

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 645 647**

51 Int. Cl.:

A61B 18/22 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.12.2013 PCT/US2013/075925**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.06.2014 WO14100075**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.12.2013 E 13865679 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.09.2017 EP 2906137**

54 Título: **Sonda láser multipunto de fibra GRIN**

30 Prioridad:

21.12.2012 US 201213723600

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

07.12.2017

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD. (100.0%)
6201 South Freeway
Fort Worth, Texas 76134-2099, US**

72 Inventor/es:

**DIAO, CHENGUANG y
SMITH, RONALD T.**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 645 647 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 de fibra GRIN

5 **Antecedentes****Campo técnico**

Esta solicitud se refiere a una sonda láser multipunto para su uso en terapia de fotocoagulación.

10

Descripción de la técnica relacionada

Las terapias de fotocoagulación láser del estado de la técnica se han usado durante algún tiempo para suministrar un haz láser multipunto al tejido retiniano. Los haces láser multipunto potencian la cobertura de área de la terapia, aumentando la velocidad y reduciendo la invasividad de la técnica. Algunos intentos para crear una sonda láser multipunto han usado un haz de fibras que incluye una pluralidad de fibras. El haz de fibras está acoplado a la fuente de láser en el extremo proximal de la sonda y suministra la luz láser desde múltiples fibras en el extremo distal de la sonda. Un problema que surge con las sondas de haz de fibras es que el haz láser telecéntrico transmitido al tejido desde el extremo distal de las múltiples fibras debe dirigirse en diferentes direcciones angulares para distribuir los puntos de haz láser resultantes sobre una área amplia de la retina. Para proporcionar una distribución de área amplia de este tipo, se han desarrollado sondas láser multipunto/multifibra que tienen los extremos distales de las fibras doblados en las direcciones angulares deseadas. Sin embargo, tal doblado es laborioso, aumenta los costes y también aumenta el diámetro de la sonda en el extremo distal, lo que aumenta de manera indeseable la invasividad.

15

20

25

Algunos intentos para remediar el problema de la distribución de puntos de láser en el tejido retiniano implican el uso de una lente GRIN en un punto o extremo distal de la sonda. Por ejemplo, un haz de fibras puede estar acoplado a una lente GRIN en el extremo distal, de modo que el patrón multipunto puede proyectarse sobre la retina a la distancia y el aumento deseados. Sin embargo, este enfoque tiene diversos problemas.

30

Un problema es que el uso de la lente GRIN introduce un desafío de gestión térmica en el extremo distal de la sonda. De hecho, incluso una ligera ineficacia de acoplamiento entre el haz de fibras y la lente GRIN genera una cantidad indeseable de calor atrapado en la interfaz que es difícil de eliminar. El extremo distal de la sonda tiene normalmente dimensiones reducidas para reducir la invasividad. Por tanto, el calor generado en el extremo distal se acumula allí, dado que los elementos termoconductores en la sonda tienen dimensiones demasiado pequeñas para eliminar todo el calor por conducción. Por consiguiente, la interfaz de fibra-lente GRIN se denomina en ocasiones punto caliente. A medida que la temperatura de la punta de la sonda aumenta, los elementos ópticos dentro de la punta, incluyendo la lente GRIN, pueden desalinearse o soltarse.

35

40

Otro problema es que el mal funcionamiento relacionado con el sobrecalentamiento tiene lugar dentro del ojo, multiplicando los factores de riesgo asociados. Como ejemplo, la lente GRIN y otros elementos pueden soltarse, creando así el riesgo de que caigan dentro del ojo, un desenlace altamente indeseable.

45

Un tercer inconveniente de los diseños de lente GRIN existentes es que toda la sonda, que incluye la lente GRIN, el haz de fibras, la cánula con un adaptador customizado, la pieza de mano y los conectores de fibra pertenecen todos a un elemento desechable, que se descarta después de cada procedimiento. El hecho de que cada procedimiento requiera nuevos elementos desechables aumenta el coste total de los procedimientos y reduce así la disponibilidad del procedimiento.

50

Se hace referencia a los documentos US2002165595 y US5370643.

