

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 029 960**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61B 18/20 (2006.01)

A61B 18/24 (2006.01)

A61B 18/22 (2006.01)

G02B 6/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.12.2018** **E 23196455 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.03.2025** **EP 4265212**

54 Título: **Sonda láser multipunto iluminada acoplada a múltiples entradas**

30 Prioridad:

12.12.2017 US 201762597550 P

14.12.2017 US 201762598653 P

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

26.06.2025

73 Titular/es:

ALCON INC. (100.00%)

Rue Louis-d'Affry 6

1701 Fribourg, CH

72 Inventor/es:

HORN, JOCHEN;

MIRSEPASSI, ALIREZA y

SMITH, RONALD T.

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 3 029 960 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

Sonda láser multipunto iluminada acoplada a múltiples entradas

ANTECEDENTES

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a una sonda láser multipunto iluminada acoplada a múltiples entradas y más específicamente a sistemas y métodos para crear haces de luz láser multipunto, multiplexar una luz de iluminación y los haces de luz láser multipunto, y entregar la luz multiplexada a una pieza de mano quirúrgica a través de un cable de fibra óptica multinúcleo.

Descripción de la técnica relacionada

10 En muchos procedimientos oftálmicos se requiere que un cirujano utilice una variedad de instrumentos en el ojo del paciente. Por ejemplo, durante una cirugía vitreoretiniana, un cirujano manipula frecuentemente una primera pieza de mano para dirigir un haz de luz de iluminación sobre la superficie de la retina con el fin de ver la anatomía del paciente y también manipula una pieza de mano de sonda láser adicional para suministrar un haz de tratamiento láser para tratar la anatomía del paciente. Sin embargo, existe una necesidad de una sonda láser multipunto iluminada acoplada a múltiples entradas. Se hace referencia a los documentos US 2010/174273 A1, US 2014/180264 A1 y US 15 2015/011839 A1, que se han citado como ejemplos de antecedentes del estado de la técnica.

RESUMEN

El alcance de la invención está de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

20 Las reivindicaciones divulgadas de la presente invención se refiere a sondas láser multipunto iluminadas acopladas a múltiples entradas, adaptadores y otros sistemas para multiplexar una luz de iluminación y luz láser multipunto y métodos para multiplexar una luz de iluminación y luz láser multipunto y suministrar la luz multiplexada a la anatomía del paciente.

25 Algunas realizaciones de la presente tecnología implican un sistema láser quirúrgico, una fuente de luz de iluminación, un montaje de sonda quirúrgica y un puerto de sistema láser para crear un patrón multipunto de haces de luz láser, multiplexar el patrón multipunto de haces de luz láser con un haz de luz de iluminación y suministrar el haz de luz multiplexado a una sonda quirúrgica para transmitir simultáneamente la luz de iluminación y un patrón multipunto de haces de luz láser. El adaptador de puerto del sistema láser puede incluir un primer brazo de puerto para acoplarse a una fuente láser, un segundo brazo de puerto para acoplarse a un sistema de iluminación, un tercer brazo de puerto para acoplarse a un cable de fibra óptica de una sonda láser y una región de intersección de multiplexación. En algunos 30 casos, el segundo brazo de puerto y el tercer brazo de puerto son sustancialmente colineales a través de la región de intersección y el primer brazo de puerto es sustancialmente ortogonal al segundo brazo de puerto y el tercer brazo de puerto en la región de intersección de multiplexación.

35 La región de intersección del adaptador de puerto del sistema láser puede contener un elemento óptico difractivo (DOE) configurado para recibir un haz de luz láser colimado desde el elemento óptico y crear un patrón láser multipunto de haces de luz láser. En algunos casos, el DOE crea el patrón láser multipunto de haces de luz láser como un patrón de conjunto 2X2.

40 La región de intersección puede contener también un divisor de haz configurado para reflejar una pluralidad de bandas estrechas del espectro electromagnético de luz que corresponde a las longitudes de onda de luz láser emitida por el sistema láser quirúrgico. El divisor de haz puede recibir además tanto el patrón multipunto de haces de luz láser como un haz de iluminación del sistema de iluminación. El divisor de haz puede reflejar el patrón láser multipunto de haces de luz láser hacia el tercer brazo de puerto y transmitir porciones del haz de iluminación no contenidas dentro de al menos dos bandas estrechas del espectro electromagnético hacia el tercer brazo de puerto. En algunos casos, el 45 segundo brazo de puerto incluye una lente colimadora para colimar la luz de iluminación en el divisor de haz. Además, en algunos casos, la intensidad de los haces láser y la intensidad del haz de iluminación se pueden ajustar para producir un patrón láser multipunto multiplexado claro de haces de luz láser y haz de iluminación.

50 El primer brazo de puerto puede incluir una férula que tenga un diámetro configurado para acoplarse de manera segura dentro de un puerto hembra de la fuente láser y puede incluir una abertura para permitir que un punto láser enfocado de la fuente láser entre en el primer brazo de puerto. El primer brazo de puerto también puede incluir un elemento óptico para colimar un haz de luz láser. En algunos casos, el primer brazo de puerto y el elemento óptico tienen longitudes configuradas para colocar el elemento óptico en posición sustancialmente adyacente al sitio del punto láser enfocado desde la fuente láser. Además, el primer brazo de puerto puede incluir una rosca externa que, cuando se

aprieta con una tuerca, acopla el primer brazo de puerto al puerto hembra de la fuente láser y mantiene el elemento óptico en posición sustancialmente adyacente al sitio del punto láser enfocado desde la fuente láser.

5 El tercer brazo de puerto de brazo puede incluir una lente de condensación sustancialmente adyacente al divisor de haz en la región de intersección de multiplexación. La lente de condensación se puede seleccionar para enfocar el patrón láser multipunto de haces de luz láser y el haz de iluminación en una interfaz del extremo terminal de un cable de fibra óptica multinúcleo del montaje de sonda quirúrgica.

10 El cable de fibra óptica multinúcleo puede incluir un primer núcleo externo rodeado por un revestimiento de núcleo externo y una pluralidad de núcleos internos contenidos en el núcleo externo, estando cada núcleo interno en la pluralidad de núcleos internos rodeado por un revestimiento de núcleo interno. En algunos casos, la pluralidad de núcleos internos contenida en el núcleo externo forma un conjunto 2X2 que coincide con un patrón multipunto 2X2 de haces de luz láser del DOE.

15 Los materiales para los diversos núcleos y los diversos revestimientos se pueden seleccionar de tal manera que el haz de iluminación enfocado se propague por una longitud completa de un primer núcleo externo del cable de fibra óptica multinúcleo y de tal manera que cada uno de los haces de luz láser en el patrón láser multipunto de los haces de luz láser se propague por una longitud completa de uno de una pluralidad de núcleos internos contenidos en el núcleo externo.

20 En algunos casos, un índice de refracción del núcleo externo es mayor que un índice de refracción del revestimiento del núcleo externo, un índice de refracción de cada uno de los núcleos internos en la pluralidad de núcleos internos es mayor que un índice de refracción del revestimiento del núcleo interno, y un índice de refracción de cada uno de los núcleos internos en la pluralidad de núcleos internos es mayor que el índice de refracción del revestimiento del núcleo externo. Además, la lente de condensación se puede seleccionar para enfocar cada uno de los haces láser en el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser en una interfaz con un respectivo núcleo interno en la pluralidad de núcleos internos, en donde un tamaño de punto de cada uno de los haces láser enfocados, una dispersión angular de cada uno de los haces láser enfocados, un índice de refracción del núcleo interno y un índice de refracción del revestimiento del núcleo interno provocan que los haces de luz láser se llenen espacialmente y se propaguen a través de la pluralidad de núcleos internos en la longitud del cable de fibra óptica multinúcleo.

30 Del mismo modo, la lente de condensación se puede seleccionar para enfocar el haz de iluminación como un cono de luz con un tamaño de punto incidente en al menos una porción del primer núcleo exterior, al menos una porción de la pluralidad de núcleos internos y al menos una porción del revestimiento de núcleos internos. El cono de luz del haz de iluminación puede incluir una porción semiangular estrecha del cono de luz y una porción semiangular ancha del cono de luz. En estos casos, el índice de refracción para los diversos núcleos y revestimientos de cable de fibra óptica multinúcleo de las porciones semiangular estrecha y semiangular ancha del cono de luz provoca que el haz de iluminación llene espacialmente y se propague en la longitud del núcleo externo del cable de fibra óptica multinúcleo. Además, la porción semiangular estrecha del haz de iluminación se puede confinar dentro de la región de núcleo externo, y la porción angular ancha del haz de iluminación es libre de propagarse dentro de la región de núcleo externo, las regiones de revestimiento interno y las regiones de núcleo interno.

40 En algunos casos, el montaje de sonda quirúrgica incluye una férula para acoplarse a un adaptador de puerto de sistema láser u otro sistema de multiplexación. El montaje de sonda quirúrgica también puede incluir el cable de fibra multinúcleo y una pieza de mano con una punta de muestra acoplada al extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo. La punta de sonda puede tener una lente situada sustancialmente en un extremo distal de la punta de sonda y el cable de fibra óptica multinúcleo puede terminar en una interfaz con la lente. La lente se puede seleccionar para trasladar la geometría del patrón láser multipunto multiplexado de haces de luz láser y del haz de iluminación desde el extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo a una superficie objetivo.

45 Algunas realizaciones de la presente tecnología implican métodos de multiplexación de un patrón multipunto de haces de luz láser con un haz de luz de iluminación. Los métodos pueden implicar la dirección de un haz de luz láser a un elemento óptico para colimar el haz de luz láser y dirigir el haz de luz láser colimado a un elemento óptico difractivo (DOE) para crear un patrón láser multipunto de haces de luz láser. Asimismo, los métodos pueden implicar dirigir el patrón multipunto de haces de luz láser y un haz de luz de iluminación a un divisor de haz. A continuación, el método implica que el divisor de haz refleje el patrón multipunto de los haces de luz láser hacia una lente de condensación y transmita el haz de luz de iluminación a la lente de condensación, multiplexando de este modo el patrón multipunto de haces de luz láser y un haz de iluminación transmitido. Los métodos también pueden implicar que la lente de condensación enfoque el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser y el haz de iluminación transmitido sobre una interfaz con un cable de fibra óptica multinúcleo. Además, los métodos pueden implicar dirigir el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser y el haz de iluminación transmitido a través del cable de fibra óptica multinúcleo y sobre una lente en una punta de sonda. A continuación, la lente traslada una geometría del patrón láser multipunto multiplexado de haces de luz láser y del haz de iluminación desde el extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo a una superficie objetivo.

Algunas realizaciones de la presente tecnología implican métodos de creación de una imagen de un haz multiplexado de un patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación. Los métodos pueden implicar la selección, para un cable de fibra óptica multinúcleo, de un material con un primer índice de refracción para un núcleo externo, un material con un segundo índice de refracción para un revestimiento de núcleo externo, un material con un tercer índice de refracción para una pluralidad de núcleos internos contenidos en el núcleo externo y un material con un cuarto índice de refracción para un revestimiento de núcleo interno para cada uno de la pluralidad de núcleos internos. Los métodos también pueden incluir la determinación de una apertura numérica de los haces de luz láser de una fuente láser y una apertura numérica de un haz de luz de iluminación de una fuente de luz de iluminación, y la selección de una lente de condensación para enfocar el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser y el haz de iluminación en un plano de interfaz del cable de fibra óptica multinúcleo. A continuación, los métodos pueden incluir multiplexar un patrón multipunto de haces de luz láser con el haz de luz de iluminación y enfocar el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser y del haz de iluminación en un plano de interfaz del cable de fibra óptica multinúcleo de tal manera que el haz de iluminación se propague a lo largo del núcleo externo y los haces láser se propaguen a lo largo de los múltiples núcleos internos. El método puede implicar además la dirección del haz multiplexado del patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación a través de una lente en la pieza de mano quirúrgica.

Algunas realizaciones de la presente tecnología implican un sistema integrado de iluminación y multiplexación láser multipunto. El sistema integrado puede incluir una fuente láser que emita un haz de luz láser colimado y un elemento óptico difractivo (DOE) configurado para recibir el haz de luz láser colimado y para crear un patrón láser multipunto. El sistema integrado también incluye un sistema de iluminación que emite luz sustancialmente luz blanca y una lente colimadora que colima la luz sustancialmente blanca recibida desde el sistema de iluminación. El sistema integrado incluye además un puerto de cable de fibra óptica que acopla una fibra de cable óptica multinúcleo al sistema y un divisor de haz que refleja el patrón láser multipunto hacia una lente de condensación y que transmite el haz de iluminación colimado hacia la lente de condensación, multiplexando de este modo el haz de luz láser multipunto y el haz de luz de iluminación. La lente de condensación puede enfocar adicionalmente el patrón multipunto del haz de luz láser y el haz de iluminación en una interfaz con el puerto de cable de fibra óptica, a través de un cable de fibra óptica multinúcleo, y en una lente en la punta de una pieza de mano quirúrgica que traslada una geometría del patrón láser multipunto multiplexado de haces de luz láser y el haz de iluminación en una superficie objetivo.

Algunas realizaciones de la presente tecnología implican un sistema integrado de iluminación y multiplexación láser multipunto. El sistema puede incluir una fuente láser que emite un haz de luz láser colimado, un elemento óptico difractivo (DOE) para crear un patrón láser multipunto de luz láser, un sistema de iluminación que emite luz sustancialmente blanca y una lente colimadora que colima la luz sustancialmente blanca recibida desde la fuente de iluminación. El sistema incluye adicionalmente un divisor de haz que refleja el haz de luz láser colimado y que transmite el haz de iluminación colimado hacia una lente de condensación. El DOE crea un patrón multipunto de haz de luz láser y el divisor de haz multiplexa el patrón del haz de luz láser y el haz de luz de iluminación. El sistema incluye adicionalmente un puerto de cable de fibra óptica que acopla la luz multiplexada con una fibra de cable óptica multinúcleo.

Breve descripción de los dibujos

Para una comprensión más completa de la presente tecnología, sus características y sus ventajas, se hace referencia a la siguiente descripción, tomada en conjunto con los dibujos adjuntos, en los que:

- la Fig. 1 ilustra un sistema para la creación de un patrón multipunto de haces de luz láser, la multiplexación del patrón multipunto de haces de luz láser con un haz de luz de iluminación, y el suministro de haz de luz multiplexado a una sonda quirúrgica según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 2A ilustra un adaptador de puerto de sistema láser según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 2B ilustra el adaptador de puerto de sistema láser acoplado a un sistema láser quirúrgico y una fuente de luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 3 ilustra un método para multiplexar un patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 4A-4B ilustra sistemas que incluyen un componente de multiplexación que contiene una fuente láser y una fuente de luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 4C ilustra un sistema que incluye un módulo de multiplexación de luz láser que contiene una fuente láser y un módulo de iluminación que incluye una fuente de luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 5A ilustra la vista superior de un extremo terminal de un cable de fibra óptica multinúcleo según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 5B ilustra una vista lateral de la interfaz de una pluralidad de conos de luz en un cable de fibra óptica multinúcleo según una realización particular de la presente divulgación;
- la Fig. 5C ilustra la vista en corte de un cable de fibra óptica multinúcleo según algunas realizaciones de la presente tecnología según una realización particular de la presente divulgación.
- la Fig. 5D ilustra un extremo de interfaz proximal de un cable de fibra óptica multinúcleo con puntos de haz

láser alineados con los núcleos internos y un punto de haz de luz de iluminación alineado con el núcleo externo según una realización particular de la presente divulgación;

la **Fig. 5E** ilustra el extremo distal de un cable de fibra óptica multinúcleo con los tres haces propagados para llenar especialmente por completo sus respectivos núcleos según una realización particular de la presente divulgación;

las **Figs. 5F-5M** ilustra la propagación de la luz multiplexada a través de un cable de fibra óptica multinúcleo según una realización particular de la presente divulgación;

la **Fig. 6A-6B** ilustra una vista lateral abierta de puntas de una sonda de mano quirúrgica con una realización particular de la presente divulgación;

la **Fig. 7** ilustra un método de creación de una imagen de un haz multiplexado de patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación;

la **Fig. 8A** ilustra una vista de extremo abierto de un tubo multilumen para el suministro de láser multiplexado de orientación y haces de tratamiento y un haz de luz de iluminación láser según una realización particular de la presente divulgación;

la **Fig. 8B** ilustra cada uno de los haces de orientación y tratamiento láser, así como el haz de luz de iluminación láser que llena espacialmente sus respectivos núcleos de fibra en el extremo proximal según una realización particular de la presente divulgación;

la **Figs. 8C** ilustra cada uno de los haces de orientación y tratamiento láser, así como el haz de luz de iluminación láser que llena espacialmente sus respectivos núcleos de fibra en el extremo distal según una realización particular de la presente divulgación; y

la **Fig. 8D** ilustra un extremo distal de una nanofibra que se extiende más allá de un conjunto de fibras de vidrio en el tubo multilumen en o cerca de una lente de enfoque según una realización particular de la presente divulgación.

