicación inadecuada de la energía láser al ojo.

10 La figura 4B muestra una vista en sección transversal de una realización a modo de ejemplo de un haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) adecuado, representando el círculo (-62-) de imagen, el revestimiento de sílice (-54-), un revestimiento de polímero o plástico (-60-) exterior, y píxeles o fibras individuales (-56-), que se mantienen adyacentes las unas a las otras con un recubrimiento (-58-) común. Estos haces de fibras coherentes tienen habitualmente entre 1.600 y 100.000 fibras de 140 a 1.500  $\mu\text{m}$ . En una realización, el haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) puede tener un diámetro de círculo de imagen de aproximadamente 790 micras, un diámetro exterior del haz de fibras de aproximadamente 850 micras, un diámetro global (con el recubrimiento exterior) de aproximadamente 950 micras, aproximadamente 30.000 fibras individuales, un defecto de entramado de menos de aproximadamente 0,1%, una apertura numérica relativamente elevada de aproximadamente 0,4, un radio de curvatura mínimo (sin una pérdida o rotura lateral significativa) de aproximadamente 50 milímetros y una longitud que puede ser seleccionada dependiendo de la instalación particular, tal como aproximadamente 2, 3, 4 o más metros.

25 En otras realizaciones los haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) pueden incluir haces de imágenes filtradas que tienen múltiples fibras con recubrimiento individual, en los que las fibras están alineadas en los extremos del haz y mantenidas en su lugar con un casquillo. Estos tipos de haces de fibras coherentes tienen habitualmente entre 10.000 y 18.000 fibras de entre 670 a 1.650  $\mu\text{m}$ .

30 Aunque se dan a conocer características concretas a modo de ejemplo para haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-), se debe apreciar que se pueden utilizar haces de fibras coherentes que tienen otras características dependiendo de la aplicación deseada. Haces de fibras coherentes adecuados se encuentran disponibles en las firmas tales como Fujikura, Inc., Sumitomo, Inc., National Aperture, Inc. de Salem, NH, SCHOTT y Mitsubishi, Inc.

35 Haciendo referencia de nuevo a la figura 3, a diferencia del sistema de barrido o de modelado (-10-) del sistema de barrido con modelado (-100-) convencional, los componentes para barrido o modelado del sistema para tratamiento con láser (-300-) están separados en dos subsistemas (-20-, -22-). Concretamente, el sistema modular de tratamiento con láser (-300-) incluye un subsistema proximal (-22-) que contiene una fuente de láser, el hardware de selección del tamaño del punto y el hardware de barrido requerido para generar haces de tratamiento individuales o con patrón. El sistema modular de tratamiento por láser (-300-) incluye, además, uno o más subsistemas distales (-20-) que contienen el hardware requerido para recibir y suministrar los haces de tratamiento generados por el subsistema proximal (-22-).

45 El sistema modular de tratamiento por láser (-300-) puede incluir además cualquier número de subsistemas distales (-20-) formando un dispositivo de suministro, tal como una sonda rotatoria láser portátil (-18-), un LIO (-16-), un adaptador de lámpara de hendidura (-20-) y un aparato de lámpara de hendidura que incorpora un subsistema distal (-20-) (no mostrado), estando configurado cada dispositivo para suministrar un haz de tratamiento recibido del subsistema proximal (-22-). Por ejemplo, un subsistema distal (-20-) se muestra acoplado al aparato de lámpara de hendidura (-6-) en la figura 3, actuando el subsistema distal (-20-) como un adaptador de la lámpara de hendidura. En otras realizaciones, el aparato de la lámpara de hendidura (-6-) puede incorporar en su lugar los componentes del subsistema distal (-20-) dentro del aparato. Adicionalmente, aunque no se muestra, se puede apreciar que los subsistemas distales (-20-) adicionales pueden estar incluidos dentro de cada sonda rotatoria (-18-) o LIO (-16-) o estar acoplados a los mismos.

55 Tal como se muestra en la figura 3, los subsistemas distales (-20-) pueden estar acoplados al subsistema proximal (-22-) a través de los haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-). Los haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-), tal como se ha expuesto anteriormente, son capaces de duplicar una imagen o patrón de irradiación correspondiente a la cara proximal de los haces en una cara distal de los haces. Esto permite que el subsistema proximal (-22-), que incluye el hardware de selección del tamaño de punto y el hardware del sistema de barrido o de modelado voluminosos estén físicamente separados del subsistema distal (-20-), aun siendo capaces de transmitir un haz de tratamiento a los dispositivos de suministro para administrar al paciente. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 4C, un haz de tratamiento con patrón (-52-) generado por el subsistema proximal (-22-) puede ser dirigido a través de los haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) a un subsistema distal (-20-) para crear una lesión con patrón (-50-) en un ojo (-4-). La figura 4D muestra una foto de un haz de tratamiento con patrón que es suministrado a través de un haz de fibras coherentes y una sonda rotatoria configurada de manera similar a la disposición mostrada en la figura 4C.

5 En algunas realizaciones, el subsistema proximal (-22-) y el subsistema distal (-20-) pueden estar contenidos en cuerpos envolventes independientes y estar acoplados a través de un haz de fibras coherentes (-28-). Dado que el subsistema distal (-20-) del sistema (-300-) es sustancialmente más pequeño que el sistema de barrido o de modelado (-10-) del sistema (-100-), esta configuración disminuye de manera deseable la cantidad de hardware requerido cerca del dispositivo de suministro y, en consecuencia, disminuye la cantidad de hardware requerido cerca del paciente.

10 Adicionalmente, dado que la lámpara de hendidura (-6-), la sonda rotatoria (-18-) y el LIO (-16-) pueden incluir cada uno un subsistema distal (-20-) o estar conectados al mismo, los haces de fibra coherentes (-28-, -30-, -32-) permiten que el subsistema proximal (-22-) distribuya un haz de tratamiento por patrón al ojo de un paciente no solamente a través de la lámpara de hendidura (-6-), sino también a través de la sonda rotatoria (-18-) y el LIO (-16-) a través de los subsistemas distales (-20-).

15 La figura 5 muestra una vista más detallada de los aspectos del sistema modular de tratamiento por láser (-300-). Tal como se muestra en la figura 5, el subsistema proximal (-22-) incluye una fuente de láser (-38-) configurada para transmitir un haz láser individual. En algunas realizaciones, la fuente de láser (-38-) puede incluir un láser de Argón, un láser de criptón, un láser de diodos, un láser de Nd-YAG, o cualquier otro láser de ondas de pulsos o continua adecuadas para la terapia ocular. El haz generado por la fuente de láser (-38-) puede ser continuo o de pulsos con una duración de aproximadamente 1 ms a aproximadamente 1 segundo, puede tener una potencia de aproximadamente 30 mW a aproximadamente 2 W, puede tener un diámetro de aproximadamente 50  $\mu\text{m}$  a aproximadamente 500  $\mu\text{m}$  (por ejemplo, aproximadamente 60  $\mu\text{m}$  o aproximadamente 400  $\mu\text{m}$ ), y puede tener una longitud de onda en el espectro visible (por ejemplo, 532 nm, 561, nm, 577 nm, 647 nm, 659 nm o 670 nm) o una longitud de onda en el espectro no visible (por ejemplo, 810 nm).

25 En algunas realizaciones, la fuente de láser (-38-) puede generar un haz de baja potencia que tiene una potencia media de menos de 1,2 mW y una longitud de onda visible (por ejemplo, 635 nm o 640 nm) para ser utilizada como un haz de alineación. El operador del sistema modular de tratamiento por láser (-300-) puede utilizar el haz de alineación para apuntar el dispositivo de suministro mediante el posicionamiento del haz de alineación sobre el sitio objetivo del paciente antes de suministrar el haz de tratamiento. Una vez el dispositivo de suministro está posicionado sobre el sitio objetivo, el operador puede activar el sistema modular de tratamiento por láser (-300-), haciendo que la fuente de láser (-38-) suministre en su lugar un haz de tratamiento sustancialmente en la misma ubicación que el haz de alineación suministrado anteriormente.

35 La activación de la fuente de láser (-38-) (por ejemplo, la duración del pulso, la potencia, la longitud de onda, etc.) puede ser controlada por un controlador (-51-). El controlador (-51-) puede incluir un procesador general o con una aplicación concreta configurado para controlar los diversos componentes del subsistema proximal (-22-), tales como la fuente de láser (-38-), el selector del tamaño de punto (-39-) y el hardware de barrido (-36-). El controlador (-51-) puede incluir además un medio de almacenamiento legible por ordenador para proporcionar las instrucciones al procesador para su ejecución. Dichas instrucciones, denominadas, en general como "código de programa de ordenador" (que pueden ser agrupadas en la forma de programas de ordenador u otros agrupamientos), cuando se ejecutan, permiten que el procesador lleve a cabo características o funciones de las realizaciones del aparato y los procesos descritos en las mismas. En algunos ejemplos, el medio de almacenamiento legible por ordenador puede incluir una memoria principal, tal como una memoria de acceso aleatorio (RAM) u otra memoria dinámica, para almacenar información e instrucciones a ejecutar por un procesador. La memoria principal puede ser utilizada además para almacenar variables temporales u otra información intermedia durante la ejecución de las instrucciones a ejecutar por el procesador. El medio de almacenamiento legible por ordenador puede incluir del mismo modo una memoria de sólo lectura ("ROM") u otro dispositivo de almacenamiento estático acoplado para almacenar información estática e instrucciones para el procesador.

50 El subsistema proximal (-22-) puede incluir además un selector de tamaño de punto (-39-) para ajustar el "tamaño de punto" del haz de tratamiento suministrado al paciente. El "tamaño de punto" de un haz se refiere al tamaño de las zonas de concentración de energía láser (-21-) del haz. El selector del tamaño de punto (-39-) puede incluir óptica para cambiar el aumento de forma continua, una torreta giratoria de diferentes ópticas de aumento, o cualquier otra disposición óptica utilizada para cambiar el aumento conocida por los expertos en la técnica. El selector de tamaño de punto (-39-) puede estar configurado para recibir el haz de láser individual de la fuente de láser (-38-) y ajustar de manera selectiva el tamaño del haz láser individual variando el aumento seleccionado. El haz láser individual puede apuntar al selector de tamaño de punto (-39-), puede ser dirigido al selector de tamaño de punto (-39-) mediante una fibra óptica, o puede ser dirigido al selector de tamaño de punto (-39-) de la fuente láser por espacio libre con relé u óptica de colimación. Dado que el haz láser individual es utilizado para generar el haz de tratamiento emitido por el subsistema proximal (-22-), el selector de tamaño de punto (-39-) puede ser utilizado para ajustar el "tamaño de punto" del haz de tratamiento suministrado al paciente ajustando el tamaño del haz láser individual generado por la fuente de láser (-38-). El aumento seleccionado del selector de tamaño de punto (-39-) puede ser controlado por el controlador (-51-).

65 El subsistema proximal (-22-) incluye además el hardware de barrido (-36-) que utiliza el haz láser individual de tamaño ajustado por el selector de tamaño de punto (-39-) para generar un haz de tratamiento individual o un haz de

tratamiento por patrón. En algunas realizaciones, el hardware de barrido (-36-) puede incluir una lente de colimación (no mostrada), un primer y segundo dispositivos de barrido (no mostrados), tal como galvanómetros, dispositivos MEMS, polígonos rotatorio o similares, y un conjunto opcional de lentes de relé (no mostradas) que separan el primer y segundo dispositivos de barrido. La lente de colimación puede estar configurada para recibir el haz láser individual con tamaño ajustado desde el selector de tamaño de punto (-39-). La salida de la lente de colimación puede ser un haz colimado que puede ser dirigido a un primer dispositivo de barrido, tal como un galvanómetro, un dispositivo MEMS, un polígono rotatorio o similares. La posición del primer dispositivo de barrido puede ser controlada con precisión utilizando un sistema de control por ordenador (por ejemplo, el controlador (-51-)) para apuntar el haz colimado a un segundo dispositivo de barrido, tal como un galvanómetro, un dispositivo MEMS, un polígono rotatorio, o similares. El segundo dispositivo de barrido puede estar configurado para responder al sistema de control por ordenador (por ejemplo, el controlador (-51-)) para ajustar el haz colimado en una dirección ortogonal a la dirección de ajuste del primer dispositivo de barrido. En otras palabras, el par de dispositivos de barrido pueden ser utilizados para ajustar la posición cartesiana X-Y del haz de tratamiento (-26-) con respecto al objetivo del microscopio (-48-) y la cara proximal (-72-) del haz de fibras coherentes (-28-). En algunos ejemplos, esto se puede realizar desplazando un haz de tratamiento individual con respecto al objetivo del microscopio (-48-) y la cara proximal (-72-). En otros ejemplos, los dispositivos de barrido pueden sincronizarse con los pulsos generados por la fuente de láser (-38-) y pasar cíclicamente por varias posiciones relativamente rápido para generar un efecto con patrón que tiene múltiples zonas de concentración de energía láser (-21-), tal como las mostradas en las figuras 2B a E. En el sistema representado, el haz que abandona el segundo dispositivo de barrido del hardware de barrido (-36-) es dirigido a través de un conjunto especializado de lentes conocido como un objetivo del microscopio (-48-) y directamente a la cara en sección transversal abierta del extremo proximal (-72-) de un haz de fibras coherentes (-28-). El objetivo del microscopio (-48-) puede tener una apertura numérica baja para maximizar la eficiencia de la potencia.

El sistema modular de tratamiento por láser (-300-) incluye además un subsistema distal (-20-) para recibir y suministrar la salida de láser generada por el subsistema proximal (-22-). El subsistema distal (-20-) puede comprender el hardware mínimo requerido para recibir y suministrar el haz de tratamiento con patrón generado por el subsistema proximal (-22-) al paciente. Por ejemplo, el subsistema distal (-20-) puede incluir interfaces para el haz de fibras coherentes (-28-) y un módulo de ajuste de campo (-41-) para ajustar el campo de visión del subsistema distal (-20-). El módulo de ajuste de campo (-41-) puede incluir óptica para el cambio de aumento continuo, una torreta giratoria con óptica de diferentes aumentos o cualquier otra disposición de óptica utilizada para cambiar el aumento conocida por los expertos en la técnica. En algunas realizaciones, el subsistema distal (-20-) puede incluir un controlador (no mostrado) similar al controlador (-51-) para seleccionar el campo de visión ajustando el aumento del módulo de ajuste de campo (-41-). En otras realizaciones, la selección puede ser realizada manualmente por el usuario. El módulo de ajuste del campo (-41-) puede estar configurado para recibir el haz de tratamiento del haz de fibras coherentes (-28-) y ajustar, de manera selectiva, el campo de visión del subsistema distal (-20-) variando el aumento seleccionado. Por ejemplo, aumentando el aumento, el módulo de ajuste del campo (-41-) puede disminuir el campo de visión, aumentando de este modo la densidad de píxeles del haz de tratamiento emitido por el subsistema distal (-20-). De manera similar, disminuyendo el aumento, el módulo de ajuste del campo (-41-) puede aumentar el campo de visión que puede ser abordado por el subsistema distal (-20-). Se debe apreciar que aunque la figura 5 muestra el acoplamiento entre el subsistema proximal (-20-) y el subsistema distal (-22-) a través del haz de fibras coherentes (-28-), se puede utilizar un acoplamiento similar entre el subsistema proximal (-22-) y los subsistemas distales (-20-) acoplados a los dispositivos móviles o incluidos dentro de los mismos, tales como el LIO (-16-) y la sonda rotatoria (-18-), a través de haces de fibras coherentes (-30-, -32-).

En esta configuración, el sistema modular de tratamiento por láser (-300-) puede generar y transmitir haces de tratamiento con patrón que tienen cualquier patrón y tamaño de punto deseados a un dispositivo de suministro a través de haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) ajustando la salida de láser del subsistema proximal (-22-). Esto puede realizarse sin modificar la disposición física de los componentes en el sistema modular de tratamiento por láser (-300-). Por ejemplo, las figuras 6A a C muestran una secuencia de patrones que pueden ser generados y emitidos por un dispositivo de suministro sin desplazar el dispositivo de suministro o los componentes del interior del dispositivo de suministro.

Comenzando en la figura 6A, el subsistema proximal (-22-) puede generar y proyectar un haz de tratamiento individual (-61-) sobre una ubicación sobre la cara proximal (-72-) de un haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-). La posición del haz de tratamiento individual (-61-) sobre la cara proximal (-72-) puede ser controlada utilizando el hardware de barrido (-36-) del subsistema proximal (-22-), aunque el tamaño de punto puede ser ajustado utilizando el selector de tamaño de punto (-39-). En respuesta, el haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) puede emitir el haz de tratamiento individual (-61-) de una ubicación sobre la cara distal (-74-) que corresponde a la ubicación de entrada sobre la cara proximal (-72-).

A continuación, el subsistema proximal (-22-) puede generar y proyectar tal como se muestra en la figura 6B, un haz de tratamiento con patrón (-63-) sobre la cara proximal (-72-) del haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-). En este ejemplo, el haz de tratamiento con patrón (-63-) tiene el mismo tamaño de punto que el de tratamiento individual (-61-) de la figura 6A, pero sin embargo incluye múltiples zonas de energía de láser concentradas dispuestas en un patrón circular. El haz de tratamiento por patrón (-63-) puede ser generado rápidamente pasando cíclicamente entre

el primer y el segundo dispositivos de barrido del hardware de barrido (-36-) a través de múltiples posiciones, donde cada posición corresponde a una zona diferente de energía láser concentrada. Como resultado, el haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) puede emitir un haz de tratamiento por patrón (-63-) de las ubicaciones sobre la cara distal (-74-) que se corresponden con las ubicaciones de entrada sobre la cara proximal (-72-).

5 A continuación, el subsistema proximal (-22-) puede generar y proyectar, tal como se muestra en la figura 6C, otro haz de tratamiento por patrón (-65-) sobre la cara proximal (-72-) del haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-). El haz de tratamiento por patrón (-65-) tiene el mismo número de zonas de energía láser concentrada dispuestas en el mismo patrón circular que el haz de tratamiento por patrón (-63-) de la figura 6B, pero en este ejemplo, tiene  
10 tamaños de puntos mayores. El haz de tratamiento por patrón (-65-) puede ser generado rápidamente pasando cíclicamente entre el primer y el segundo dispositivos de barrido del hardware de barrido (-36-) a través de múltiples posiciones de la misma manera requerida para crear el haz de tratamiento por patrón (-63-). No obstante, el selector del tamaño de punto (-39-) puede ser utilizado para aumentar el tamaño de punto del haz de tratamiento por patrón (-65-). Como resultado, el haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) puede emitir el haz de tratamiento por patrón  
15 (-65-) de las ubicaciones sobre la cara distal (-74-) que corresponden a las ubicaciones de entrada sobre la cara proximal (-72-).