DESCRIPCIÓN

La luz láser se utiliza en una amplia variedad de procedimientos médicos para asistir el procedimiento y tratar la anatomía del paciente. Por ejemplo, una cirugía vitreorretiniana a menudo implica el uso de un haz láser de tratamiento para la fotocoagulación del tejido de la retina. Los procedimientos vitreorretinianos comúnmente implican una sonda láser que es capaz de emitir alternativamente un haz láser de orientación para seleccionar puntos objetivo en el tejido de la retina y emitir un haz láser de tratamiento para realizar la fotocoagulación en los puntos objetivo. Con frecuencia, la sonda láser utiliza luz en una banda roja del espectro electromagnético para el haz de orientación y luz en una banda verde del espectro electromagnético para el haz de tratamiento. Además, durante un procedimiento de fotocoagulación láser panretiniana, un cirujano selecciona miles de puntos del tejido de la retina para aplicar el haz láser del tratamiento, lo que da como resultado un procedimiento muy largo y tedioso. Por lo tanto, es deseable una sonda láser capaz de producir un patrón multipunto de luz láser.

Los procedimientos vitreorretinianos también se benefician de la luz de iluminación que se dirige al ojo y al tejido de la retina. Los cirujanos vitreorretinianos utilizan frecuentemente una pieza de mano de sonda láser para administrar los haces de orientación y tratamiento láser y también utilizan una pieza de mano adicional para dirigir un haz de luz de iluminación sobre la superficie de la retina para ver la anatomía del paciente.

El campo de la cirugía vitreorretiniana, así como otros procedimientos médicos con láser, se beneficiaría de la multiplexación con una luz de iluminación y una luz láser multipunto. Por consiguiente, la tecnología descrita en el presente documento implica sondas láser multipunto iluminadas acopladas con múltiples entradas, adaptadores y otros sistemas para multiplexar una luz de iluminación y una luz láser multipunto, y métodos para multiplexar una luz de iluminación y una luz láser multipunto y suministrar la luz multiplexada sobre la anatomía del paciente.

La **Fig. 1** ilustra un sistema **100** para la creación de un patrón multipunto de haces de luz láser, la multiplexación del patrón multipunto de haces de luz láser con un haz de luz de iluminación, y el suministro de haz de luz multiplexado a una sonda quirúrgica **115** para la transmisión simultánea de luz de iluminación y un patrón multipunto de haces de luz láser según una realización particular de la presente divulgación.

El sistema **100** incluye un sistema láser quirúrgico **105** que incluye una o más fuentes láser para generar haces láser durante un procedimiento oftálmico. Por ejemplo, el sistema láser quirúrgico oftálmico **105** puede generar alternativamente un haz de tratamiento quirúrgico con una longitud de onda de alrededor de 532 nanómetros (nm) y un haz de orientación láser con una longitud de onda de alrededor de 635 nm. Un cirujano o un miembro del personal quirúrgico puede controlar el sistema láser quirúrgico **105** (por ejemplo a través de un interruptor de pie, comandos de voz, etc.) para emitir alternativamente el haz de orientación láser y disparar el haz de tratamiento para tratar la anatomía del paciente (por ejemplo realizar fotocoagulación). Los haces láser se pueden emitir a través de un puerto **106** en el sistema láser quirúrgico **105**.

El sistema **100** también incluye una fuente de luz de iluminación **110** que puede incluir una o más luces de xenón, un iluminador de diodo emisor de luz (LED) RGB, un iluminador LED de luz blanca, un iluminador de fósforo bombeado por láser, un iluminador láser blanco supercontinuo, etc. La fuente de luz de iluminación **110** puede ser una consola

quirúrgica que puede monitorizar y controlar una amplia variedad de aspectos de un procedimiento oftálmico. Por ejemplo, la consola quirúrgica se puede configurar para uso en cirugía vitrorretiniana y puede alimentar y controlar sondas de vitrectomía, puede integrar la administración de infusión presurizada y la compensación de la presión intraocular, puede proporcionar iluminación quirúrgica, etc. En algunos casos, la fuente de luz de iluminación **110** puede proporcionar la luz de iluminación a través de un cable de iluminación **111**.

El sistema **100** también incluye un adaptador de puerto de sistema láser **150** que contiene elementos ópticos (no mostrados) para crear un patrón multipunto de haces de luz láser a partir de un haz de luz láser desde el sistema láser quirúrgico oftálmico **105** y multiplexar el patrón multipunto de luz láser con un haz de luz de iluminación recibido desde la fuente de luz de iluminación **110**. El adaptador **150** puede incluir una pluralidad de brazos de puerto **152**, **154**, **156** que se acoplan a la fuente de láser quirúrgico **105**, la fuente de luz de iluminación **110** y a la sonda quirúrgica **115**, respectivamente.

El sistema **100** puede suministrar el haz de luz multiplexado desde el brazo de puerto **156** a la sonda quirúrgica **115** a través de un cable de fibra óptica multinúcleo **130** para proporcionar a la sonda quirúrgica **115** la capacidad de proporcionar simultáneamente luz de iluminación y un patrón multipunto de haces de luz láser a la retina **120** del ojo de un paciente **125**. La sonda quirúrgica **115** incluye un cuerpo de sonda **135** y una punta de sonda **140** que aloja y protege el cable de fibra óptica multipunto **130**. Un extremo distal **145** de la punta de muestra **140** también contiene una lente (no mostrada, descrita con mayor detalle a continuación), que traslada el haz de luz multiplexado del extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo a la retina **120**.

Como se divulga en el presente documento, se pueden emplear varios sistemas y métodos para crear un patrón multipunto de haces de luz láser multiplexando el patrón multipunto de haces de luz láser con un haz de luz de iluminación. Como se mencionó antes brevemente, en algunos casos, un adaptador de puerto puede contener elementos ópticos para crear un patrón multipunto y haces de luz de multiplexación. La **Fig. 2A** ilustra un adaptador de puerto de sistema láser **250** según algunas realizaciones de la presente divulgación. El adaptador de puerto del sistema láser **250** incluye un primer brazo de puerto **252** para acoplarse a una fuente láser, un segundo brazo de puerto **254** para acoplarse a un sistema de iluminación, un tercer brazo de puerto **256** para acoplarse a un cable de fibra óptica de una muestra láser. El adaptador de puerto del sistema láser **250** también incluye una región de intersección de multiplexación **280**, donde intersecan el primer brazo de puerto **252**, el segundo brazo de puerto **254** y el tercer brazo de puerto **256**. En algunos casos el segundo brazo de puerto **254** y el tercer brazo de puerto **256** son sustancialmente colineales a través de la región de intersección de multiplexación **280** y el primer brazo de puerto **252** es sustancialmente ortogonal al segundo brazo de puerto **254** y el tercer brazo de puerto **256** en la región de intersección de multiplexación **280**.

El primer brazo de puerto **252** incluye una férula **258** que funciona como un acoplamiento macho para un puerto de chimenea hembra (no mostrado) del sistema láser. La férula **258** tiene una abertura **262** que permite que la luz láser entre en el primer brazo de puerto **252**. Además, la férula **258** puede alojar un elemento óptico **264** contenido en la férula **258**. El elemento óptico **264** está configurado para colimar la luz láser recibida desde la fuente de láser. Por ejemplo, el elemento óptico **264** puede ser una lente de índice graduado (GRIN) con una longitud y un paso seleccionados de tal manera que el elemento óptico **264** colima la luz láser recibida en la abertura **262** a una distancia seleccionada adyacente a un elemento óptico difractivo (DOE) **282** contenido en la región de intersección de multiplexación **280**, como se describe con mayor detalle a continuación.

El primer brazo de puerto **252** también incluye una rosca externa **260** para dibujar el primer brazo de puerto sustancialmente hasta el puerto hembra del sistema láser quirúrgico **105** cuando se aprieta una tuerca en la rosca externa. En algunos casos, el elemento óptico **264** está posicionado dentro de la férula **258** que está al ras con la abertura **262**, y el sistema láser quirúrgico **105** está configurado para enfocar un punto láser en el extremo terminal del puerto hembra. En consecuencia, la rosca externa **260** puede facilitar que el elemento óptico **264** se posicione en un punto en relación con el sistema láser quirúrgico **105** de manera que un punto láser enfocado producido por el sistema láser quirúrgico caiga sustancialmente incidente en el extremo del elemento óptico **264**.

El segundo brazo de puerto **254** para el acoplamiento con un sistema de iluminación puede comprender un puerto hembra que tiene un marco externo sustancialmente cilíndrico **266**, una cavidad interna **268**, una lente colimadora **270** en un primer extremo de la cavidad interna **268**, y una abertura **272** en el segundo extremo de la cavidad interna **268**. La cavidad interna **268** del segundo brazo de puerto **254** se puede configurar para recibir una férula de un cable óptico **111** que suministra un haz de luz de iluminación de la fuente de luz de iluminación **110**. En algunos casos, la férula del cable óptico que suministra un haz de luz de iluminación está asegurada al segundo brazo de puerto **254** con una tuerca de tal manera que la iluminación emitida desde una fibra óptica contenida en el cable óptico propaga para caer incidente en la lente colimadora **270** de tal manera que la lente colimadora **270** suministra luz de iluminación sustancialmente colimada a un divisor de haz **284** contenido en la región de intersección de multiplexación **280**.

El tercer brazo de puerto **256** para el acoplamiento con un cable de fibra óptica de una sonda láser puede comprender un puerto hembra que tiene un marco externo sustancialmente cilíndrico **274**, una cavidad interna **276**, una lente de

condensación **278** en un primer extremo de la cavidad terminal **276**, y una apertura **275** en el segundo extremo de la cavidad interna **276**.

La cavidad interna **276** del tercer brazo de puerto **256** puede estar configurada para recibir una férula de un cable de fibra óptica multinúcleo **130** que suministra luz multiplexada a la sonda quirúrgica **115**, como se explica con mayor detalle a continuación. En algunos casos, la férula de un cable de fibra óptica multinúcleo está asegurado al tercer brazo de puerto **256** con una tuerca, de tal manera que la lente de condensación **278** enfoca de manera precisa la luz multiplexada en una interfaz **290** del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo, de tal manera que un haz de iluminación y haces de orientación/tratamiento láser se propagan por una longitud completa del cable de fibra óptica multinúcleo, como se explica con mayor detalle a continuación.

Como se explicó anteriormente, el adaptador de puerto del sistema láser **250** también incluye una región de intersección de multiplexación **280**, donde intersecan el primer brazo de puerto **252**, el segundo brazo de puerto **254** y el tercer brazo de puerto **256**. La región de intersección de multiplexación puede contener un elemento óptico difractivo (DOE) **282** configurado para recibir un haz de luz láser colimado desde el elemento óptico **264** del primer brazo de puerto **252** y crear un patrón láser multipunto de haces de luz láser. El DOE **282** se puede seleccionar para difractar la luz láser incidente en un patrón multipunto que se alinearán con la geometría del objetivo previsto. Por ejemplo, el DOE **282** se puede seleccionar para crear un patrón de conjunto 2X2 de haces de luz láser que coincide sustancialmente con un conjunto de 2X2 de núcleos internos de un cable de fibra óptica multinúcleo que proporciona la luz multiplexada a la sonda quirúrgica **115**, como se explica con mayor detalle a continuación.

La región de intersección de multiplexación **280** también contiene un divisor de haz **284** configurada para reflejar una porción del espectro de luz y transmite una porción restante del espectro de luz. Más específicamente, el divisor de haz **284** se puede configurar para: a) reflejar haces de orientación y tratamiento láser desde el sistema láser quirúrgico **105** hacia el tercer brazo de puerto **256** y la lente de condensación **278**, y b) transmitir la luz de iluminación desde la fuente de luz de iluminación **110** hacia el tercer brazo de puerto **256** y la lente de condensación **278**. Además, como se mencionó anteriormente, la lente de condensación **278** se puede seleccionar para enfocar de manera precisa la luz multiplexada en una interfaz **290** del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo **130**, de tal manera que un haz de iluminación y haces de orientación/tratamiento láser se propagan por una longitud completa del cable de fibra óptica multinúcleo **130**, como se explica con mayor detalle a continuación.

Como se explicó anteriormente, los procedimientos vitreoretinianos utilizan frecuentemente luz en una banda de red del espectro electromagnético para un haz de orientación láser y luz en una banda verde del espectro electromagnético para un haz de tratamiento láser. En consecuencia, el divisor de haz **284** puede reflejar altamente la luz en una banda estrecha del espectro rojo y una banda estrecha del espectro verde y configurarse para transmitir el espectro electromagnético restante. En algunas realizaciones, el divisor de haz **284** refleja la luz en una primera banda estrecha alrededor de 532 nanómetros (nm) y en una segunda banda estrecha alrededor de 635 nm y transmite el espectro restante. El divisor de haz **284** puede ser un cubo divisor de haz dicróico, una placa divisora de haz, etc.

Dado que porciones (por ejemplo porciones rojas y verdes) de la luz de iluminación de la fuente de luz de iluminación **110** son reflejadas por el divisor de haz **284**, el adaptador de puerto del sistema **250** puede incluir un módulo de recolección de luz **286**. Por ejemplo, el módulo de recolección de luz **286** puede ser un volcado de haz, un monitor de energía, etc.

La **Fig. 2B** ilustra el adaptador de puerto del sistema láser **250** acoplado a un sistema láser quirúrgico **205**, una férula **212** de un cable óptico **111** que suministra un haz de luz de iluminación desde la fuente de luz de iluminación **110**, y una férula **132** del cable de fibra óptica multinúcleo **130** que proporciona luz multiplexada a la sonda quirúrgica **115**.

El sistema láser quirúrgico **205** incluye un puerto hembra **202** con una abertura **206** en el extremo proximal del puerto hembra **202** que permite que la luz láser salga del sistema láser quirúrgico **202**. El puerto hembra **202** está configurado para recibir el primer brazo de puerto **252** del adaptador de puerto del sistema láser **250** de tal manera que el elemento óptico **264** en el primer brazo de puerto **252** es sustancialmente adyacente a la abertura **206**. El sistema láser quirúrgico **205** está configurado para enfocar luz láser sustancialmente en un plano de interfaz de la abertura **206** y el elemento óptico **264**. Además, se puede utilizar una tuerca **204** para asegurar el adaptador de puerto del sistema láser **250** con el sistema láser quirúrgico **205** y mantener la proximidad del elemento óptico **264** con la abertura **206** en el puerto hembra **202**.