De una manera similar, el sistema modular de tratamiento por láser (-300-) puede trazar un patrón continuo utilizando un haz de tratamiento individual. Por ejemplo, la figura 7A muestra un haz de tratamiento individual (-81-) proyectado sobre el extremo proximal (-72-) de un haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) por el subsistema proximal (-22-). El haz de tratamiento individual (-81-) se desplaza a lo largo del patrón rectangular (-83-) mediante el hardware de barrido (-36-) dentro del subsistema proximal (-22-). A medida que el haz de tratamiento individual (-81-) se desplaza en la dirección indicada por la flecha (-85-), se emite un haz en el extremo distal del haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) en la posición correspondiente de la cara del haz. De este modo, el patrón trazado  
20 sobre el extremo proximal (-72-) de un haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) se reproduce en el extremo distal. La figura 7B muestra la lesión (-87-) creada aplicando la salida del haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) a un lado objetivo cuando el haz de tratamiento individual (-81-) se proyecta en el haz tal como se muestra en la figura 7A. De este modo, el sistema modular de tratamiento por láser (-300-) puede generar una lesión con patrón utilizando un haz de tratamiento individual sin requerir que se desplace el dispositivo de suministro o los  
25 componentes del interior del dispositivo de suministro. En otras palabras, el dispositivo de suministro se puede situar estacionario con respecto al ojo del paciente, mientras que el subsistema proximal (-22-) desplaza el haz de tratamiento dentro del haz de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) para generar el patrón de lesión deseado.  
30

La figura 8 muestra otro sistema modular de tratamiento por láser (-800-) a modo de ejemplo que es similar al sistema modular de tratamiento por láser (-300-), excepto porque el sistema modular de tratamiento por láser (-800-) carece de la selección del tamaño de punto y de la capacidad de ajuste del campo de visión del sistema modular de tratamiento por láser (-300-). De manera similar al sistema modular de tratamiento por láser (-300-), el sistema modular de tratamiento por láser (-800-) incluye un subsistema proximal (-22-) y un subsistema distal (-20-).  
35

El subsistema proximal (-22-) incluye una fuente de láser (-38-) configurada para transmitir un haz láser individual de una fuente láser (-38-). La activación de la fuente láser (-38-) (por ejemplo, la duración del pulso, la potencia, la longitud de onda, etc.) puede ser controlada por el controlador (-51-). El subsistema proximal (-22-) incluye, además, el hardware de barrido que utiliza el haz individual generado por la fuente láser (-38-) para generar un haz de tratamiento individual o un haz de tratamiento por patrón. El hardware de barrido puede incluir una lente de colimación (-44-), un primer y un segundo dispositivo de barrido, tal como galvanómetros (-34-, -36-), dispositivos MEMS, polígonos rotatorios o similares, y un conjunto de lentes de relé (-46-). La lente de colimación (-44-) puede estar configurada para recibir el haz láser individual generado por la fuente láser (-38-) a través de una fibra óptica (-42-). La salida de la lente de colimación (-44-) puede ser un haz colimado que puede ser dirigido a un dispositivo de barrido, tal como un galvanómetro (-34-), dispositivo MEMS, polígono giratorio o similar. La posición del primer galvanómetro (-34-) puede ser controlada con precisión utilizando un sistema de control por ordenador (por ejemplo, el controlador (-51-)) para apuntar el haz colimado a través de un conjunto de lentes de relé (-46-) a un segundo dispositivo de barrido, tal como un segundo galvanómetro (-36-), dispositivo MEMS, polígono giratorio o similares. El segundo dispositivo de barrido puede estar configurado para responder al sistema de control por ordenador (por ejemplo, el controlador (-51-)) para ajustar el haz colimado en una dirección ortogonal a la dirección de ajuste del primer galvanómetro (-34-). En otras palabras, el par de galvanómetros (-34-, -36-) puede ser utilizado para ajustar la posición cartesiana X-Y del haz de tratamiento (-26-) con respecto al objetivo del microscopio (-48-) y la cara proximal (-72-) del haz de fibras coherentes (-28-). En algunos ejemplos, esto se puede realizar desplazando un haz de tratamiento individual con respecto al objetivo del microscopio (-48-) y la cara proximal (-72-). En otros ejemplos, los dispositivos de barrido pueden ser sincronizados con los pulsos generados por la fuente láser (-38-) y pasan cíclicamente a través de diversas posiciones relativamente rápido para generar un efecto con patrón que tiene  
40 múltiples zonas de concentración de láser (-21-), tales como las mostradas en las figuras 2B a E.  
45  
50  
55  
60

El sistema modular de tratamiento por láser (-800-) incluye además un subsistema distal (-20-) similar al del sistema modular de tratamiento por láser (-300-), excepto porque el módulo de campo de ajuste (-41-) es sustituido por óptica de proyección (-40-) (por ejemplo, un espejo giratorio). El subsistema distal (-20-) puede recibir el haz de tratamiento desde el subsistema proximal (-22-) y emitir el haz de tratamiento de una manera similar a la descrita  
65



anteriormente para el sistema de tratamiento por láser (-300-).

La figura 9 muestra una configuración del sistema (-900-) a modo de ejemplo que presenta un subsistema proximal (-22-) posicionado con capacidad de desplazamiento acoplado a un subsistema distal (-20-) con un haz de fibras coherentes (-28-). El subsistema distal (-20-) está acoplado a una configuración de lámpara de hendidura (-6-) y puede ser utilizado para suministrar haces de tratamiento individuales y haces de tratamiento con patrón al ojo de un paciente. Se representa un pedal de pie (-64-) para accionar diversos estados del subsistema proximal (-22-), tales como apagar o encender la irradiación láser. De manera alternativa, en otras realizaciones, la configuración del sistema (-900-) puede incluir una interfaz gráfica de usuario ("GUI") en lugar del pedal de pie (-64-) para activar los diversos estados del subsistema proximal (-22-). La configuración del sistema (-900-) puede incluir además interfaces para soportar dispositivos móviles, tales como un LIO, una sonda rotatoria o similares. Los dispositivos móviles pueden estar acoplados al subsistema proximal (-22-) mediante haces de fibras coherentes para suministrar haces de tratamiento individuales y haces de tratamiento con patrón al ojo de un paciente. De manera alternativa, los dispositivos móviles pueden estar acoplados al subsistema proximal (-22-) mediante fibras multimodo convencionales para proporcionar un tratamiento por haz individual convencional.

La figura 10 muestra otra configuración del sistema (-1000-) a modo de ejemplo que presenta un subsistema proximal (-22-) ubicado en el escritorio acoplado a un subsistema distal (-20-) a través de un haz de fibras coherentes (-28-). El subsistema distal (-20-) está acoplado a una configuración de lámpara de hendidura (-6-) y puede ser utilizado para suministrar haces de tratamiento individuales y haces de tratamiento con patrón al ojo de un paciente. También se muestra como parte del subsistema proximal (-22-) un bus (-66-) de la interfaz del haz de fibras coherentes que puede ser alimentado por los galvanómetros de barrido y puede ser utilizado para dirigir haces de tratamiento individuales y haces de tratamiento con patrón a un LIO (-16-), una sonda rotatoria (no mostrada, se puede utilizar el puerto (-68-)) o un subsistema proximal de lámpara de hendidura (-20-) a través de un haz de fibras coherentes (-28-). En algunos ejemplos, se pueden utilizar grandes movimientos (por ejemplo, +/- 18 grados) de los galvanómetros para seleccionar puertos de fibras diferentes, mientras que los movimientos más pequeños se pueden utilizar dentro del puerto para crear patrones sobre la fibra. De manera alternativa, los divisores de haz dentro del subsistema proximal (-22-) pueden ser utilizados en lugar de los galvanómetros. Se puede incluir otro bus (no mostrado) de haz individual para facilitar la compatibilidad del subsistema proximal (-22-) con el LIO de haz individual convencional o el hardware de sonda rotatoria, permitiendo que el subsistema proximal (-22-) transmita un haz de láser individual a través de fibras multimodo convencionales a dichos dispositivos.

Haciendo referencia a la figura 11, se representa una configuración del sistema (-1100-) a modo de ejemplo con un subsistema proximal (-22-) posicionado con capacidad de movimiento acoplado a una interfaz (-23-) con un haz de fibras coherentes (-29-). La interfaz (-23-) puede incluir acoplamientos entre haces de fibras coherentes que tienen el mismo tamaño o tamaños diferentes (por ejemplo, los mismos diámetros o diámetros diferentes o el mismo número de píxeles o número de píxeles diferentes). La interfaz (-23-) está acoplada a un microscopio (-70-) del tipo de sala de operaciones y puede ser utilizado para suministrar haces de tratamiento individuales y haces de tratamiento con patrón al ojo de un paciente a través de una sección adicional del haz de fibras coherentes (-32-), que puede estar acoplado de manera fija o de modo desmontable al brazo del microscopio y estar acoplado por último a una sonda rotatoria (-18-) que comprende un subsistema distal (-20-) (no mostrado). Los acoplamientos entre partes de extremo a extremo (o cara de sección transversal a cara de sección transversal) del haz de fibras coherentes puede conseguirse de manera eficiente utilizando el hardware óptico de tipo de generación de imágenes 1:1 convencional, que presenta lentes tales como las lentes de vidrio tradicionales, las lentes de plástico moldeadas por inyección, óptica reflectora tal como espejos, lentes de GrIn (índice de gradiente), lentes difractivas y similares. De manera alternativa, se pueden utilizar los factores de escalado, por ejemplo, una fibra mayor (por ejemplo, mayor en diámetro y con un mayor número de píxeles), montada de modo permanente, puede estar acoplada a una fibra de sonda rotatoria menor (por ejemplo, menor en diámetro y con un menor número de píxeles) para evitar una correspondencia de píxel a píxel entre las fibras de acoplamiento. Los equipos desechables, tales como para sondas rotatorias, pueden, por ejemplo, comprender una sonda rotatoria más una longitud nominal acoplada del haz de fibras coherentes, tal como 6 pulgadas mas o menos, y una interfaz de tipo casquillo para trabajar con una configuración del generador de imágenes ópticas 1:1 que puede estar acoplado preferentemente al extremo distal del haz de fibras coherentes que está acoplado más proximal bien al subsistema distal (-20-) o al subsistema proximal (-22-).

La figura 12 muestra un proceso (-1200-) a modo de ejemplo para suministrar niveles terapéuticos de energía láser a través de un haz de fibras coherentes. En el bloque (-1210-), se puede generar un haz de tratamiento. El haz de tratamiento puede tener al menos dos zonas separadas de concentración de energía láser (-21-), en las que un tamaño de como mínimo las dos zonas separadas de concentración de energía láser y un patrón formado por como mínimo dos zonas separadas de concentración de energía láser son ajustables mediante el primer subsistema. Esto puede realizarse, por ejemplo, utilizando un subsistema similar o idéntico al subsistema proximal (-22-) del sistema (-300-). En el bloque (-1220-), la energía láser en la forma de un haz de tratamiento puede ser dirigido a un primer extremo de un haz de fibras coherentes similar o idéntico a los haces de fibras coherentes (-28-, -30-, -32-) del sistema (-300-). En el bloque (-1230-) el haz de tratamiento puede ser recibido de un segundo extremo del haz de fibras coherentes. En algunos ejemplos, esto puede realizarse utilizando un subsistema similar o idéntico al subsistema distal (-20-). En el bloque (-1240-), el haz de tratamiento puede ser suministrado a un paciente. En

algunos ejemplos, el haz de tratamiento puede ser suministrado mediante una lámpara de hendidura, LIO, sonda rotatoria o similar, para generar un patrón de lesión deseada en el ojo de un paciente.

5 Los aspectos de las realizaciones y los ejemplos que no entran dentro del alcance de las reivindicaciones se dan a conocer por propósitos ilustrativos únicamente y no forman parte de la presente invención. La invención está definida en las reivindicaciones tal como se expone a continuación.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (300) para intervenciones por láser del ojo (4) de un paciente (2), comprendiendo el sistema:
- 5 un haz de fibras coherentes (28) que comprende un primer extremo (72) y un segundo extremo (74);  
un primer subsistema (22) acoplado al primer extremo del haz de fibras coherentes, **caracterizado porque** el primer subsistema está configurado para:
- 10 generar un haz de tratamiento por patrón (63) que comprende como mínimo dos zonas separadas de concentración de energía láser (21), en las que un tamaño de como mínimo dos zonas separadas de concentración de energía láser y un patrón formado por como mínimo dos zonas separadas de concentración de energía láser son ajustables mediante el primer subsistema; y  
dirigir el haz de tratamiento por patrón al primer extremo del haz de fibras coherentes;
- 15 y  
un segundo subsistema (20) acoplado al segundo extremo del haz de fibras coherentes, estando configurado el segundo subsistema para:
- 20 recibir el haz de tratamiento por patrón desde el segundo extremo del haz de fibras coherentes; y  
transmitir el haz de tratamiento por patrón al ojo del paciente.
2. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer subsistema está configurado para dirigir el haz de tratamiento por patrón a una parte del primer extremo del haz de fibras coherentes, y en el que el segundo subsistema está configurado para recibir el haz de tratamiento por patrón de una parte del segundo extremo del haz de fibras coherentes correspondiente a la parte del primer extremo del haz de fibras coherentes.
- 25 3. Sistema según la reivindicación 2, en el que la ubicación relativa de la parte del primer extremo del haz de fibras coherentes con respecto al primer extremo del haz de fibras coherentes es sustancialmente la misma que la ubicación relativa de la parte del segundo extremo del haz de fibras coherentes con respecto al segundo extremo del haz de fibras coherentes.
- 30 4. Sistema según la reivindicación 1, en el que el haz de tratamiento es sustancialmente en una longitud de onda no visible.
- 35 5. Sistema según la reivindicación 1, en el que el haz de tratamiento tiene una potencia en el rango de 30 mW a 2W.
6. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer subsistema comprende:
- 40 una fuente láser (38) configurada para generar un haz láser;  
un selector del tamaño de punto (39) configurado para:
- recibir el haz láser; y  
ajustar el tamaño de, como mínimo, dos zonas separadas de concentración de energía láser ajustando el tamaño del haz láser; y
- 45 hardware de barrido (36) configurado para:
- recibir el haz láser de tamaño ajustado del selector de tamaño de punto; y  
generar el patrón formado por como mínimo dos zonas separadas de concentración de energía láser redirigiendo de manera selectiva el haz láser de tamaño ajustado recibido.
- 50 7. Sistema según la reivindicación 6, en el que la fuente láser está configurado además para generar un haz de alineación que tiene una potencia media de menos de 1,2 mW y sustancialmente a una longitud de onda visible.
- 55 8. Sistema según la reivindicación 6, en el que el hardware de barrido comprende una lente de colimación y un dispositivo de barrido.
9. Sistema según la reivindicación 8, en el que el dispositivo de barrido comprende un galvanómetro, un dispositivo microelectromecánico ("MEMS") o un polígono rotatorio.
- 60 10. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer subsistema comprende además una interfaz para acoplar a un LIO (16) o sonda rotatoria (18) mediante una fibra multimodo, estando la interfaz configurada para transmitir un haz de tratamiento individual a través de la fibra multimodo.
- 65 11. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer subsistema está contenido en un primer cuerpo envolvente que está separada físicamente de un segundo cuerpo envolvente que contiene el segundo subsistema.

12. Sistema según la reivindicación 1, en el que el segundo subsistema está incorporado dentro de una lámpara de hendidura, una sonda rotatoria, o un oftalmoscopio indirecto láser ("LIO").

5 13. Sistema según la reivindicación 12, en el que el segundo subsistema está acoplado a una lámpara de hendidura, una sonda rotatoria o un LIO.

14. Sistema según la reivindicación 1, en el que el segundo subsistema comprende un módulo de ajuste de campo (41) para ajustar un campo de visión.

10

100 ↘

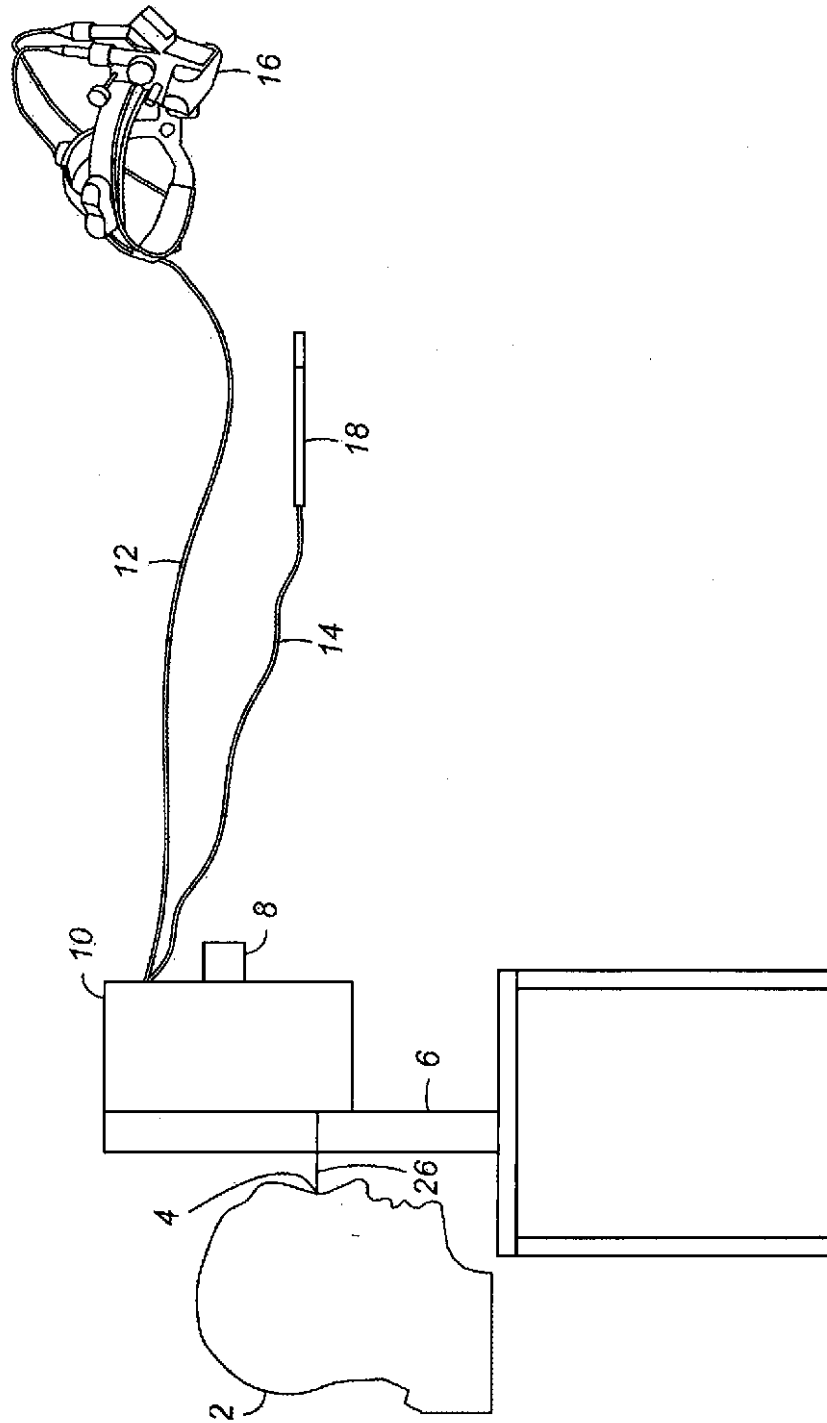
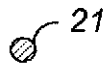
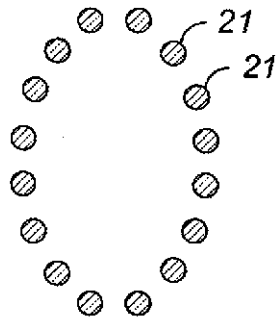