Como se explicó anteriormente, un sistema láser quirúrgico oftálmico **105** puede generar alternativamente un haz de tratamiento quirúrgico con una longitud de onda de alrededor de 532 nanómetros (nm) (es decir, verde) y un haz de orientación láser con una longitud de onda de alrededor de 635 nm (es decir, rojo). Sin embargo, la luz láser incidente roja y verde se difracta de un DOE con diferentes ángulos de difracción. Cuando los haces láser no están colimados, entonces su enfoque también se ve afectado, es decir, el rojo y el verde se enfocarán en diferentes ubicaciones axiales. Esto complica en gran medida el intento de enfocar los haces láser verde y rojo en las mismas regiones de núcleo interno de la fibra multinúcleo, como se explica con mayor detalle a continuación. Por lo tanto, algunas realizaciones

5 implican la colimación de haces múltiples que caen incidentes en el DOE, de tal manera que los haces múltiples generados a partir del DOE también están colimados. Para obtener un patrón láser multipunto con suficiente enfoque, la luz láser del sistema láser quirúrgico **205** se debe colimar cuando incide sobre el DOE **282**. Por lo tanto, en algunos casos, el elemento óptico **264** se puede seleccionar para que sea suficientemente largo (por ejemplo 16,54 mm) para colimar luz láser del sistema láser quirúrgico **205**, devolver la luz láser al foco y colimar la luz láser una segunda vez, de tal manera que la luz láser se colime en el DOE **282**.

10 En algunos casos, el elemento óptico **264** es una lente de relé GRIN de 0,75 de paso, 0,20 NA, que recibe un haz de entrada enfocado por láser y emite un haz colimado en el extremo distal de la lente GRIN. La lente GRIN es suficientemente larga para colimar el haz, llevarlo después a un foco y colimarlo por segunda vez. En algunos otros casos, el elemento óptico **264** es un sistema de relé de lente refractiva.

15 El DOE **282** recibe la luz láser colimada y crea un patrón multipunto de haces de luz láser. Por ejemplo, el DOE **282** puede crear un patrón de conjunto 2X2 de haces de luz láser que coincide sustancialmente con un conjunto de 2X2 de núcleos internos del cable de fibra óptica multinúcleo **130** que proporciona la luz multiplexada a la sonda quirúrgica **115**, como se explica con mayor detalle a continuación. En algunos otros casos, el DOE **282** se puede reemplazar por un conjunto de prismas y/o divisores de haz para crear el patrón multipunto de haces de luz láser.

20 Como se muestra también en la Fig. **2B**, el segundo brazo de puerto **254** del adaptador de puerto del sistema láser **250** también está acoplado a una férula **212** de un cable óptico **111** que suministra un haz de luz de iluminación desde la fuente de luz de iluminación **110**. En algunos casos, la longitud de la cavidad interna del segundo brazo de puerto **254** se selecciona de tal manera que un extremo terminal de una fibra óptica dentro del cable óptico **111** se posiciona a una distancia predeterminada de la lente colimadora **270**. La lente colimadora **270** y/o la distancia predeterminada de la fibra óptica desde la lente colimadora **270** se puede seleccionar de tal manera que la luz de iluminación esté sustancialmente colimada por completo en el divisor de haz **284**. Además, una tuerca puede asegurar la férula **212** en la cavidad interna **268** y mantener la distancia predeterminada de la fibra óptica **218** desde la lente colimadora **270**.

25 Además, como se mencionó anteriormente, el divisor de haz **284** se puede configurar para: a) reflejar haces de orientación y tratamiento láser desde el sistema láser quirúrgico **105** hacia el tercer brazo de puerto **256** y la lente de condensación **278**, y b) transmitir la luz de iluminación desde la fuente de luz de iluminación **110** hacia el tercer brazo de puerto **256** y la lente de condensación **278**.

30 Como se muestra también en la Fig. **2B**, el tercer brazo de puerto **254** del adaptador de puerto del sistema láser **250** está acoplado a una férula **132** del cable óptico multinúcleo **130** que proporciona luz multiplexada a la sonda quirúrgica **115**. Además, la lente de condensación **278** se puede seleccionar para enfocar de manera precisa la luz multiplexada en una interfaz **290** del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo **130**, de tal manera que un haz de iluminación y haces de orientación/tratamiento láser se propagan por una longitud completa del cable de fibra óptica multinúcleo **130**, como se explica con mayor detalle a continuación.

35 La Fig. **3** ilustra un método **300** para multiplexar un patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación. El método **300** implica colimar un haz de luz láser mediante dirección de un haz de luz láser a una lente de índice graduado (GRIN) **305**, creando un patrón multipunto de haces de luz láser mediante dirección del haz de luz láser colimado a un elemento óptico difractivo (DOE) **310**, y dirección del patrón multipunto de haces de luz láser a un divisor de haz **315**.

40 El método **300** también implica colimar un haz de iluminación utilizando una lente colimada **320** y dirigiendo el haz de iluminación colimado al divisor de haz **325**. A continuación, el método **300** implica la multiplexación, utilizando el divisor de haz, del patrón multipunto de luz láser con el haz de iluminación colimado **330**. Más específicamente, en algunos casos, multiplexar el patrón multipunto de luz láser con el haz de iluminación colimado puede implicar que el divisor de haz refleje los haces láser de orientación y de tratamiento desde el sistema de láser quirúrgico hacia una lente de condensación y transmita la luz de iluminación desde la fuente de luz de iluminación hacia la lente de condensación.

45 El método **300** también implica enfocar, con una lente de condensación, el haz multiplexado de patrones multipunto de luz láser y luz de iluminación en una interfaz con un cable de fibra óptica multipunto de una pieza de mano quirúrgica **335** y, posteriormente, dirigir el haz multiplexado del patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación a través de una lente en la pieza de mano quirúrgica **340**, como se describe con mayor detalle a continuación.

50 En algunos casos, las intensidades de la iluminación blanca y los haces de orientación láser se pueden ajustar (por ejemplo en la fuente de luz de iluminación y el sistema láser quirúrgico, respectivamente) para proporcionar la cantidad correcta de contraste del haz de orientación láser contra el blanco, al tiempo que proporciona suficiente iluminación blanca para ver fácilmente la retina.

El sistema **100** ilustrado en la Fig. **1** y descrito en el presente documento implica un enfoque modular con un sistema

láser quirúrgico separado y una fuente de luz de iluminación. Sin embargo, en algunos casos, el sistema láser quirúrgico y la fuente de luz de iluminación se pueden integrar en un único módulo y el módulo puede contener las ópticas apropiadas para crear un patrón multipunto de haces de luz láser, multiplexar el patrón multipunto de haces de luz láser con un haz de luz de iluminación y suministrar el haz de luz multiplexado a una sonda quirúrgica para transmitir simultáneamente luz de iluminación y un patrón multipunto de haces de luz láser.

La **Fig. 4A** ilustra un sistema **400** que incluye un componente de multiplexación de luz **402** que contiene una fuente láser **405** y una fuente de iluminación **410** según una realización particular de la presente divulgación. La fuente láser puede generar haces láser sustancialmente colimados (por ejemplo haces de orientación rojos, haces de tratamiento verdes) y dirigir los haces láser hacia un divisor de haz **484**. Además, se puede posicionar una corredera lineal **450** (o rueda giratoria) en la trayectoria de haz entre la fuente láser **405** y el divisor de haz **484**. La corredera lineal **450** puede incluir múltiples características ópticas que se pueden deslizar alternativamente en la trayectoria de haz entre la fuente láser **405** y el divisor de haz **484**. Por ejemplo, la corredera lineal **450** puede incluir un elemento óptico difractivo (DOE) que crea un patrón multipunto de haces de luz láser y una ventana clara o una sección hueca que permite que la luz láser pase sin verse afectada, lo que da lugar a un haz láser de un único punto.

La fuente de luz de iluminación **410** puede ser un LED blanco, un LED RGB, un láser de xenón, un láser de fósforo bombeado, láseres discretos, un láser supercontinuo, etc. La fuente de luz de iluminación puede generar y dirigir luz de iluminación a una lente colimadora **470** y hacia el divisor de haz **484**.

El divisor de haz **484** se puede configurar para reflejar haces tanto de orientación como de tratamiento láser desde la fuente láser **405** hacia una lente de condensación **478** y transmitir la luz de iluminación colimada desde la fuente de luz de iluminación **410** hacia la lente de condensación **478**. La lente de condensación **478** se puede seleccionar para enfocar de manera precisa la luz multiplexada en una interfaz **490** del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo **430**, de tal manera que un haz de iluminación y haces de orientación/tratamiento láser se propagan por una longitud completa del cable de fibra óptica multinúcleo **430** y en una pieza de mano quirúrgica **415**, como se explica con mayor detalle a continuación.

La **Fig. 4B** ilustra otro sistema **400'** que incluye un componente de multiplexación de luz **402'** que contiene una fuente láser **405** y una fuente de iluminación **410**. En este caso, el divisor de haz **484** puede multiplexar luz láser de la fuente láser **405** y luz de iluminación colimada desde la fuente de luz de iluminación **410** antes de que el haz de luz multiplexado caiga sobre una rueda giratoria **450'**. Cuando la rueda giratoria **450** posiciona un DOE en la trayectoria de haz, el DOE puede crear un patrón multipunto de haces de luz láser en la luz de iluminación. Además, el sistema **400'** puede incluir una lente de condensación **478** para enfocar el haz de luz multiplexado en una interfaz **490** del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo cable **430**.

La **Fig. 4C** ilustra otro sistema **499** según una realización particular de la presente divulgación que incluye un módulo de multiplexación de luz láser **403** que contiene una fuente láser **405** y un módulo de iluminación **407** que incluye una fuente de luz de iluminación **410**. El módulo de iluminación **407** incluye una lente colimadora **409** que colima luz desde la fuente de luz **410** y un espejo deslizable **411** que se puede posicionar alternativamente dentro y fuera de la trayectoria del haz de luz colimada desde la lente colimadora **409**. Cuando el espejo deslizable **411** se posiciona dentro de la trayectoria de haz de luz colimada desde la lente de colimación **409**, el espejo deslizable dirige la luz colimada a un acoplamiento de fibra óptica **413** y a un cable de suministro de fibra óptica **417**. Cuando el espejo deslizable **411** se posiciona fuera de la trayectoria de haz de luz colimada desde la lente de colimación **409**, la luz colimada se dirige a una lente de condensación **419** que enfoca la luz en un cable de fibra óptica **421** que está acoplado a una sonda de iluminación **423** utilizada para suministrar luz puramente de iluminación.

El cable de suministro de fibra óptica **417** suministra la luz de iluminación desde el módulo de iluminación a una lente colimadora **425** en el módulo de multiplexación de luz láser **403**. La lente colimadora **425** colima la luz de iluminación y dirige la luz colimada a un divisor de haz **427**. Además, la fuente láser **405** se dirige sustancialmente colimada (es decir, sustancialmente colimada debido a la naturaleza sustancialmente puntual de la luz láser desde la fuente de luz láser **405**) al divisor de haz **427**. El divisor de haz **427** está configurado para transmitir una porción del espectro de luz que corresponde a las longitudes de onda emitidas por la fuente láser (por ejemplo luz láser roja y verde) y configurado para reflejar una parte restante del espectro de luz. Más específicamente, el divisor de haz **427** se puede configurar tanto para reflejar haces de orientación y tratamiento láser desde la fuente láser **405** como para transmitir la luz de iluminación desde la lente de colimación **425**. En esta configuración, el divisor de haz **427** multiplexa de manera efectiva luz láser desde la fuente láser **405** y luz de iluminación colimada desde la fuente de luz de iluminación **410**. El haz de luz multiplexada incide en una corredera lineal **450** que posiciona alternativamente un DOE en la trayectoria del haz para crear un patrón multipunto de luz láser en la luz de iluminación. Además, el módulo de multiplexación de luz láser **403** incluye una lente de condensación **429** para enfocar el haz de luz multiplexado en una interfaz **490** del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo **430** para suministrar a la pieza de mano quirúrgica **415**.

En algunos casos, los componentes de multiplexación de luz **402**, **402'** y/o el módulo de multiplexación de luz láser **403** están también integrados en una consola quirúrgica que incluye medios para controlar aspectos de un procedimiento quirúrgico. Por ejemplo, los componentes de multiplexación de luz **402**, **402'** y/o el módulo de

5 multiplexación de luz láser **403** se puede integrar en una consola quirúrgica configurada para uso en cirugía vitrorretiniana que puede alimentar y controlar sondas de vitrectomía, puede integrar la administración de infusión presurizada y la compensación de presión intraocular, puede proporcionar iluminación quirúrgica, etc. Además, en algunos casos, los componentes de multiplexación de luz **402**, **402'** y/o el módulo de multiplexación de luz láser **403** son módulos independientes que se pueden utilizar junto con una consola quirúrgica.

10 Como se mencionó anteriormente, una lente de condensación se puede seleccionar para enfocar de manera precisa la luz multiplexada en una interfaz del extremo terminal del cable de fibra óptica multinúcleo, de tal manera que un haz de iluminación y haces de orientación/tratamiento láser se propagan por una longitud completa del cable de fibra óptica multinúcleo en una sonda de mano quirúrgica. Más específicamente, la lente de condensación se puede seleccionar de modo que los conos de luz resultantes del haz de iluminación y los haces láser de orientación/tratamiento tengan un ángulo de aceptación y una apertura numérica (NA) para interconectar con los diversos materiales de revestimiento y núcleo de fibra usados en el cable de fibra óptica multinúcleo de modo que el haz de iluminación y los haces láser de orientación/tratamiento se propaguen por las fibras centrales apropiadas a lo largo de toda la longitud del cable de fibra óptica multinúcleo.

15 La **Fig. 5A** ilustra la vista superior de un extremo proximal de un cable de fibra óptica multinúcleo **530** según algunas realizaciones de la presente divulgación. El cable de fibra multinúcleo **530** puede incluir cuatro fibras de núcleo interno **505** con un diámetro relativamente pequeño y una NA relativamente pequeña dentro de una fibra de núcleo externo **510** que tiene un diámetro relativamente grande y una NA relativamente grande. La fibra de núcleo externo **510** puede estar contenida en un revestimiento de núcleo externo **515** con índice refractivo ($n_{\text{revestimiento1}}$) y las fibras de núcleo interno **505** pueden estar contenidas en un revestimiento de núcleo interno **520** con índice refractivo ($n_{\text{revestimiento2}}$). Además, el núcleo externo **510** tiene un diámetro de núcleo ($d_{\text{núcleo2}}$) y los núcleos internos **505** pueden tener un diámetro de núcleo ($d_{\text{núcleo1}}$).

20 La **Fig. 5B** ilustra una vista lateral de la interfaz de una pluralidad de conos de luz **535**, **540**, **545** en un cable de fibra óptica multinúcleo **530** según algunas realizaciones de la presente divulgación. El cable de fibra óptica multinúcleo **530** en la **Fig. 5B** muestra la fibra de núcleo externo **510** y dos de las fibras de núcleo interno **505**. Por motivos de claridad, el revestimiento de núcleo externo **515** y el revestimiento de núcleo interno **520** no están representados en la **Fig. 5B**. También están representadas una porción de ángulo ancho del cono de luz de iluminación **535**, una porción de ángulo estrecho del cono de luz de iluminación **540**, y el cono de luz láser **545**. La selección de la lente de condensación está relacionada con el multiángulo de cada uno de los conos de luz. Por lo tanto, la selección de una lente de condensación puede implicar una lente de condensación basada en el NA de la luz, el ángulo de aceptación de los conos de luz y los índices de refracción de los materiales de la fibra de núcleo externo **510**, el revestimiento de núcleo externo **515**, las fibras de núcleo interno **505** y el revestimiento de núcleo interno **520**.

25 La lente de condensación está diseñada para enfocar luz láser hacia abajo en la interfaz de fibra multinúcleo con el haz NA deseado. Los índices de refracción de las fibras de núcleo interno **505** y los revestimientos de núcleo interno **520** se seleccionan según un cálculo de NA (mostrado a continuación) de tal manera que el NA de los núcleos internos sea igual o mayor que el NA del haz, asegurando de este modo el confinamiento de los haces dentro de las regiones de núcleo interno a medida que se propagan a lo largo de las longitudes de las fibras de núcleo interno **505**.

30 Refiriéndose de nuevo a la **Fig. 5A**, un índice de refracción ($n_{\text{núcleo2}}$) de la fibra de núcleo externo **510** es mayor que un índice de refracción ($n_{\text{revestimiento2}}$) del revestimiento de núcleo externo **515**. Además, un índice de refracción ($n_{\text{núcleo1}}$) de cada una de las fibras de núcleo interno **505** es mayor que un índice de refracción ($n_{\text{revestimiento1}}$) del revestimiento de núcleo interno **520**. Asimismo, un índice de refracción ($n_{\text{núcleo1}}$) de cada una de las fibras de núcleo interno **505** es mayor que el índice de refracción ($n_{\text{revestimiento1}}$) del revestimiento de núcleo externo **515**.