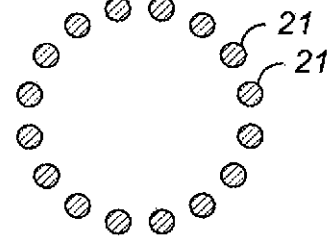
FIG. 1



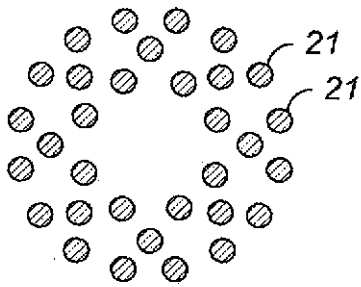
**FIG. 2A**



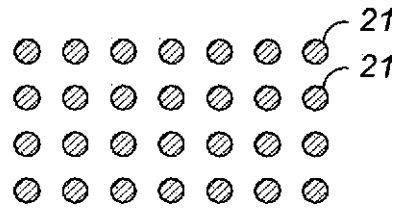
**FIG. 2B**



**FIG. 2C**



**FIG. 2D**



**FIG. 2E**

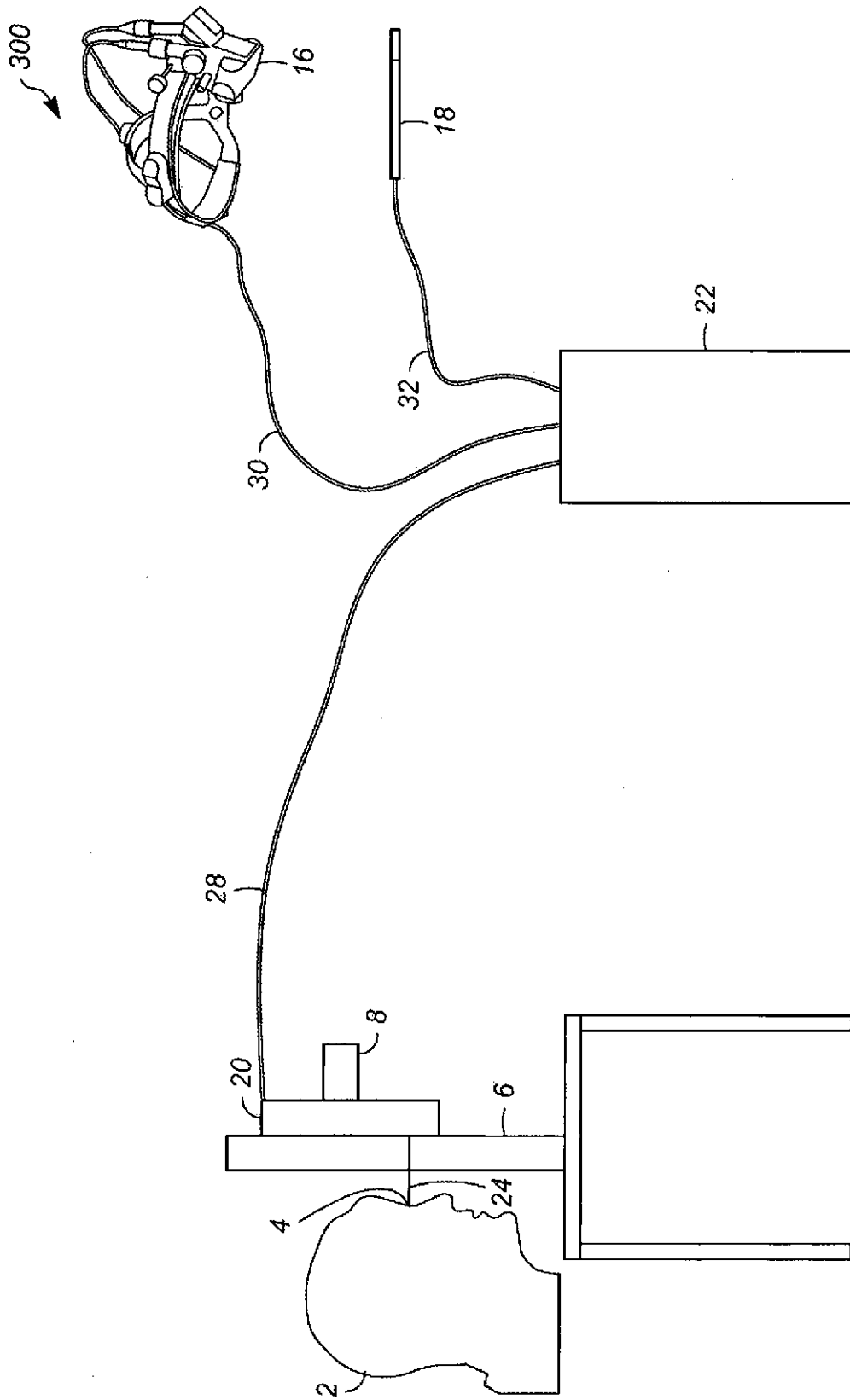


FIG. 3

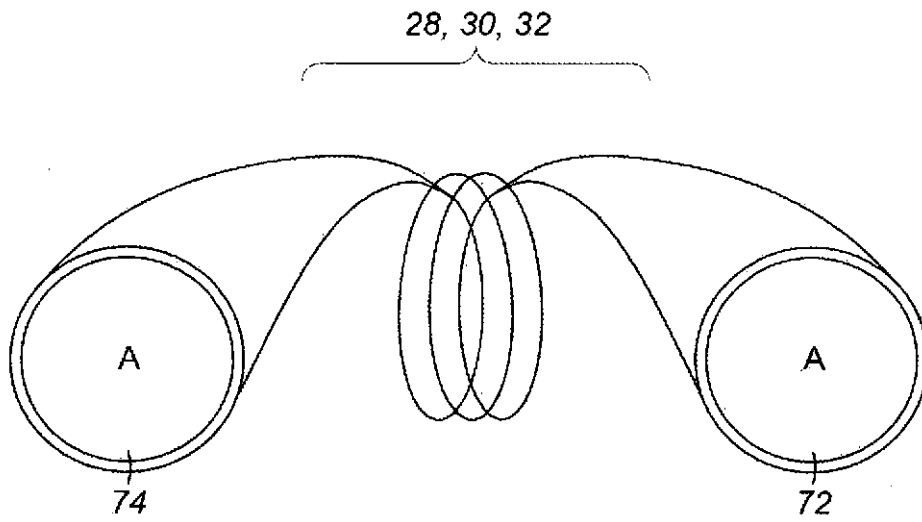


FIG. 4A

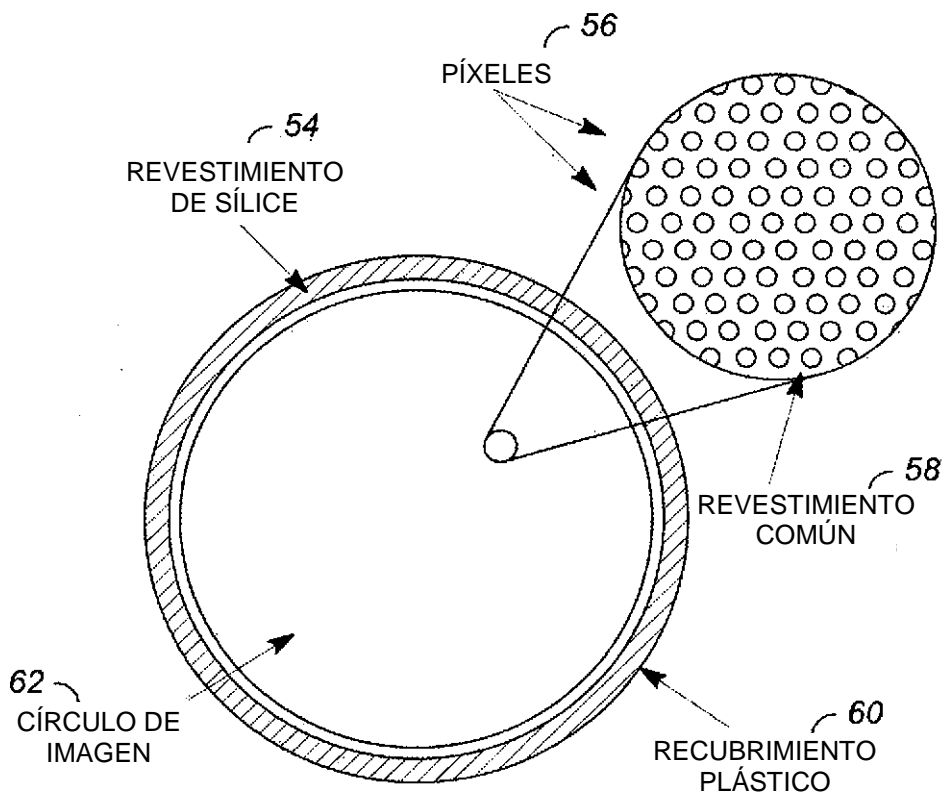


FIG. 4B



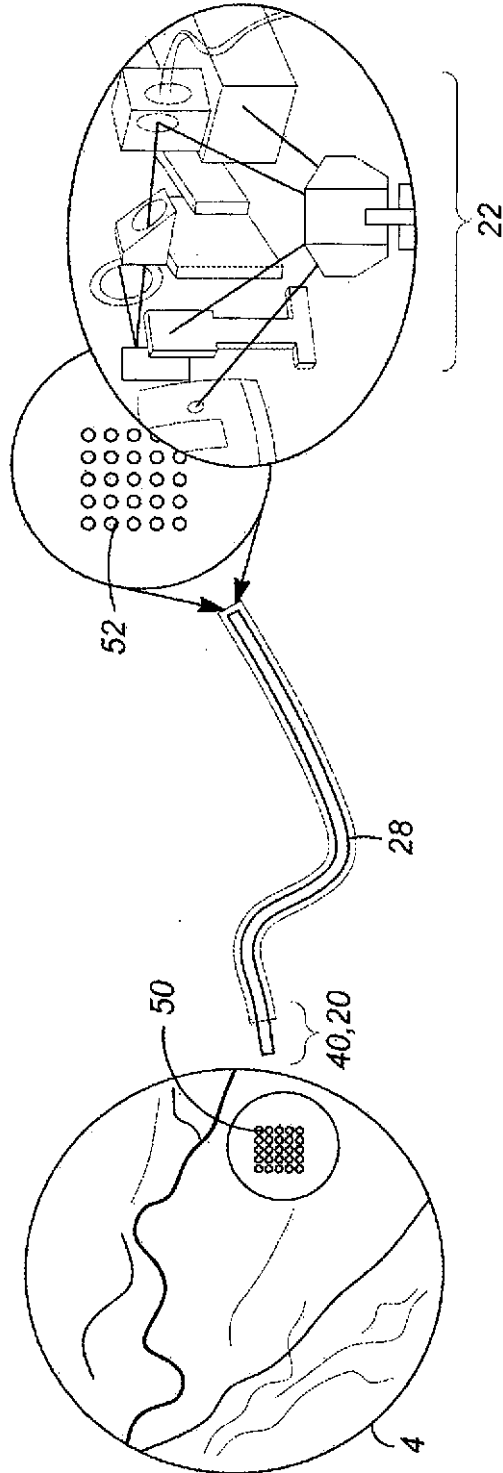
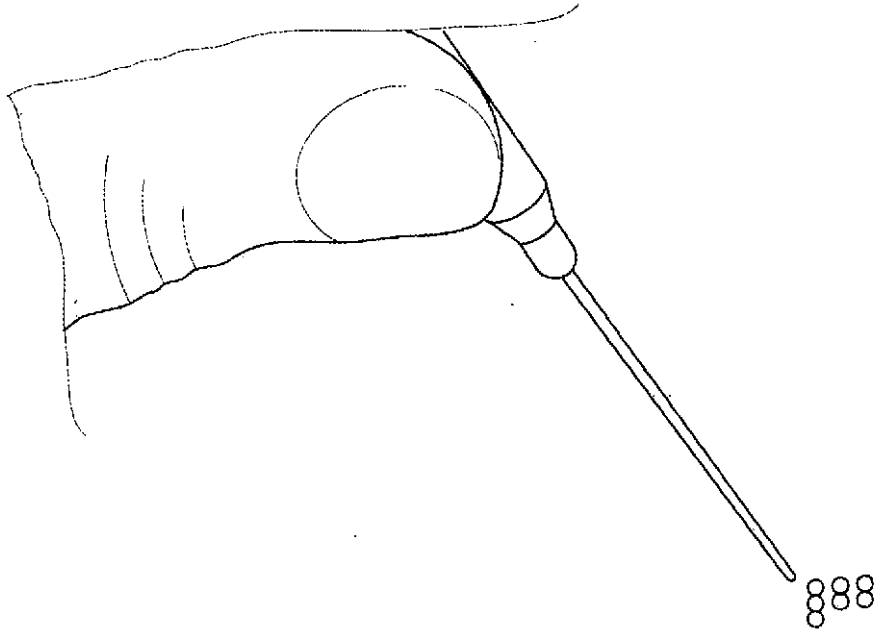


FIG. 4C



**FIG. 4D**

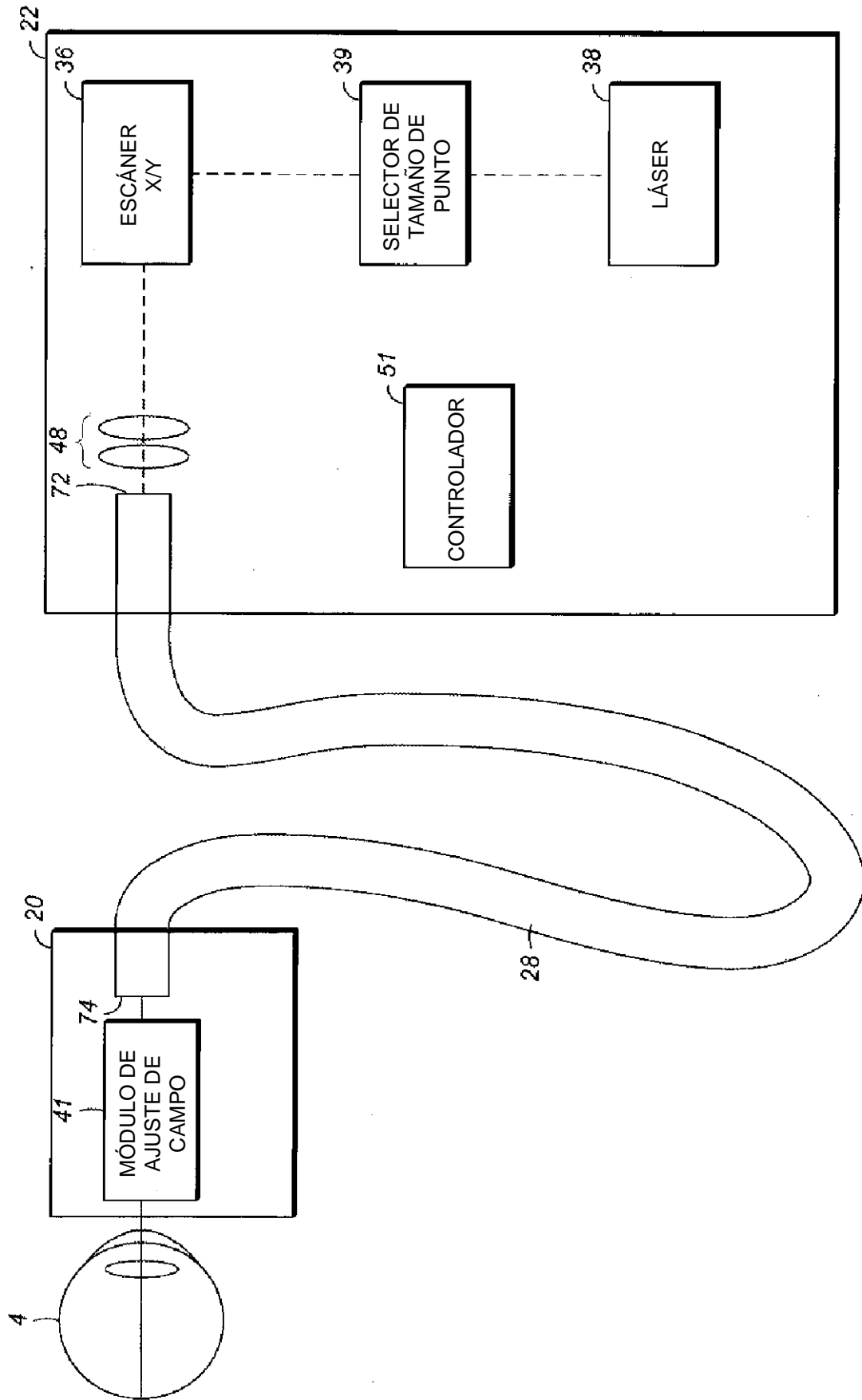


FIG. 5

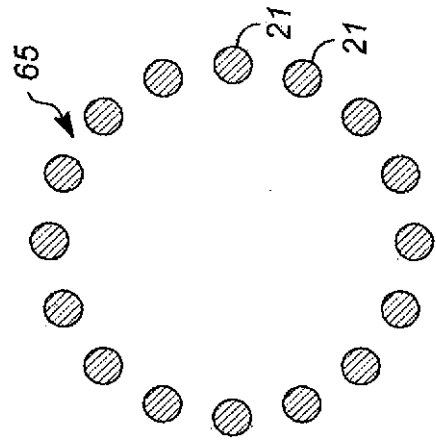


FIG. 6C

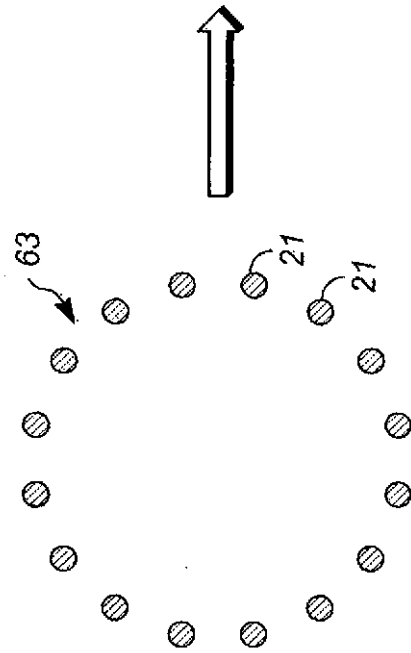
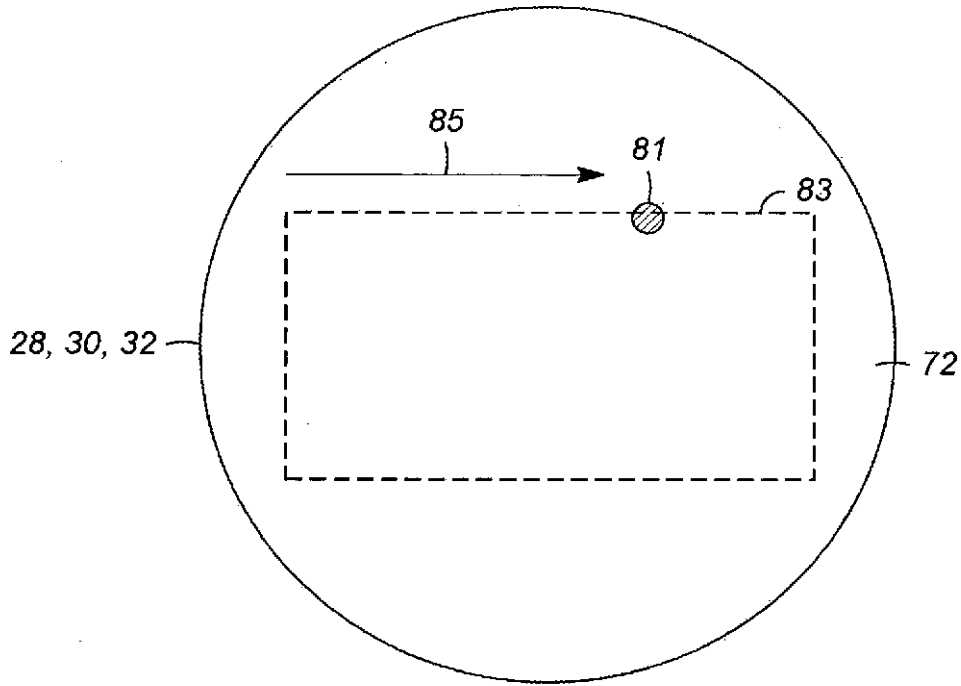