35 La apertura numérica (NA_2) para la fibra de núcleo externo **510** y el revestimiento de núcleo externo **515** se puede calcular como:

$$NA_2 = \sqrt{(n_{\text{núcleo2}})^2 - (n_{\text{revestimiento2}})^2}$$

Del mismo modo, la apertura numérica (NA_1) para las fibras de núcleo interno **505** y el revestimiento de núcleo interno **520** se puede calcular como:

$$NA_1 = \sqrt{(n_{\text{núcleo1}})^2 - (n_{\text{revestimiento1}})^2}$$

40 En algunas realizaciones de la presente divulgación, los materiales para la fibra de núcleo externo **510**, el revestimiento de núcleo externo **515**, las fibras de núcleo interno **505**, y el revestimiento de núcleo interno **520** se seleccionan de tal manera que NA_2 es mucho mayor que NA_1 . En una realización específica, el núcleo externo puede ser una sílice fundida no dopada con un índice de sustancialmente 1,46.

Además, en algunas realizaciones, el haz láser de orientación rojo tiene un NA de alrededor de 0,044 y el haz láser de tratamiento verde tiene un NA de alrededor de 0,0657. Por lo tanto, siempre que la apertura numérica (NA_1) para la fibra de núcleo interno **505** sea mayor que 0,0657, los haces láser verde y rojo permanecerán confinados dentro de los núcleos internos **505** a medida que se propagan a lo largo de la sonda. De este modo, una fibra de sílice con un NA de 0,22 utilizada para el núcleo externo **510** puede confinar los haces láser.

Además, la luz de iluminación puede tener un NA de alrededor de 0,63 y el diámetro de núcleo se puede configurar para que no llene por completo o coincida con $d_{\text{núcleo}2}$. La apertura numérica (NA_2) para la fibra de núcleo externo **510** y el revestimiento de núcleo externo **515** se puede diseñar para tener un NA de fibra $\geq 0,63$, por ejemplo una construcción de fibra de borosilicato.

Cuando la extensión del haz de iluminación es mayor que la extensión del núcleo externo **510**, la eficiencia de acoplamiento en el núcleo externo **510** es menor que un cien por ciento, independientemente de la elección de la longitud focal de la lente del condensador. Sin embargo, si la extensión del haz de iluminación (que es el producto de la anchura angular del haz de iluminación y la anchura del punto) es menor que la extensión del núcleo externo **510**, entonces se puede producir una eficiencia de acoplamiento de cien por cien (sin tener en cuenta las pérdidas por reflexión de Fresnel) si el enfoque de la lente de condensación está diseñado correctamente. Si la lente de condensación tiene un enfoque demasiado corto, el haz convergente puede tener un NA mayor que el NA del núcleo **510** y la eficiencia de acoplamiento se puede degradar. Si la lente de condensación tiene una longitud focal demasiado larga, el diámetro de haz enfocado puede ser mayor que el diámetro **510** y la eficiencia de acoplamiento se puede degradar. Sin embargo, si la longitud focal de la lente de condensación se ajusta de modo que la NA de haz sea menor o igual que la NA de fibra, y el diámetro del haz sea menor o igual que el diámetro del núcleo de fibra, entonces se puede producir una eficiencia de acoplamiento del cien por ciento o casi del cien por ciento.

Por lo tanto, el haz de iluminación puede no llenar por completo espacial ni angularmente el núcleo externo **510**, lo que permite desalineamientos espaciales y angulares sin una pérdida de eficiencia de acoplamiento. Además, dado que el NA del haz de iluminación es $\gg NA_1$, los rayos fuera del eje pueden entrar y salir frecuentemente de los núcleos internos **505** y el revestimiento de núcleo interno **520** a medida que los rayos se propagan a lo largo de la longitud del cable de fibra óptica multinúcleo **530**.

La **Fig. 5C** ilustra la vista en corte de un cable de fibra óptica multinúcleo **550** según algunas realizaciones de la presente divulgación. El cable de fibra multinúcleo **550** incluye cuatro fibras de núcleo interno de sílice fundida **505** con un diámetro de 75 micrómetros y una apertura numérica (NA) de 0,22 dentro de una fibra de núcleo externo de sílice fundida no dopada **510** que tiene un diámetro de 300 micrómetros y un NA de 0,47. La fibra de núcleo externo **510** puede estar contenida en un revestimiento polimérico de bajo índice **515** que tiene un grosor de 25 micrómetros y las fibras de núcleo interno **505** pueden estar contenidas en el revestimiento de núcleo interno de sílice fundida dopado con flúor **520** que tiene un grosor de 15 micrómetros. El cable de fibra óptica multinúcleo **550** puede estar contenido además en un recubrimiento de etileno tetrafluoroetileno (ETFE) **575**.

Las cuatro fibras de núcleo interno de sílice fundida **505** tienen un índice de refracción de 1,46 a 532 nanómetros. La fibra de núcleo externo de sílice fundida no dopada **510** tiene un índice de refracción de 1,46 a 532 nanómetros. El revestimiento de núcleo interno de sílice fundida dopada con flúor **520** puede tener un índice de refracción de 1,4433 a 532 nanómetros. El revestimiento polimérico de bajo índice **515** puede tener un índice de refracción de 1,38228 a 532 nanómetros.

La **Fig. 5D** ilustra un extremo de interfaz proximal del cable de fibra óptica multinúcleo con un punto de haz de orientación de láser rojo y un punto de haz de tratamiento de láser verde alineados con los núcleos internos **505** y el punto de haz de luz de iluminación alineado con el núcleo externo **510**. La **Fig. 5E** ilustra el extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo con los tres haces propagados para llenar especialmente por completo sus respectivos núcleos. Las **Figs. 5F-5L** ilustran la propagación de la luz multiplexada a través del cable de fibra óptica multinúcleo.

La **Fig. 5F** ilustra un extremo de interfaz proximal del cable de fibra óptica multinúcleo con un punto de haz de orientación de láser rojo y un punto de haz de tratamiento de láser verde alineados con los núcleos internos **505**. La **Fig. 5G** ilustra dos conos de luz del patrón multipunto de luz láser (con la luz de iluminación multiplexada emitida para claridad de imagen) que se propaga a lo largo de un cable de fibra óptica multinúcleo. La **Fig. 5H** ilustra los haces láser propagados para llenar espacialmente por completo los núcleos internos **505**. De modo similar, la **Fig. 5I** ilustra el extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo con los haces láser propagados para llenar especialmente por completo los núcleos internos **505**.

La **Fig. 5J** ilustra un extremo de interfaz proximal del cable de fibra óptica multinúcleo con el punto de luz de iluminación alineado con el núcleo externo **510**. La **Fig. 5K** ilustra un cono de luz de la luz de iluminación (con el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser emitidos para claridad de imagen), incluyendo el cono de luz una porción semiangular estrecha del cono de luz y una porción semiangular ancha. La porción semiangular estrecha del cono de luz propaga las longitudes de los núcleos externos **510**, pero se excluye de los núcleos internos **505**. La porción semiangular ancha del cono de luz de iluminación llena la longitud del núcleo externo **510** y los núcleos internos **505**.

La **Fig. 5L** ilustra el haz de iluminación propagado para llenar espacialmente por completo el núcleo externo **510**. De modo similar, la **Fig. 5M** ilustra el extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo con el haz de iluminación propagado a lo largo de los núcleos externos **510** y los núcleos internos **505**.

5 La **Fig. 5N** ilustra la vista en corte de otro cable de fibra óptica multinúcleo **580** según algunas realizaciones de la presente tecnología. El cable de fibra multinúcleo **580** incluye cuatro fibras de núcleo interno de sílice dopada con germanio **585** con un diámetro de 75 micrómetros y una apertura numérica (NA) de 0,22 dentro de una fibra de núcleo externo de sílice fundida no dopada **590** que tiene un diámetro de 300 micrómetros y un NA de 0,47. La fibra de núcleo externo **590** puede estar contenida en el revestimiento polimérico de bajo índice **595** que tiene un grosor de 25 micrómetros. El cable de fibra óptica multinúcleo **580** puede estar contenido además en un recubrimiento de etileno tetrafluoroetileno (ETFE) **576**.
10

Las cuatro fibras de núcleo interno de sílice dopada con germanio **585** tienen un índice de refracción sustancialmente de 1,47648 a 532 nanómetros. La fibra de núcleo externo de sílice fundida no dopada **590** tiene un índice de refracción de 1,46 a 532 nanómetros. El revestimiento polimérico de bajo índice **595** puede tener un índice de refracción de 1,38228 a 532 nanómetros.

15 Si bien las geometrías específicas del cable de fibra óptica multinúcleo se muestran explícitamente en el presente documento, aquellos con habilidad ordinaria en la técnica que tengan el beneficio de la presente divulgación apreciarán fácilmente que es posible una amplia variedad de configuraciones para el cable de fibra óptica multinúcleo. En la configuración mostrada en las **Figs. 5A-5N**, el punto de iluminación blanca en el extremo distal de la fibra óptica multinúcleo es algo mayor que el conjunto 2X2 de puntos láser. En algunos casos, se desea esta geometría porque
20 proporciona iluminación tanto en el área objetivo del tratamiento de la retina como también en parte de la retina circundante y porque el punto de iluminación es lo suficientemente pequeño como para mantener la luz blanca bastante concentrada. Además, la geometría permite una irradiación blanca adecuada en la retina con una fibra de diámetro de núcleo relativamente pequeño. Además, como se explicó anteriormente, las intensidades de la iluminación blanca y los haces láser de orientación se pueden ajustar (por ejemplo, en la fuente de luz de iluminación y el sistema de láser quirúrgico, respectivamente) para proporcionar la cantidad correcta de contraste del haz láser de orientación contra el blanco y al mismo tiempo proporcionar suficiente iluminación blanca para ver fácilmente la retina.
25

En algunas realizaciones de la presente tecnología, el extremo distal del cable de fibra óptica multinúcleo termina en una punta de una sonda de mano quirúrgica que está insertada en el ojo de un paciente. La punta de la sonda manual quirúrgica también puede incluir una lente para obtener imágenes de los haces multiplexados sobre la anatomía del
30 paciente, por ejemplo, la retina.

La **Fig. 6A** ilustra una vista lateral abierta de una punta **605** de una sonda de mano quirúrgica según algunas realizaciones de la presente divulgación. La punta de sonda **605** puede comprender una cánula **635** (por ejemplo una cánula de acero inoxidable) con un extremo distal de cánula **630** y la punta de sonda que contiene la fibra óptica multinúcleo **610** y una lente **615**. La lente **615** puede ser una lente de índice graduado (GRIN) y se puede dejar abierto un espacio de aire **625** entre la lente GRIN **615** y el extremo distal de la fibra óptica multinúcleo **610**. El espacio de aire **625** se puede dimensionar de tal manera que la luz emitida por la fibra óptica multinúcleo **610** experimente una cantidad de dispersión antes de incidir en la lente GRIN **615** y de tal manera que la lente GRIN **615** refleje la luz en la anatomía del paciente.
35

En algunos casos, no se permite un espacio de aire entre el extremo distal de la fibra óptica multinúcleo **610** y el extremo proximal de la lente **615**. Aquí, la fibra óptica multinúcleo **610** y la lente **615** están sustancialmente unidas entre sí con presión positiva para evitar problemas de tolerancia del espacio de aire, lo que permite menos posibilidades de que los rayos periféricos fuera del eje viajen suficientemente lejos para reflejarse en la pared lateral cilíndrica de la lente GRIN. Sin embargo, el uso de una lente convencional en lugar de la lente GRIN implica un espacio de aire entre la fibra óptica multinúcleo **610** y la lente **615** para enfocar la luz adecuadamente.
40

En algunos casos, la lente **615** se asegura en la punta de sonda **605** con un adhesivo óptico **620**. Como se muestra en la **Fig. 6A**, un patrón multipunto de luz láser verde de 532 nm se proyecta en el tejido retiniano situado a 4 milímetros del extremo distal de la cánula **630**.
45

La **Fig. 6B** ilustra una vista lateral abierta de otra punta **640** de una sonda de mano quirúrgica según algunas realizaciones de la presente divulgación. Una vez más, la punta de sonda **640** puede comprender una cánula **645** con un extremo distal de cánula **650** y la punta de sonda que contiene la fibra óptica multinúcleo **655** y una lente **660**. La lente **660** ilustrada en la **Fig. 6B** es una lente de vidrio planoconvexa. Además, la lente planoconvexa **660** está asegurada en la cánula **635** mediante una función de retención **665**. Una vez más, el espacio de aire **670** se puede dimensionar de tal manera que la luz emitida por la fibra óptica multinúcleo **655** experimente una cantidad de dispersión antes de incidir en la lente planoconvexa **660** y de tal manera que la lente planoconvexa **660** refleje la luz en la anatomía del paciente.
50
55

5 La **Fig. 7** ilustra un método **700** de creación de una imagen de un haz multiplexado de patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación según una realización particular de la presente divulgación. El método implica: seleccionar materiales para un cable de fibra óptica multinúcleo para asegurar el confinamiento de los haces dentro de las diversas regiones de núcleo a medida que se propagan a lo largo de la longitud del cable de fibra **705**, como se explicó anteriormente. El método **700** también implica la determinación de una apertura numérica de los haces de luz láser de una fuente láser y una apertura numérica de un haz de luz de iluminación de una fuente de luz de iluminación **725** y la selección de una lente de condensación para enfocar el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser y el haz de iluminación en un plano de interfaz del cable de fibra óptica multinúcleo **730**.

10 A continuación, el método **700** implica multiplexar un patrón multipunto de haces de luz láser con el haz de luz de iluminación **735**, enfocar el patrón multipunto multiplexado de haces de luz láser y el haz de iluminación en un plano de interfaz del cable de fibra óptica multinúcleo **740**, y dirigir el haz multiplexado del patrón multipunto de haces de luz láser y luz de iluminación a través de una lente en la pieza de mano quirúrgica **745**.

15 Como se explica anteriormente, es posible una amplia variedad de configuraciones para el cable de fibra óptica multinúcleo. Por ejemplo, una fuente de luz de iluminación de luz blanca incoherente se puede sustituir por un sistema de láser blanco (por ejemplo, un sistema de láser supercontinuo). En este caso, la extensión del haz láser blanco es suficientemente pequeña para ser menor que la extensión de la nanofibra y se puede acoplar eficientemente en la nanofibra, de tal manera que se puede usar un cable de fibra óptica multinúcleo como se describió anteriormente para suministrar haces de orientación y tratamiento láser multiplexados e iluminación láser blanca.

20 Las **Figs. 8A-8D** ilustran otro ejemplo de un sistema para multiplexar haces de orientación y tratamiento y luz de iluminación. La **Fig. 8A** ilustra una vista de extremo abierto de un tubo multilumen **800** para el suministro de láser multiplexado de orientación y haces de tratamiento y un haz de luz de iluminación láser. El tubo multilumen **800** incluye una nanofibra central **805** y un conjunto de fibras láser de vidrio **810** contenidas en el tubo multilumen **800**. La nanofibra central **805** puede ser una fibra de NA grande para transportar un haz láser blanco y las fibras láser de vidrio **810** pueden ser de diámetro pequeño para transportar haces de orientación y tratamiento láser (por ejemplo haces de orientación rojos y haces de tratamiento verdes). En algunos casos, la nanofibra central **805** puede estar encerrada en una cánula de diámetro diminuto, rígida, cilíndrica o cuadrada, negra absorbente o reflectante para el soporte estructural, y se puede conectar opcionalmente una lente de enfoque (descrita a continuación), asimismo para el soporte estructural.