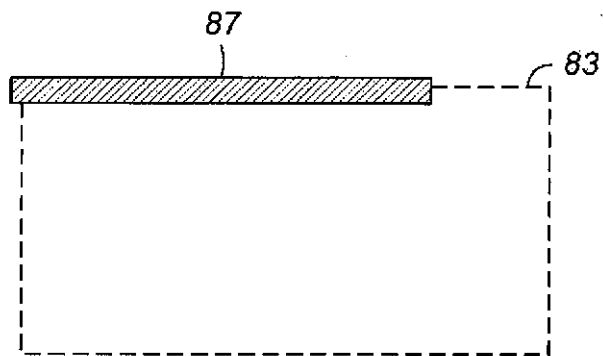
FIG. 6B



FIG. 6A



**FIG. 7A**



**FIG. 7B**

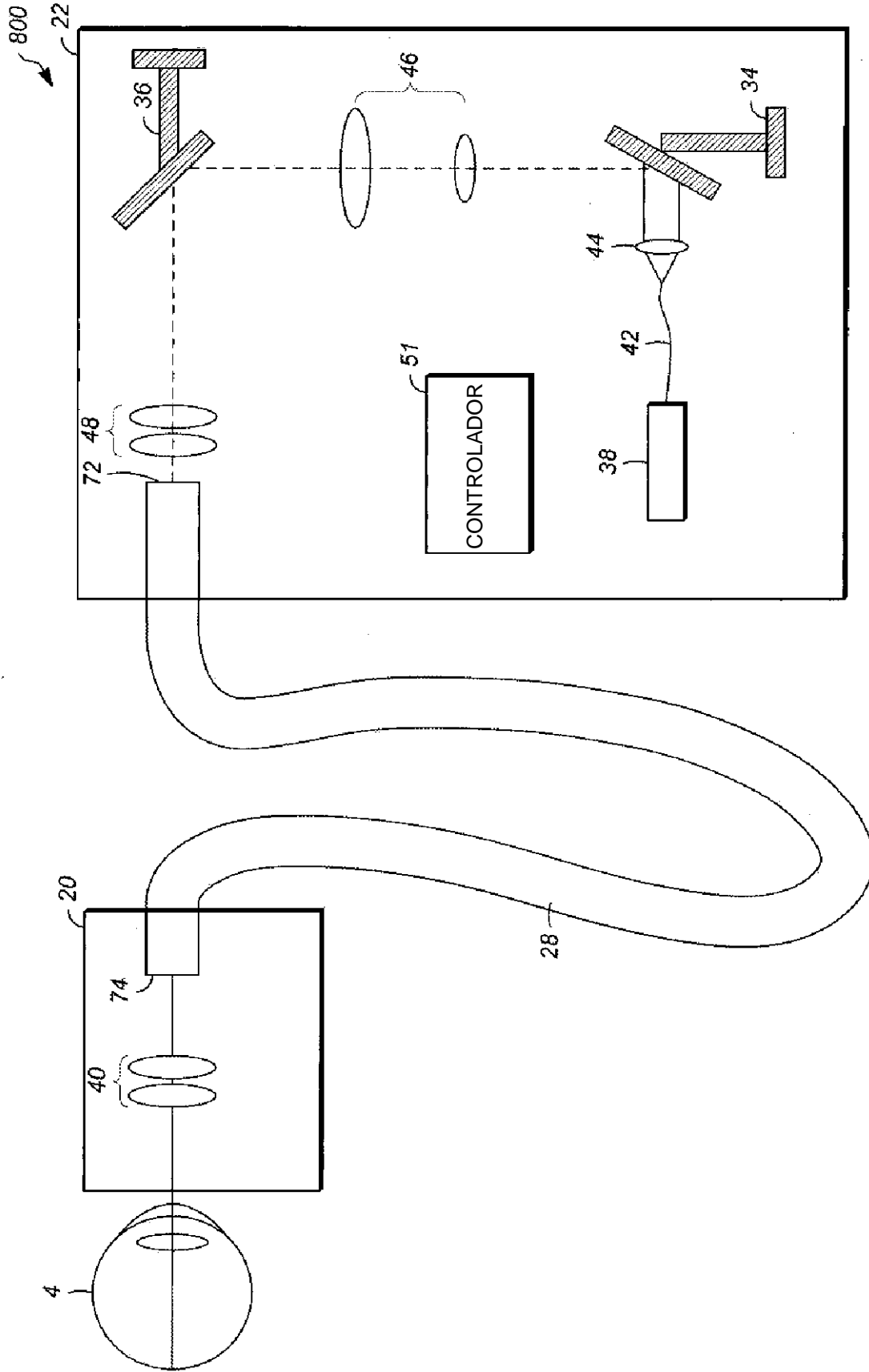
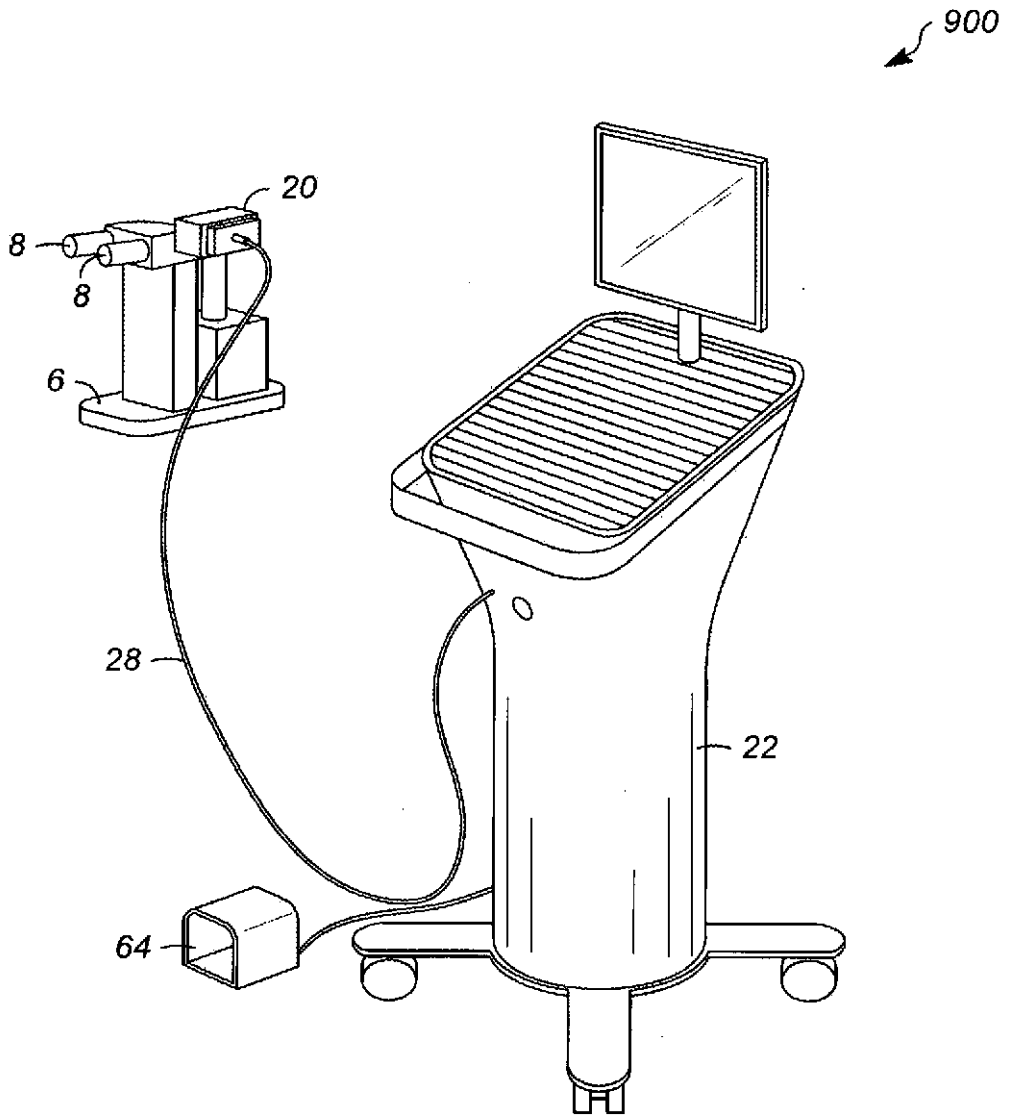
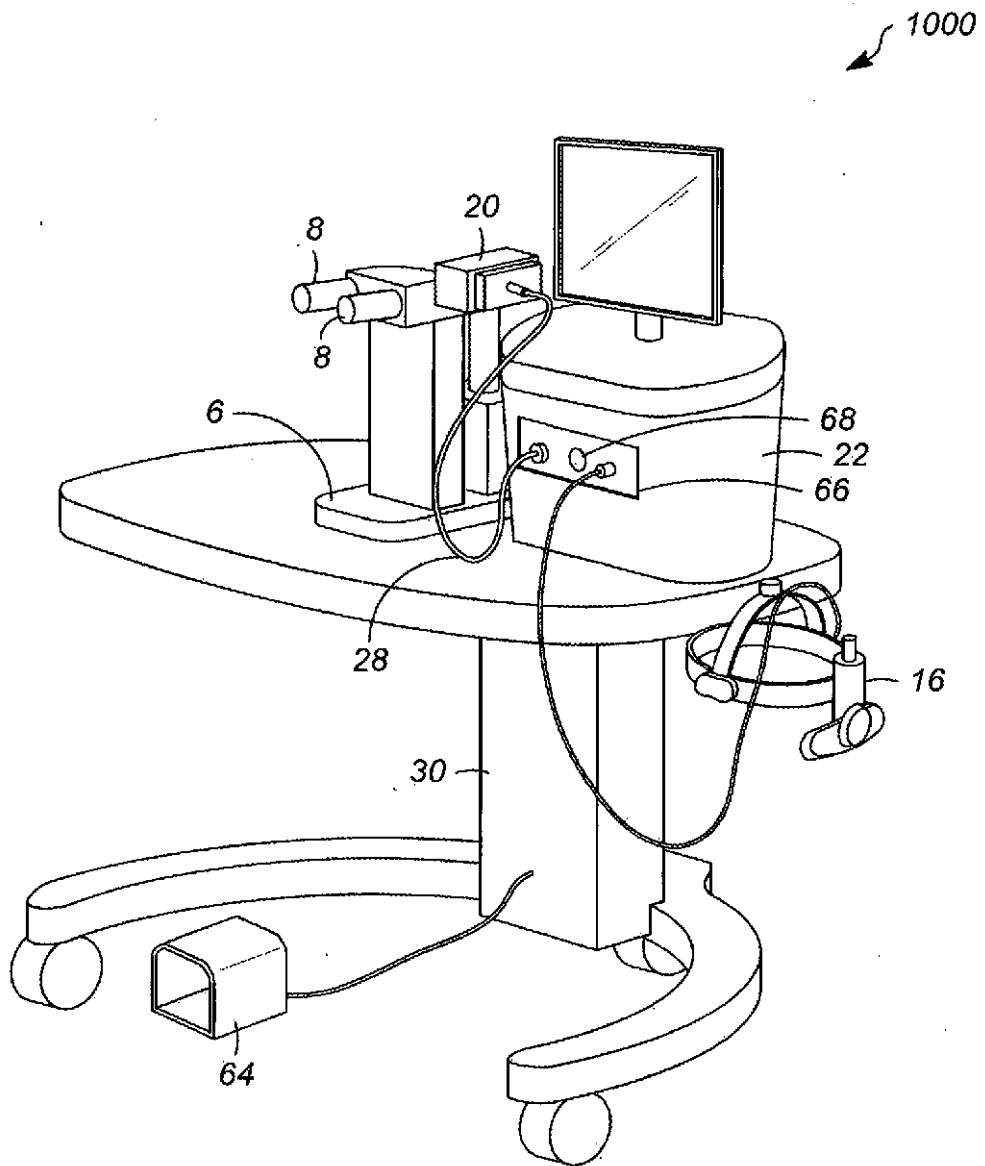