30 Como se muestra en las **Figs. 8B-8C**, cada uno de los haces de orientación y tratamiento láser, así como el haz de luz de iluminación láser, no llenarán por completo espacialmente sus respectivos núcleos de fibra en el extremo proximal (**Fig. 8B**), pero llenarán totalmente sus núcleos en el extremo distal (**Fig. 8C**). En este caso, para que el haz de iluminación láser blanco sea espacialmente mayor que el patrón de haz láser multipunto en la retina, es necesario extender el extremo distal **820** de la nanofibra **815** más allá del extremo distal **825** del conjunto de fibras de vidrio **810** en el tubo multilumen **800** hasta que el extremo distal **820** de la nanofibra **815** esté en o cerca de un extremo proximal de una lente de enfoque **830** (por ejemplo una lente planoconvexa), como se muestra en la **Fig. 8D**.

40 La materia objeto descrita anteriormente debe considerarse ilustrativa y no restrictiva, y las reivindicaciones adjuntas pretenden cubrir todas las modificaciones, mejoras y otras realizaciones que caen dentro del alcance de la presente divulgación. De este modo, en la medida máxima permitida por la ley, el alcance de la presente divulgación se determinará por la interpretación más amplia posible de las siguientes reivindicaciones, y no se restringirá o limitará por la anterior descripción detallada.

REIVINDICACIONES

1. Una sistema de iluminación y multiplexación de luz láser multipunto (100) que comprende:

5 una fuente láser (105) que emite un haz de luz láser colimado;
 un elemento óptico difractivo (DOE), (282) configurado para recibir el haz de luz láser colimado y para crear
 un patrón multipunto de haces de luz láser y
 un sistema de iluminación (110) que emite luz de iluminación;
 una lente colimadora (270) que colima la luz de iluminación recibida desde el sistema de iluminación a un
 haz de luz de iluminación;
 10 un cable de fibra óptica multinúcleo (130);
 un puerto de cable óptico de fibra configurado para acoplarse al cable de fibra óptica multinúcleo;
 una lente de condensación (278); y
 un divisor de haz (284) configurado para reflejar el patrón multipunto de los haces de luz láser hacia la lente
 de condensación y transmitir el haz de luz de iluminación de la lente colimadora hacia la lente de
 15 condensación, multiplexando de este modo el patrón multipunto de haces de luz láser y el haz de iluminación,
 en donde la lente de condensación (278) está configurada para enfocar el patrón multipunto multiplexado de
 haces de luz láser y el haz de luz de iluminación en una interfaz con el puerto de cable óptico de fibra;
 en donde la lente de condensación (278) está configurada para enfocar el patrón multipunto multiplexado de
 haces de luz láser y el haz de luz de iluminación en una interfaz (290) de un extremo proximal del cable de
 20 fibra óptica multinúcleo, de tal manera que el haz de iluminación enfocado se propague por una longitud
 completa de un primer núcleo externo del cable de fibra óptica multinúcleo (130) y de tal manera que cada
 uno de los haces de luz láser en el patrón láser multipunto de los haces de luz láser se propague por una
 longitud completa de uno de una pluralidad de núcleos internos contenidos en el núcleo externo.

2. El sistema de iluminación y multiplexación láser multipunto de la reivindicación 1, en donde el DOE está alojado en
 una corredera lineal (450) configurada para posicionar alternativamente el DOE en una trayectoria de haz del haz de
 25 luz láser colimado.

3. La iluminación y el sistema de multiplexación láser multipunto de la reivindicación 1, en donde la fuente láser (105),
 el DOE (282), el sistema de iluminación (110), la lente de colimación (270), el puerto de cable óptico de fibra (130), el
 divisor de haz (284), y la lente de condensación (278) están integrados en una consola quirúrgica configurada para
 realizar uno o más procedimientos oftálmicos.

4. El sistema de multiplexación de láser de iluminación y multipunto de la reivindicación 1, en donde el divisor de haz
 (284) refleja luz en una primera banda estrecha y una segunda banda estrecha, y en donde el divisor de haz transmite
 la luz de iluminación de la primera banda estrecha y la segunda banda estrecha.

5. El sistema de iluminación y multiplexación láser multipunto de la reivindicación 4, en donde la fuente láser (105)
 comprende una fuente láser seleccionable por el usuario configurada para emitir alternativamente haces de luz láser
 35 que tienen una longitud de onda contenida en al menos una de dos bandas estrechas de un espectro electromagnético
 de luz que corresponde a un haz de tratamiento quirúrgico que tiene una longitud de onda de 532 nm y a un haz de
 tratamiento quirúrgico que tiene una longitud de onda de 635 nm.

6. Un sistema de iluminación y multiplexación de luz láser multipunto (100) que comprende:

40 una fuente láser (105) que emite un haz de luz láser colimado;
 un sistema de iluminación (110) que emite luz de iluminación;
 una lente colimadora (270) que colima la luz de iluminación recibida desde el sistema de iluminación a un
 haz de luz de iluminación;
 una lente de condensación (278);
 un divisor de haz (284) configurado para reflejar haz de luz láser hacia la lente de condensación y transmitir
 45 el haz de luz de iluminación de la lente colimadora hacia la lente de condensación, multiplexando de este
 modo el haz de luz láser y el haz de iluminación;
 un elemento óptico difractivo (DOE), (282) configurado para recibir el haz de luz láser multiplexado y el haz
 de luz de iluminación y para crear un patrón multipunto de haces de luz láser en el haz de iluminación;
 un cable de fibra óptica multinúcleo (130); y
 50 un puerto de cable óptico de fibra configurado para acoplarse al cable de fibra óptica multinúcleo;
 en donde la lente de condensación (278) está configurada para enfocar el patrón multipunto multiplexado de
 haces de luz láser y el haz de luz de iluminación en una interfaz con el puerto de cable óptico de fibra;
 en donde la lente de condensación (278) está configurada para enfocar el patrón multipunto multiplexado de
 haces de luz láser y el haz de luz de iluminación en una superficie (290) de un extremo terminal del cable de
 55 fibra óptica multinúcleo (130) de tal manera que el haz de luz de iluminación se propague por una longitud
 completa de uno de un primer núcleo externo del cable de fibra óptica multinúcleo y de tal manera que cada
 de los haces de luz láser en el patrón multipunto de haces de luz láser se propague por una longitud completa

de uno de una pluralidad de núcleos internos contenidos en el núcleo externo.

7. El sistema de iluminación y multiplexación láser multipunto de la reivindicación 6, en donde el DOE está alojado en una corredera lineal (450) configurada para posicionar alternativamente el DOE (282) en una trayectoria de haz del haz de luz láser colimado.
- 5 8. La iluminación y el sistema de multiplexación láser multipunto de la reivindicación 6, en donde la fuente láser (105), el DOE (282), el sistema de iluminación (110), la lente de colimación (270), el puerto de cable óptico de fibra, el divisor de haz (284), y la lente de condensación (278) están integrados en una consola quirúrgica configurada para realizar uno o más procedimientos oftálmicos.
- 10 9. El sistema de multiplexación de láser de iluminación y multipunto de la reivindicación 6, en donde el divisor de haz (284) refleja luz en una primera banda estrecha y una segunda banda estrecha, y en donde el divisor de haz transmite la luz de iluminación de la primera banda estrecha y la segunda banda estrecha.
- 15 10. El sistema de iluminación y multiplexación láser multipunto de la reivindicación 9, en donde la fuente láser (105) comprende una fuente láser seleccionable por el usuario configurada para emitir alternativamente haces de luz láser que tienen una longitud de onda contenida en al menos una de dos bandas estrechas de un espectro electromagnético de luz que corresponde a un haz de tratamiento quirúrgico que tiene una longitud de onda de 532 nm y a un haz de tratamiento quirúrgico que tiene una longitud de onda de 635 nm.

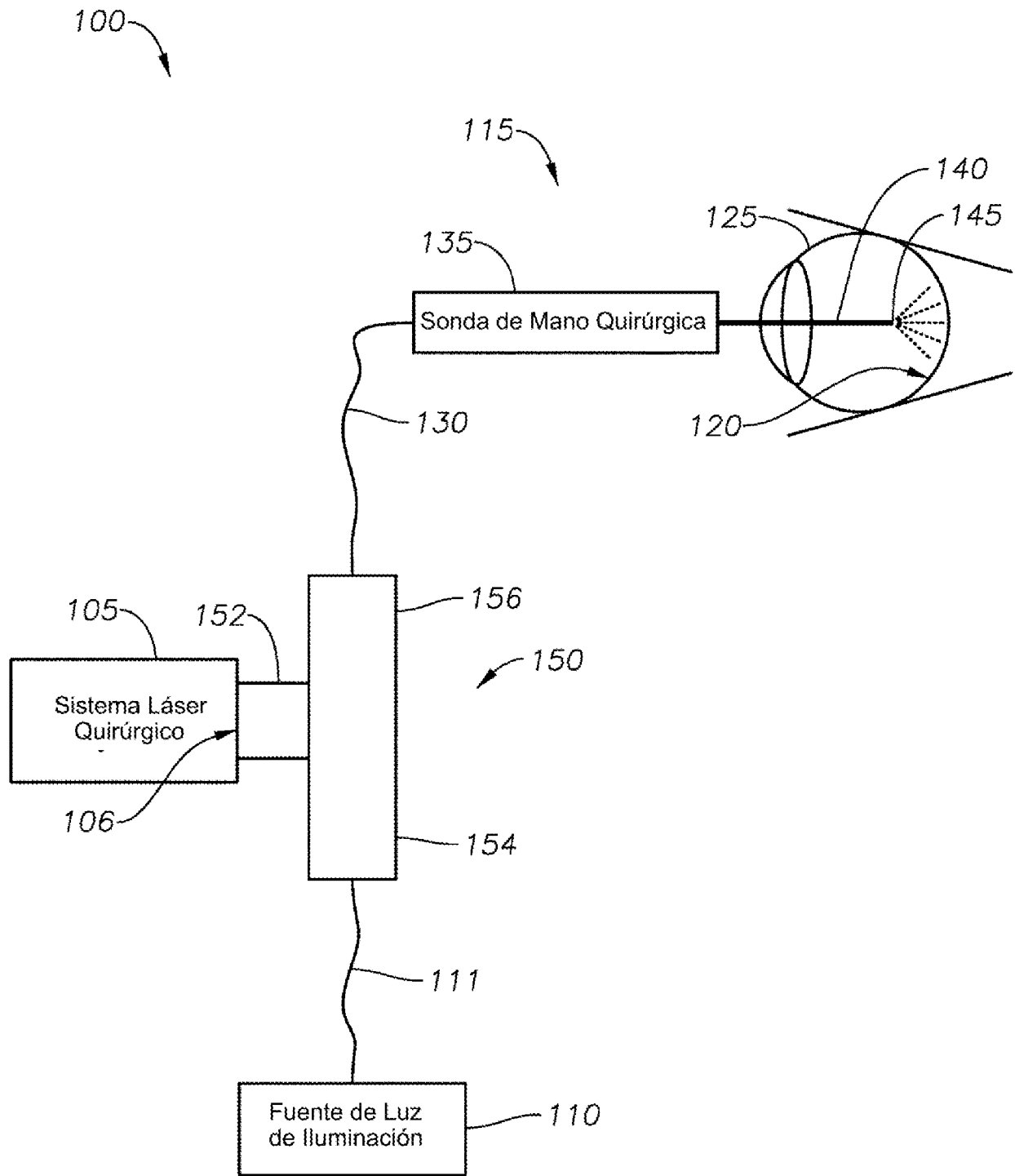
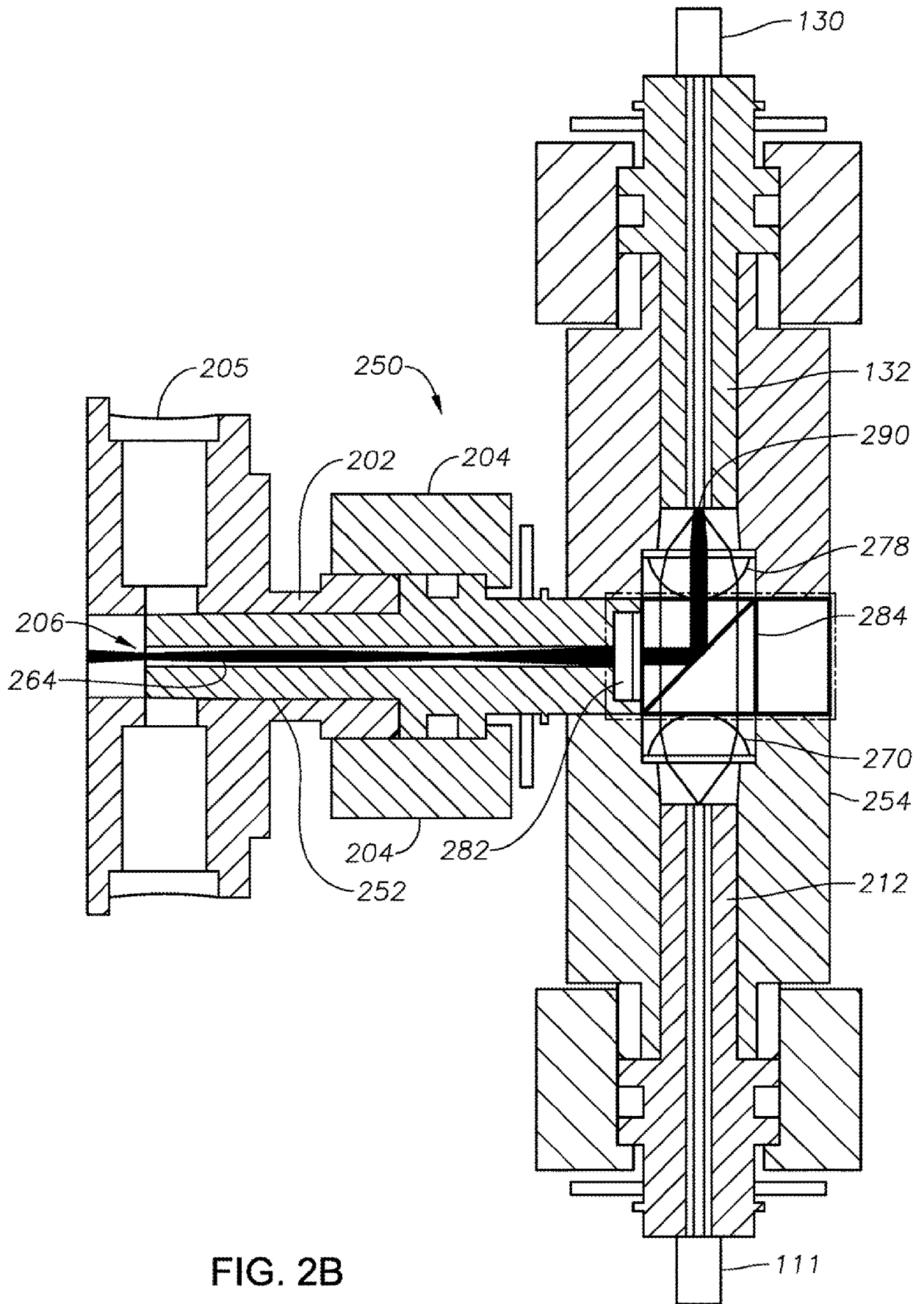