FIG. 8

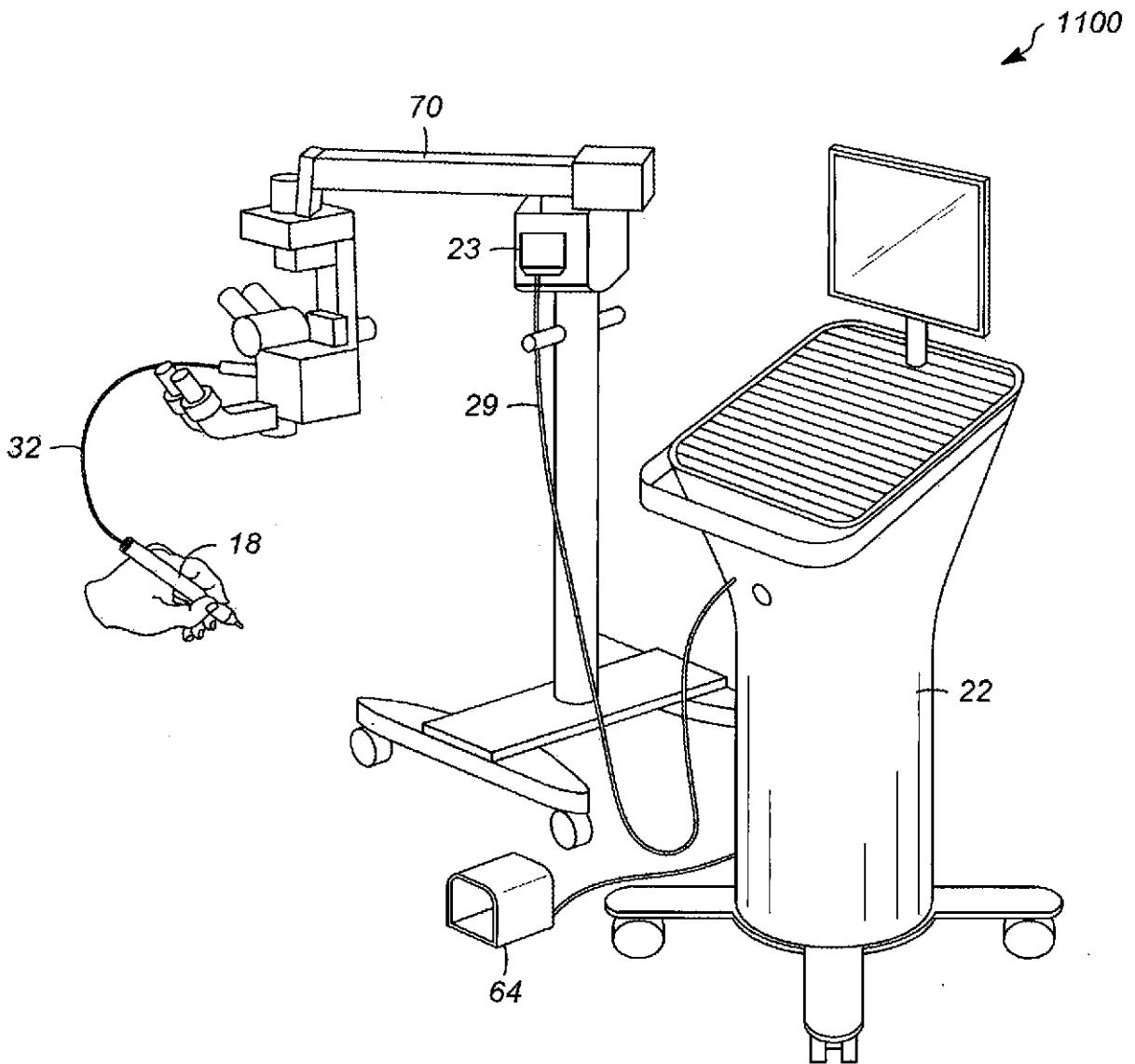


**FIG. 9**

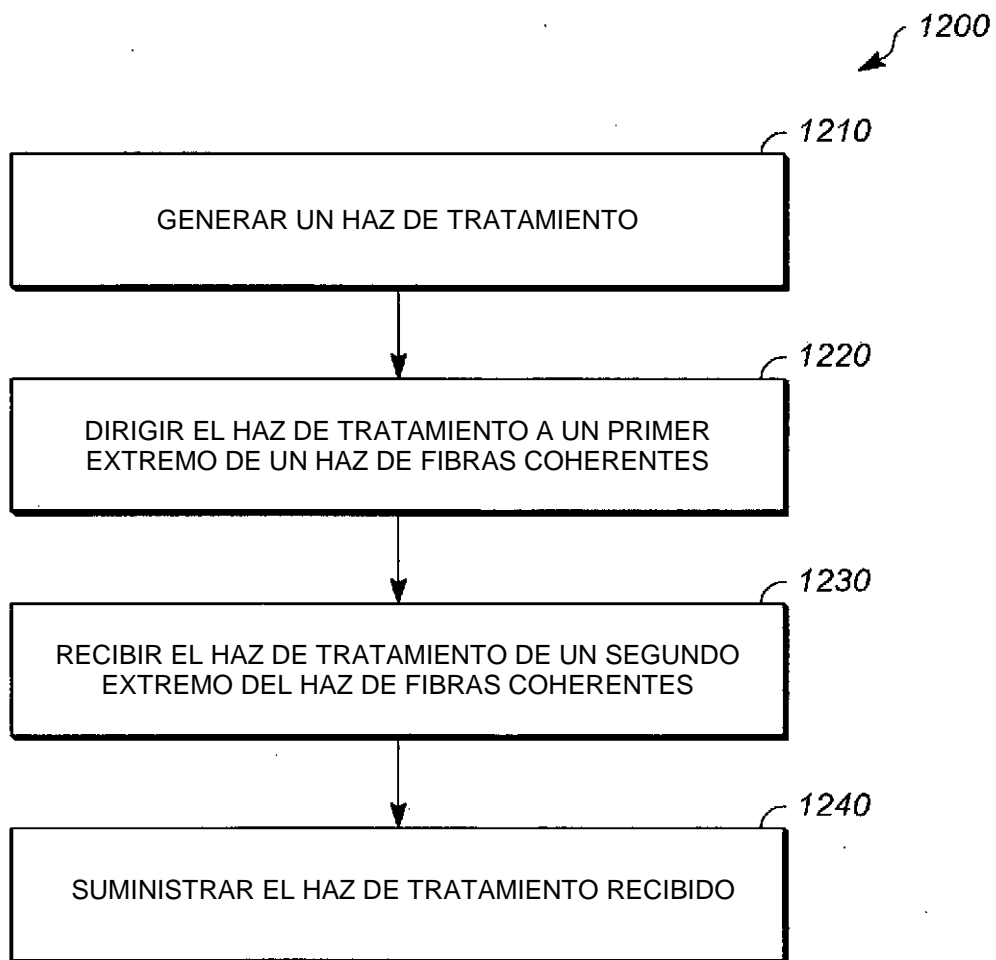


**FIG. 10**





**FIG. 11**



**FIG. 12**