FIG. 1



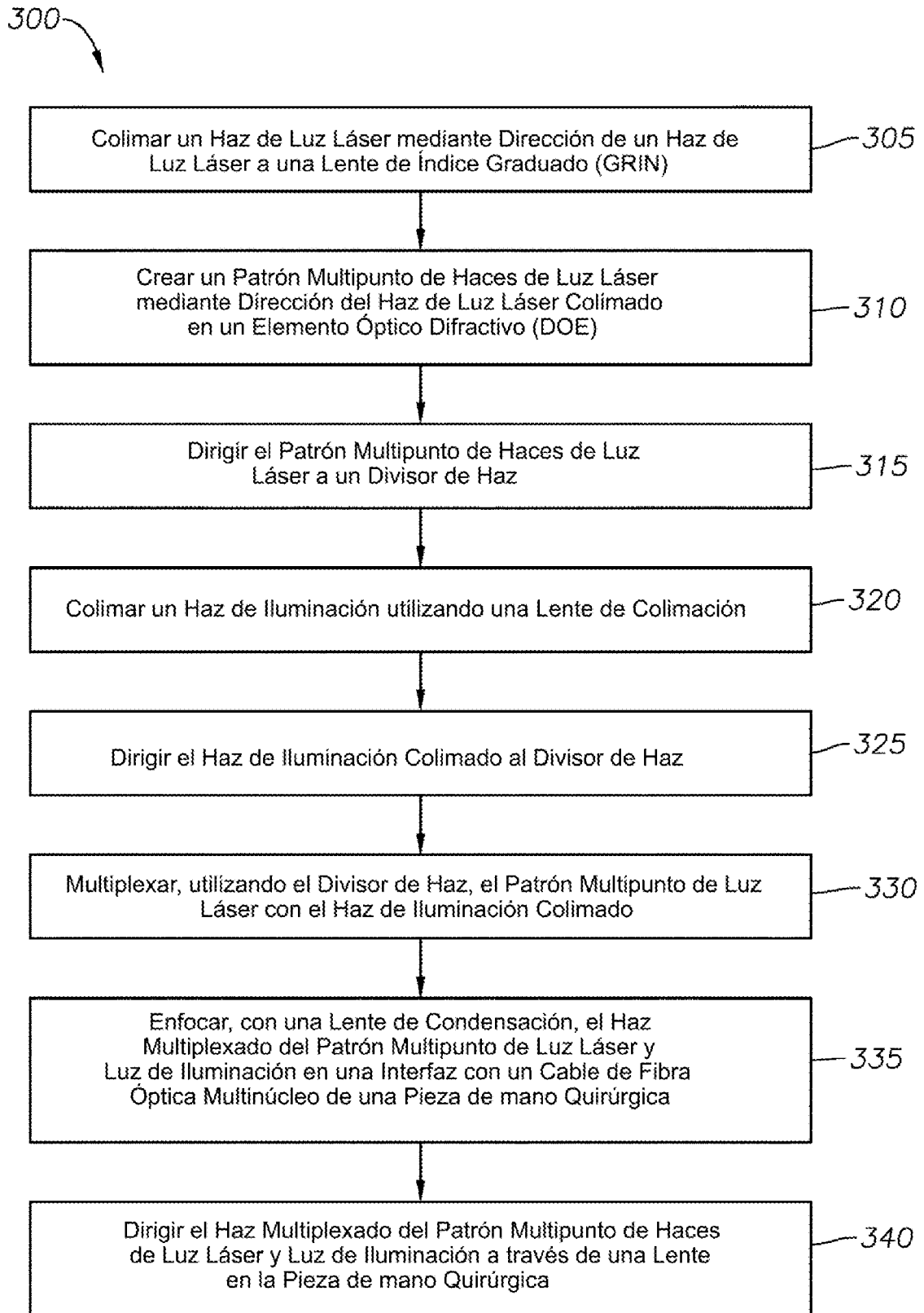


FIG. 3

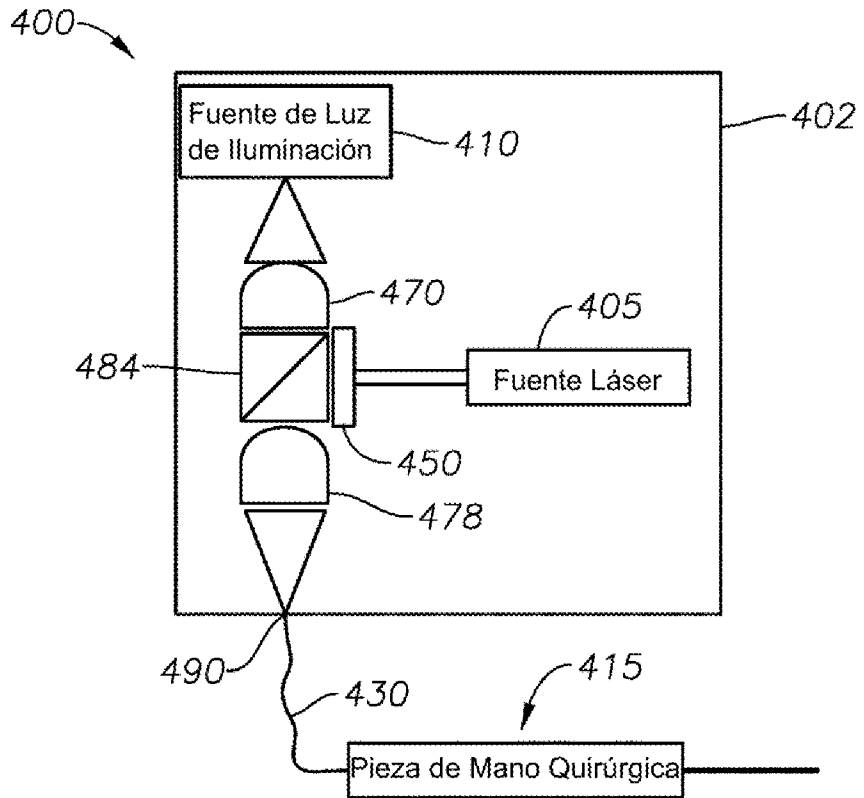


FIG. 4A

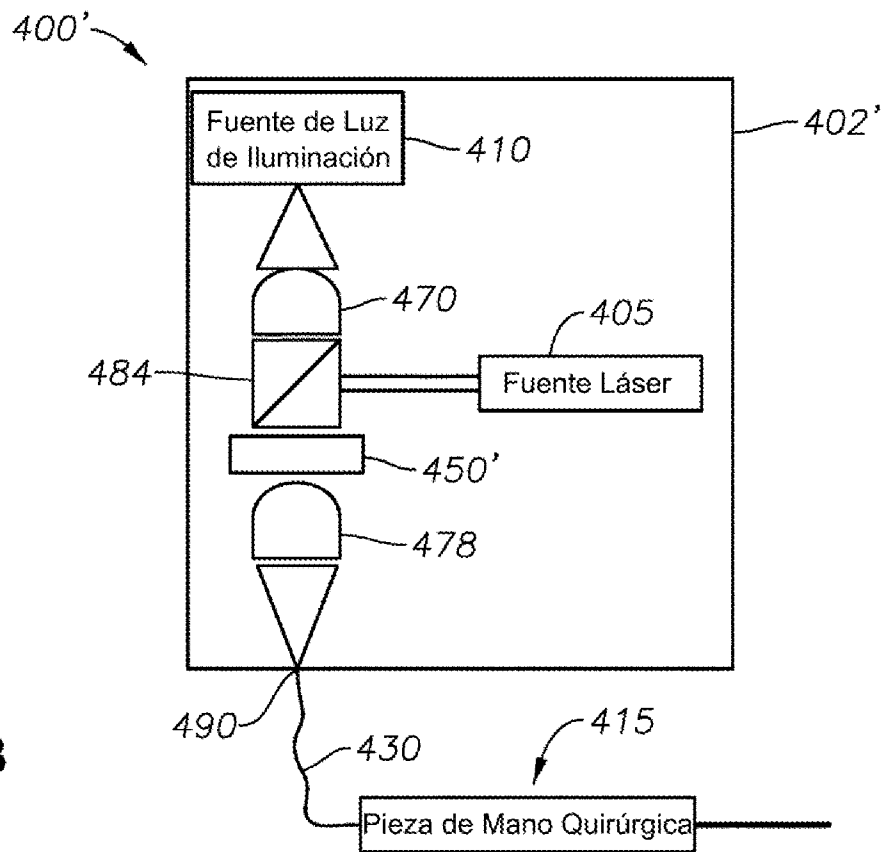


FIG. 4B

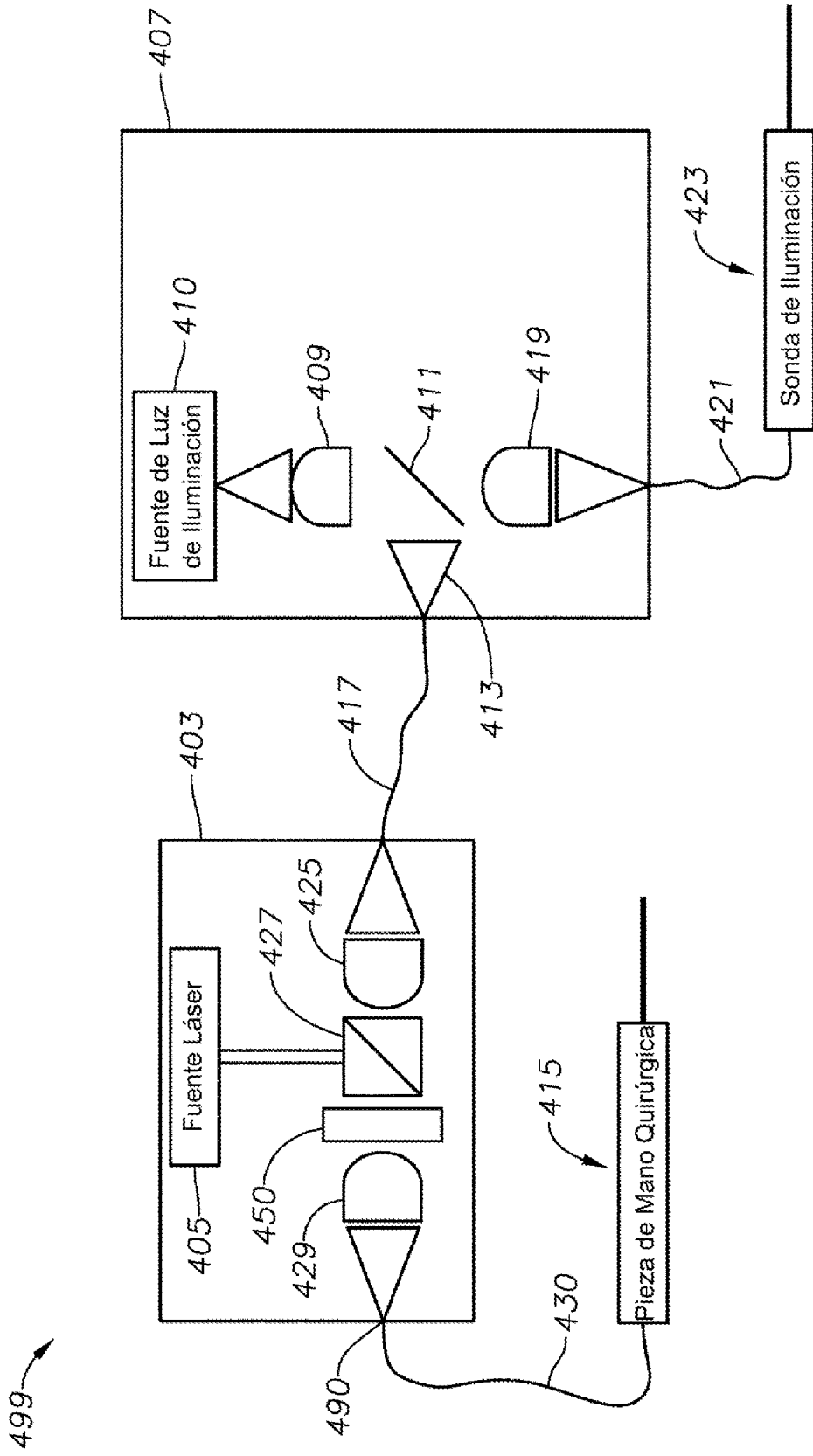


FIG. 4C

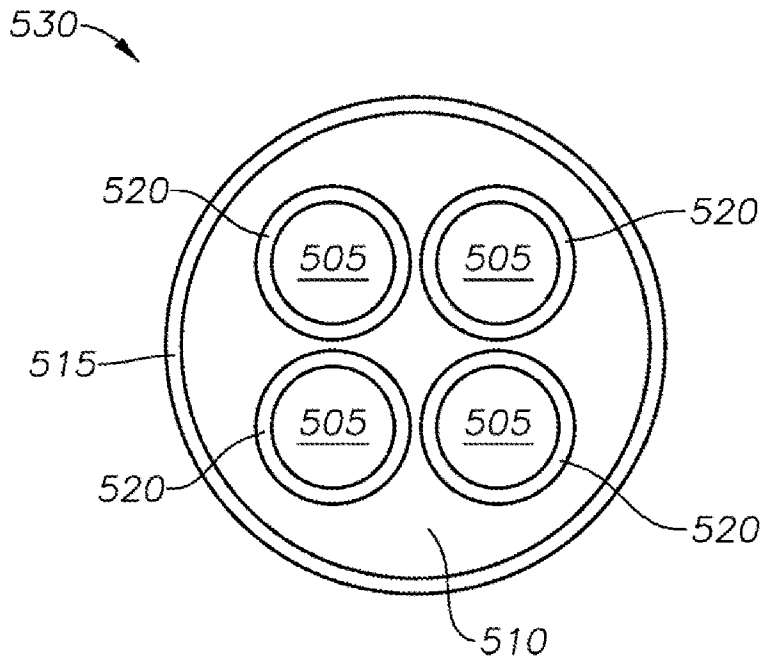


FIG. 5A

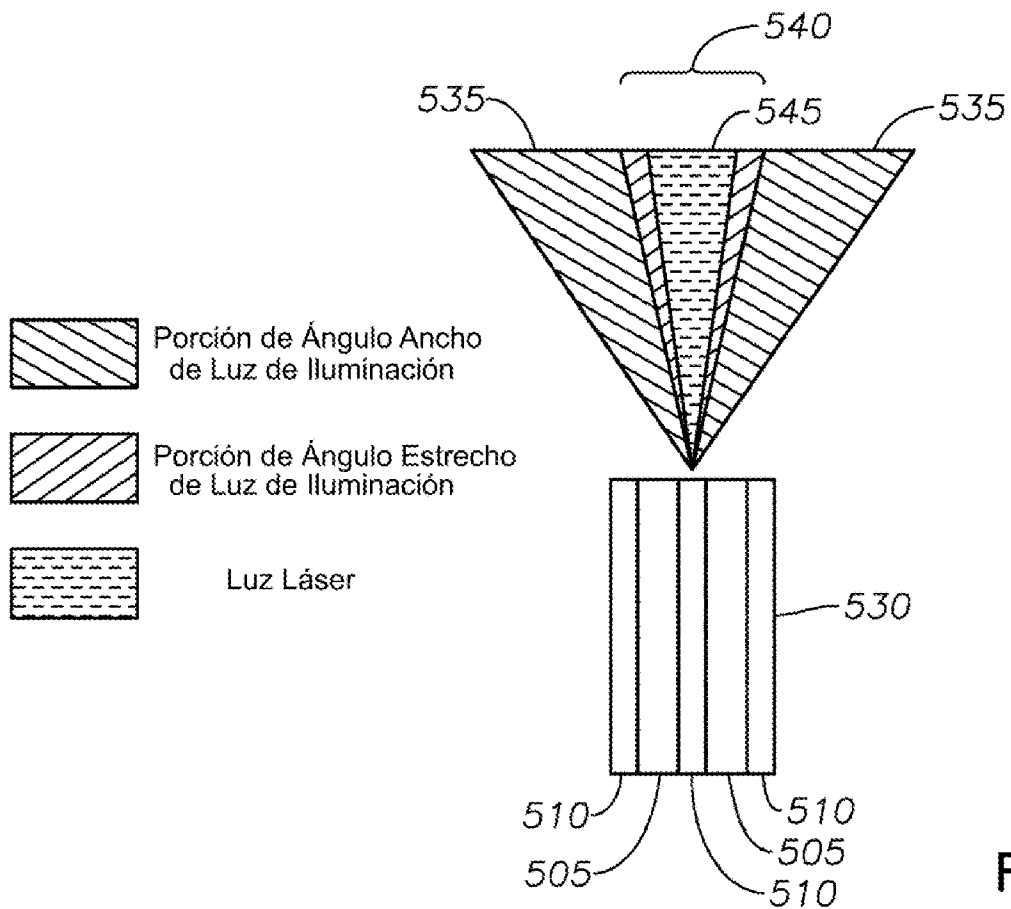


FIG. 5B

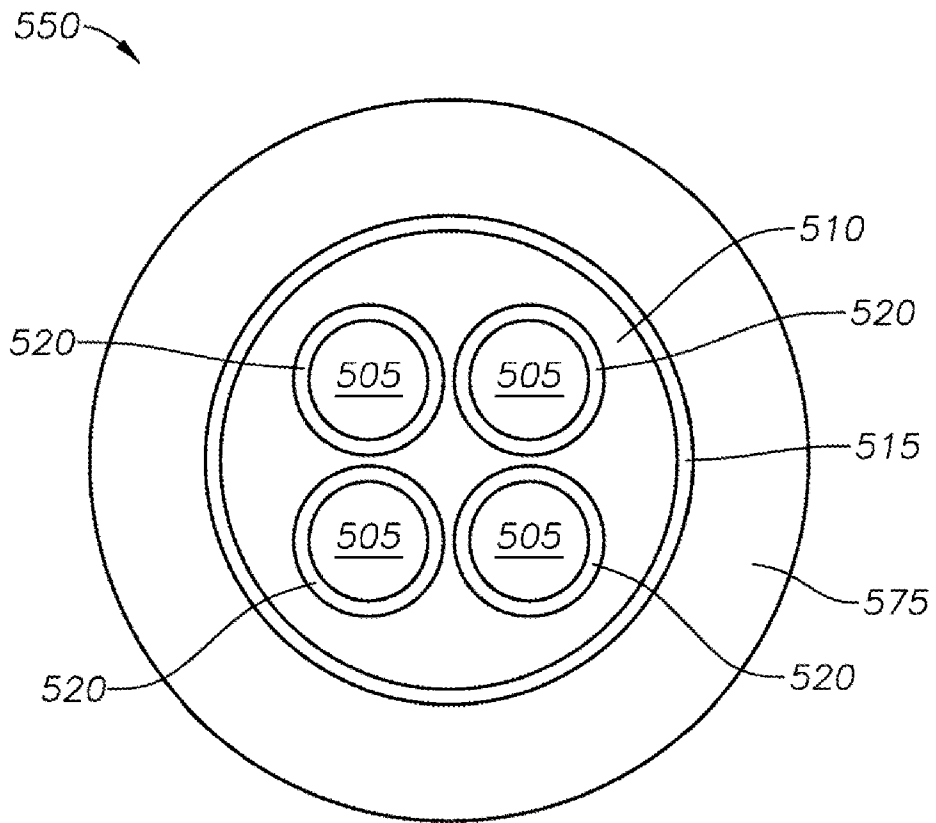


FIG. 5C

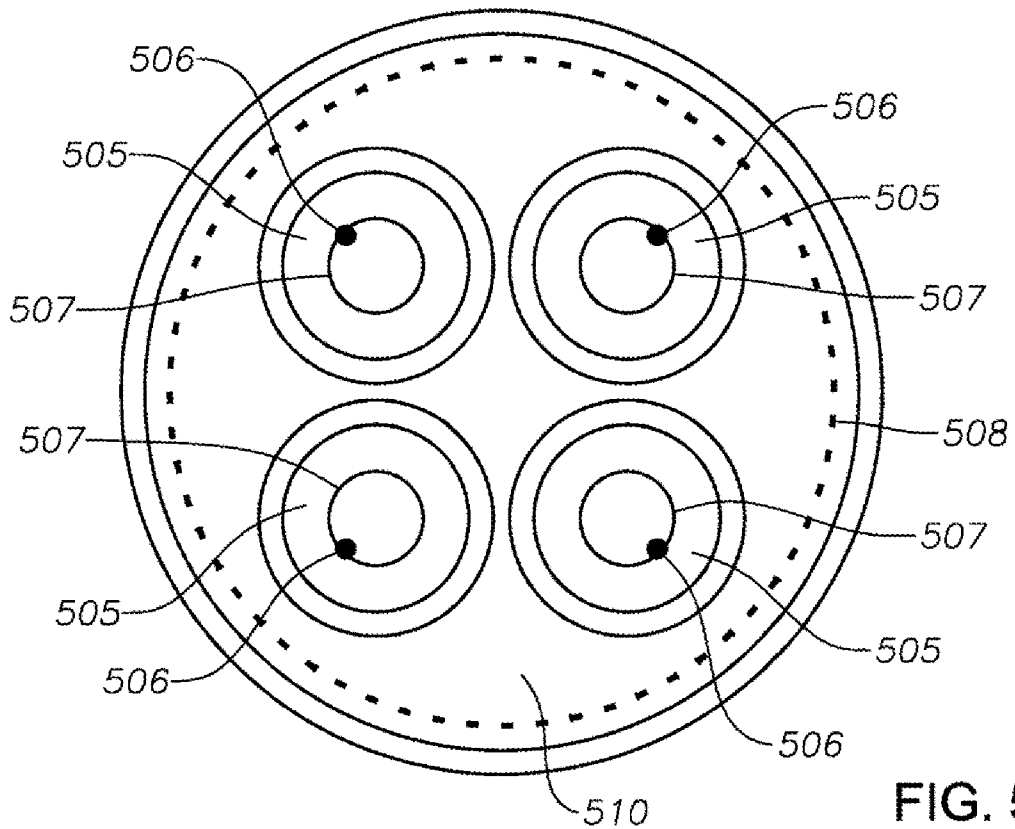


FIG. 5D

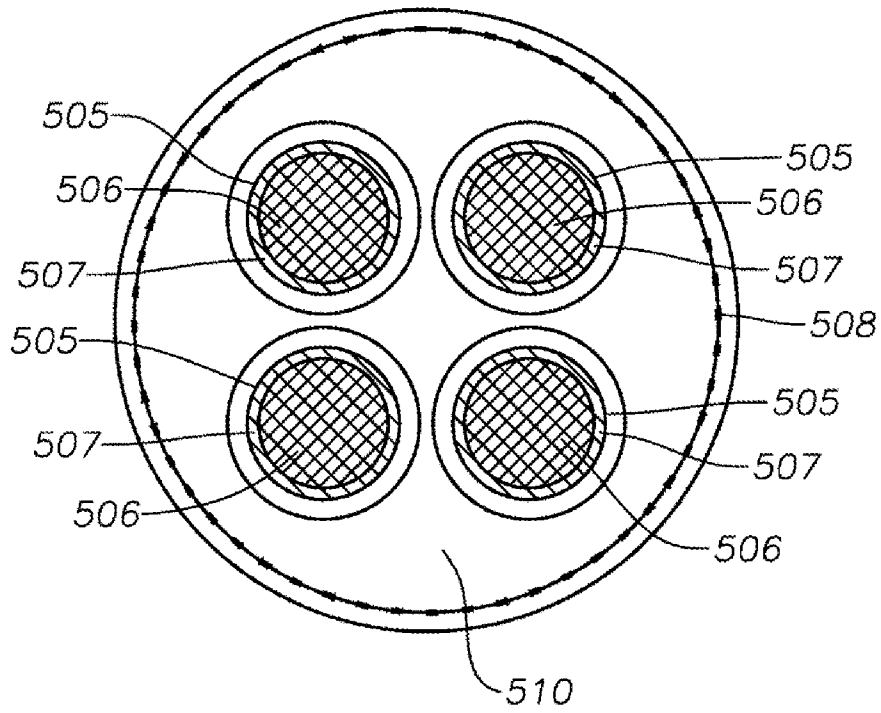


FIG. 5E

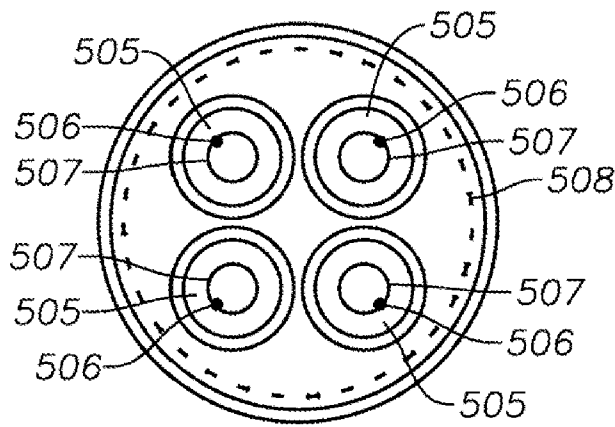


FIG. 5F

Semiángulo de Patrón
Multipunto de Haces Láser

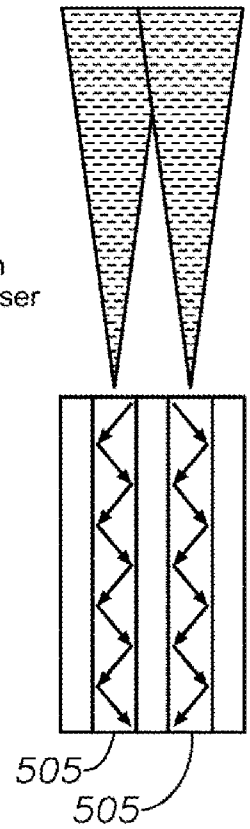


FIG. 5G

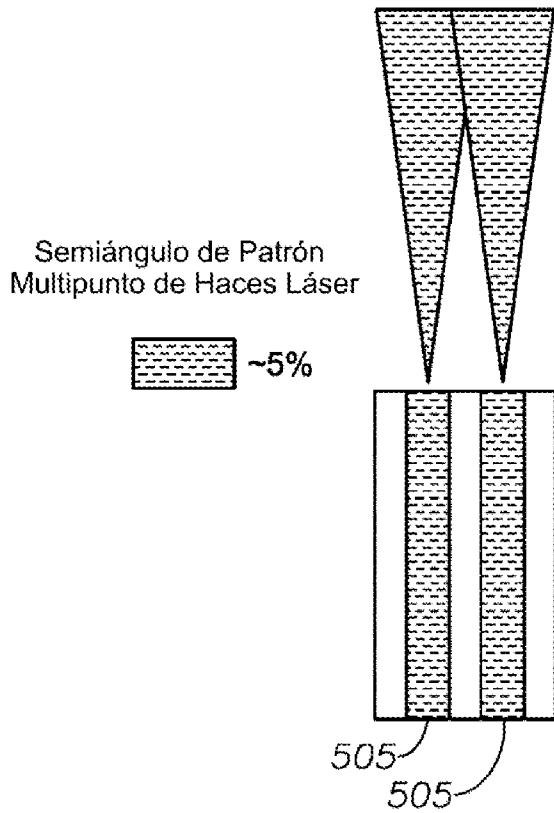


FIG. 5H

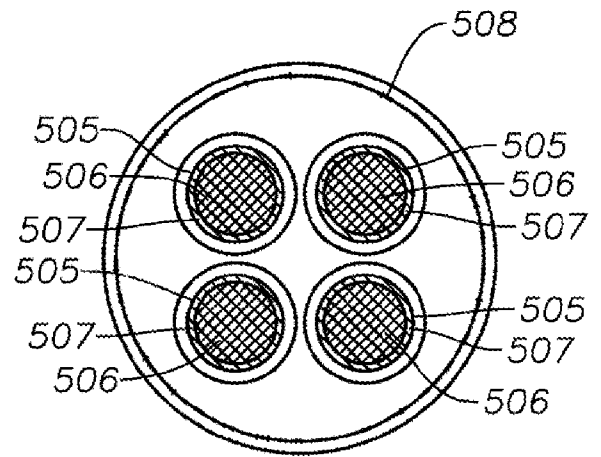


FIG. 5I

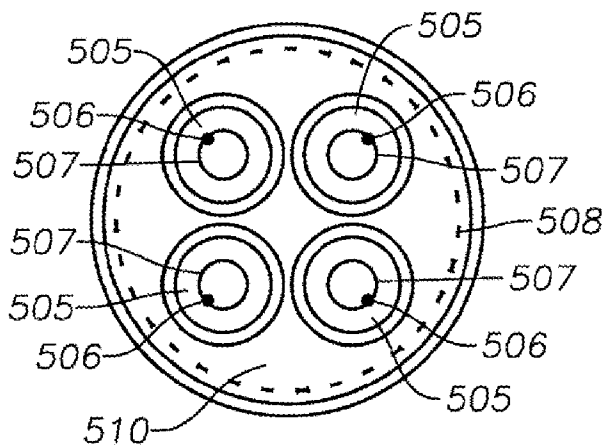


FIG. 5J

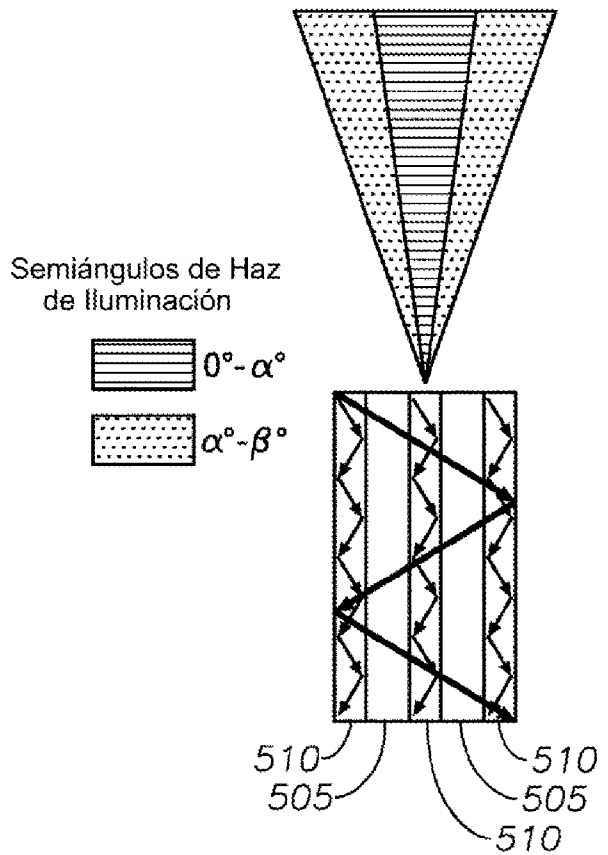


FIG. 5K

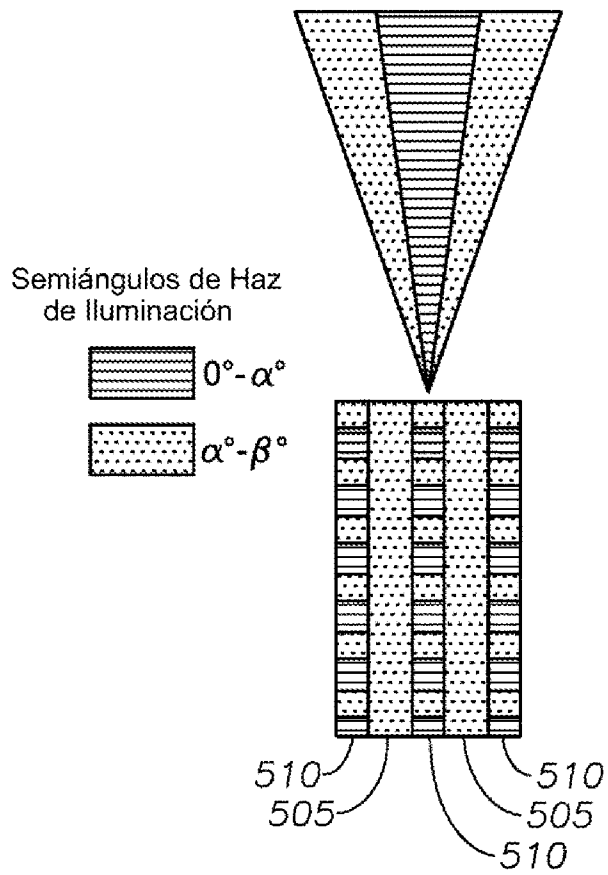


FIG. 5L

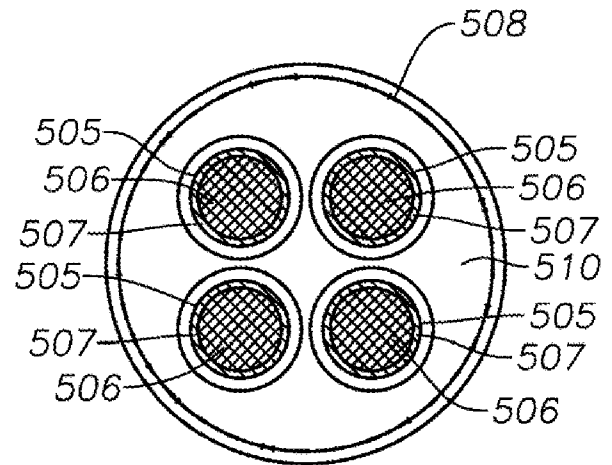


FIG. 5M

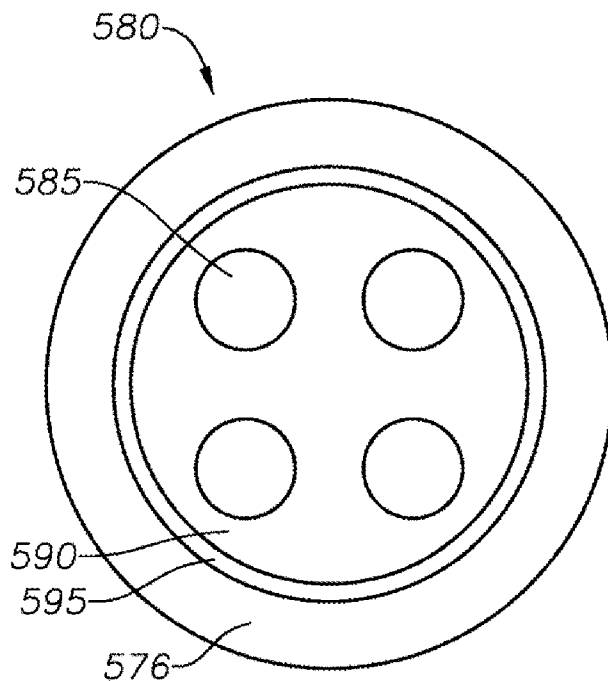


FIG. 5N

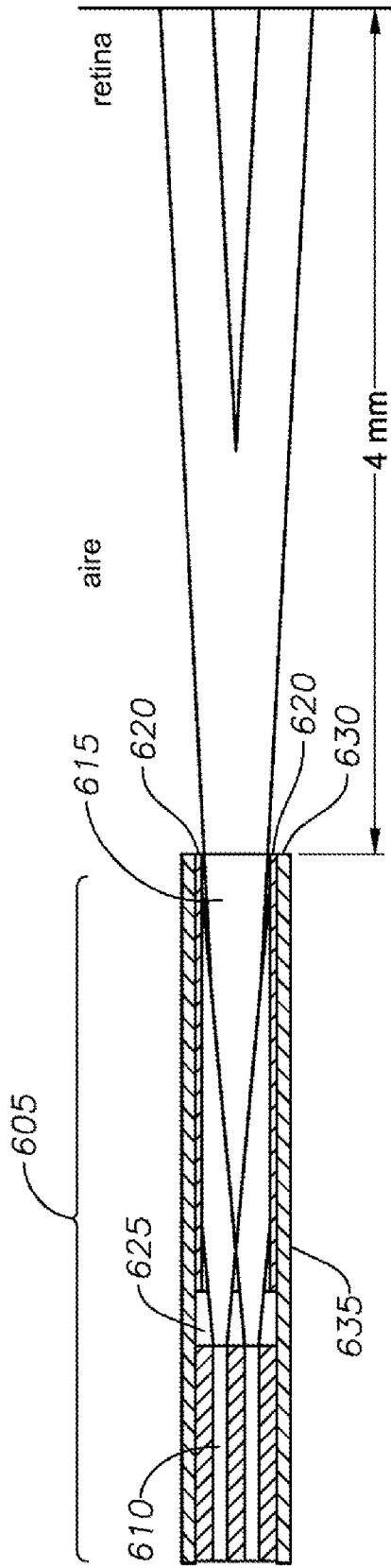


FIG. 6A

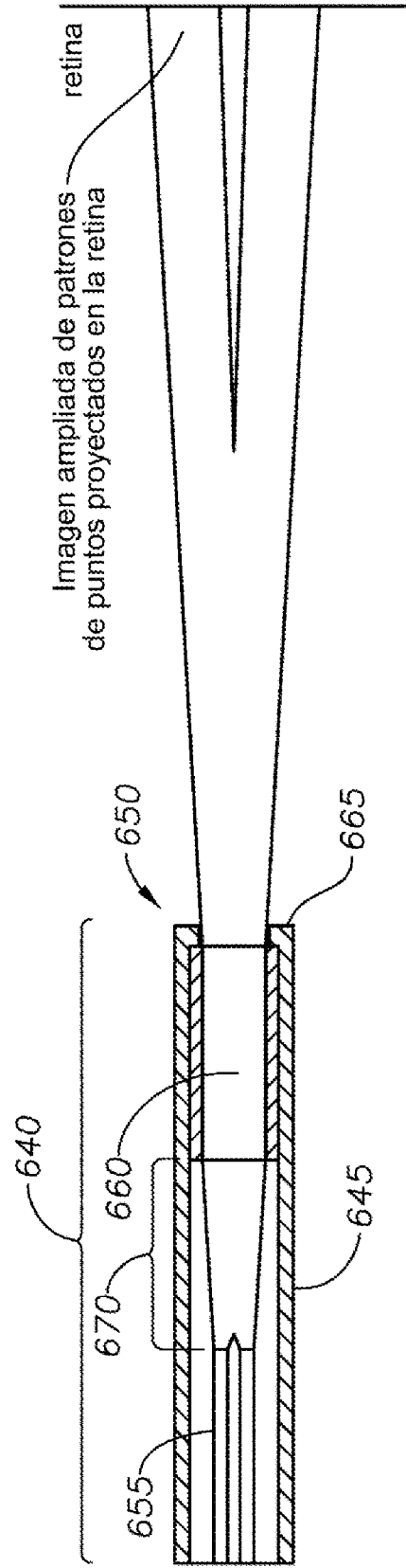


FIG. 6B

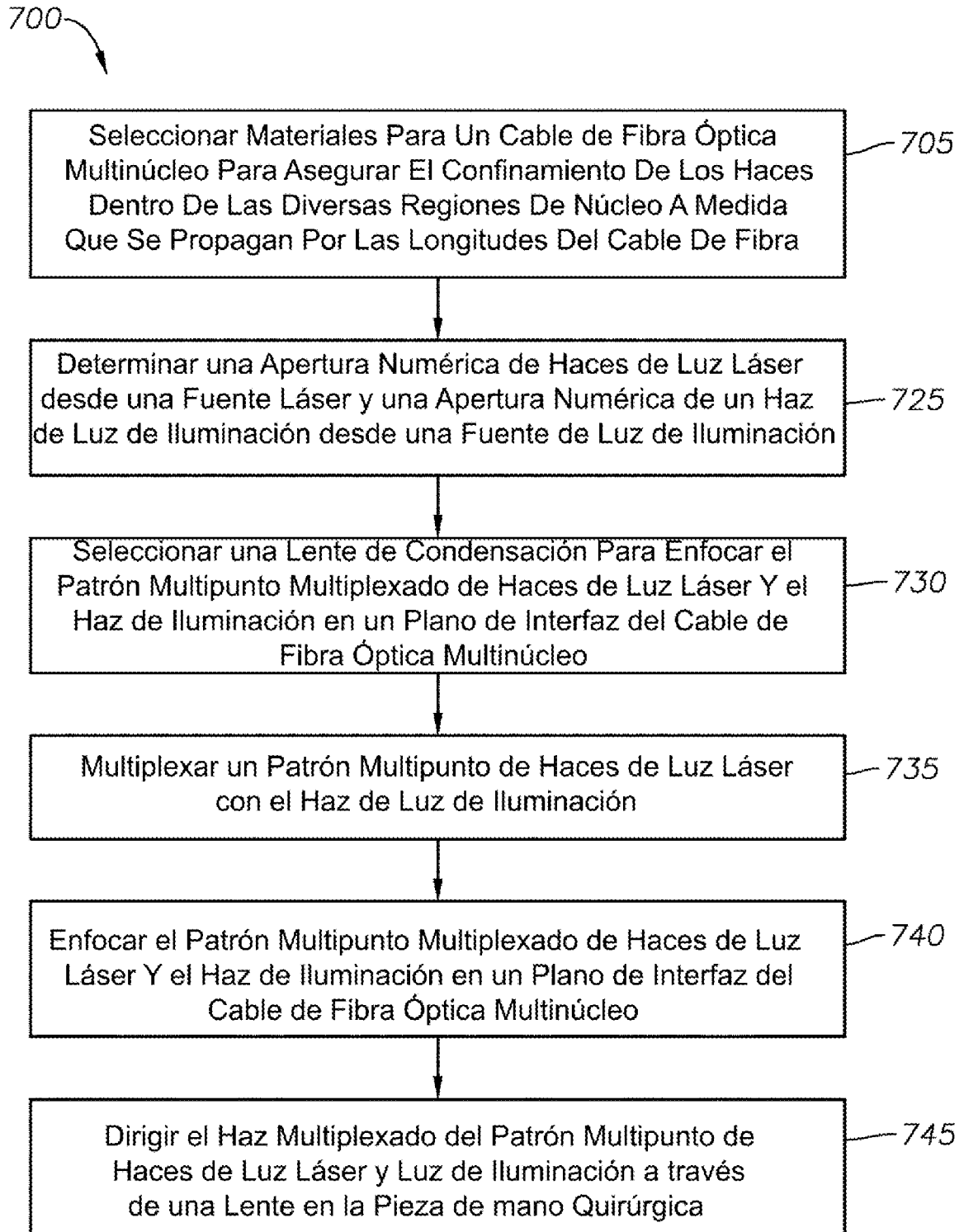


FIG. 7

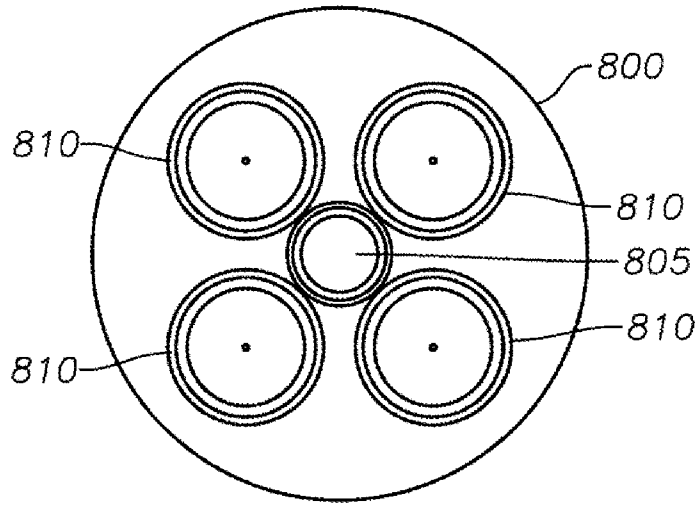


FIG. 8A

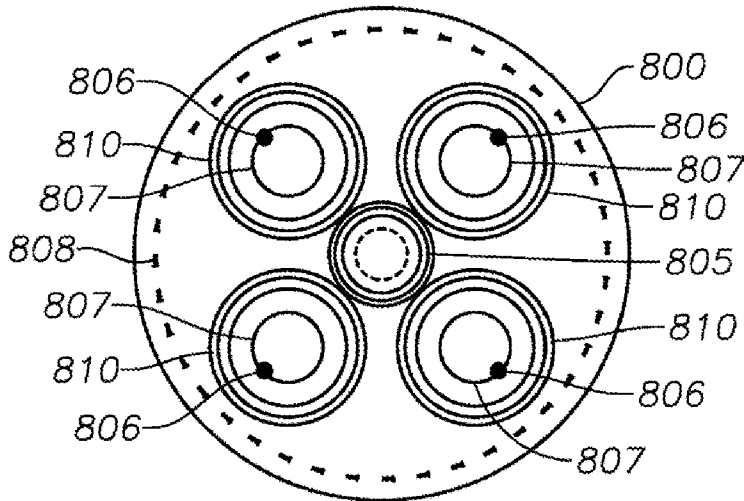


FIG. 8B

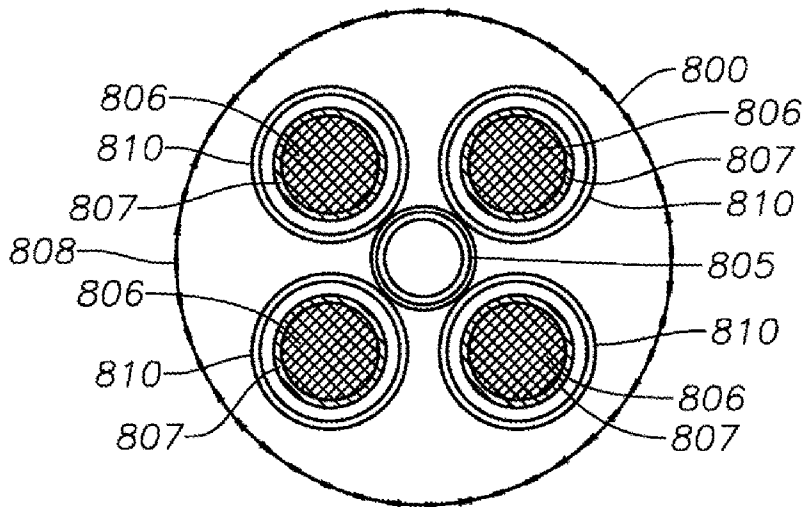


FIG. 8C

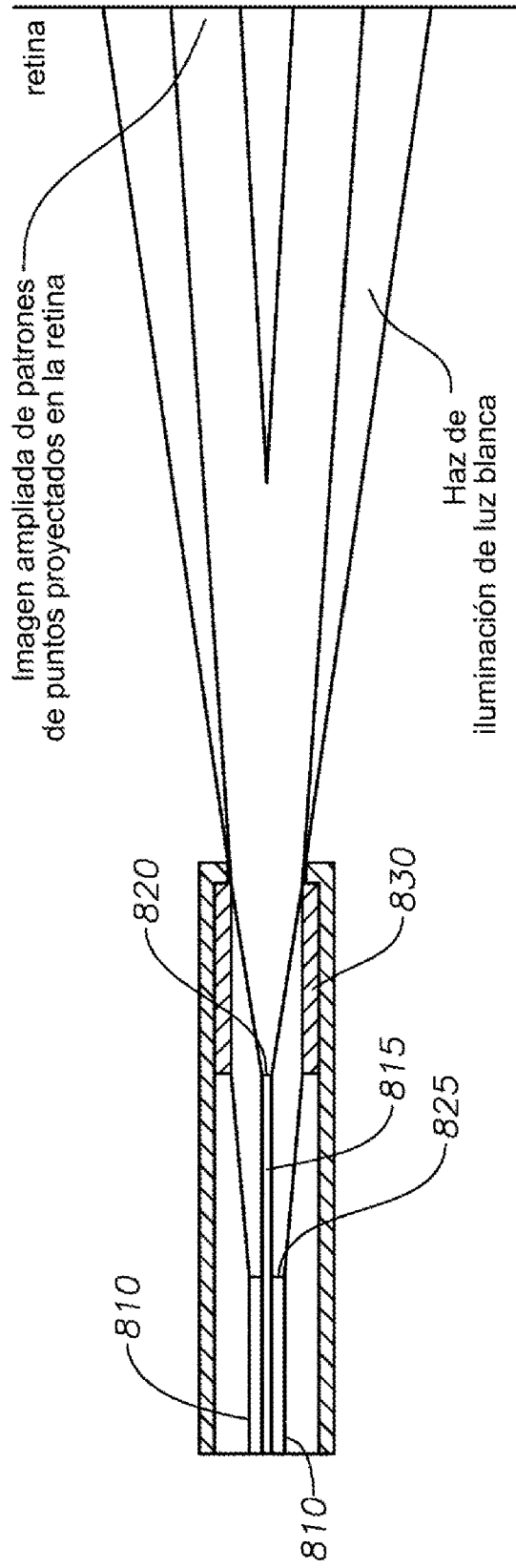


FIG. 8D