Por consiguiente, existe la necesidad de sondas láser multipunto mejoradas que sean térmicamente robustas y reduzcan el riesgo de dañar el tejido por calor o componentes sueltos. También existe la necesidad de una sonda compuesta por componentes en su mayor parte reutilizables, solo con una pequeña parte desechable.

55 **Sumario**

Con el fin de abordar los problemas comentados anteriormente, una sonda quirúrgica, según realizaciones de la presente invención, incluye un conjunto de cánula, que tiene una fibra de índice gradual (GRIN), configurada para recibir un haz multipunto en un extremo proximal y para emitir el haz de luz multipunto en un extremo distal; un adaptador, que tiene un extremo distal, configurado para recibir el conjunto de cánula con el extremo proximal de la fibra GRIN, un extremo proximal, configurado para su acoplamiento a una guía de luz a través de un conector y para recibir una luz suministrada mediante la guía de luz desde una fuente de láser al adaptador, y una interfaz, configurada para acoplar la luz suministrada mediante la guía de luz al extremo proximal de la fibra GRIN; siendo una longitud de la fibra GRIN suficientemente larga de modo que la interfaz se encuentra fuera del ojo de un paciente durante un procedimiento de fotocoagulación.

60

65

En realizaciones relacionadas, un método para fabricar una sonda quirúrgica incluye encerrar una fibra de índice gradual (GRIN) en un sistema de cánula, estando la fibra GRIN configurada para recibir un haz de luz multipunto en un extremo proximal y para emitir el haz de luz multipunto en un extremo distal; acoplar el sistema de cánula, con el extremo proximal de la fibra GRIN, a un extremo distal de un adaptador; y acoplar una guía de luz a través de un conector a un extremo proximal del adaptador, estando la guía de luz configurada para suministrar luz desde una fuente de láser al adaptador; comprendiendo el adaptador una interfaz, configurada para acoplar la luz suministrada mediante la guía de luz al extremo proximal de la fibra GRIN; y una longitud de la fibra GRIN es suficientemente larga de modo que la interfaz se encuentra fuera del ojo de un paciente durante un procedimiento de fotocoagulación.

Estas y otras realizaciones de la presente invención se describirán más detalladamente a continuación con referencia a los siguientes dibujos. La invención se define en las reivindicaciones, siendo otras realizaciones meramente a modo de ejemplo.

15 Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 muestra una sonda quirúrgica adaptada para producir un haz láser multipunto para procedimientos de fotocoagulación retiniana, según algunas realizaciones.

La Fig. 2A muestra una vista en sección transversal longitudinal de una sonda quirúrgica, según algunas realizaciones.

La Fig. 2B muestra una vista en sección transversal longitudinal de una sonda quirúrgica, según algunas realizaciones.

La Fig. 3 muestra una vista en sección transversal radial de una configuración multipunto dentro del extremo proximal de una sonda quirúrgica, según algunas realizaciones.

La Fig. 4 muestra un diagrama de flujo de un método para crear una sonda quirúrgica multipunto, según algunas realizaciones.

En las figuras, los elementos que tienen el mismo número de referencia tienen las mismas funciones o funciones similares.

35 Descripción detallada

La terapia de fotocoagulación láser aborda estados oculares tales como desprendimientos de retina y desgarros así como retinopatía proliferativa que resulta de enfermedades tales como diabetes. La glucemia anómalamente alta en un paciente diabético estimula los vasos retinianos para que liberen factores de crecimiento que a su vez fomentan una proliferación indeseable de vasos sanguíneos y capilares sobre la superficie retiniana. Estos vasos sanguíneos proliferados son delicados y sangrarán fácilmente al interior del humor vítreo. El cuerpo responde a los vasos dañados produciendo tejido cicatricial, que puede provocar entonces que la retina se desprenda y finalmente provoque ceguera.

La Fig. 1 muestra una sonda quirúrgica 100 adaptada para producir un haz láser multipunto 105 para procedimientos de fotocoagulación retiniana emitido desde una fibra de índice gradual (GRIN) 101 según algunas realizaciones. La sonda 100 puede insertarse en el ojo del paciente a través de una incisión e ilumina una parte de la retina con el haz 105. La sonda 100 puede incluir una cánula 110 para dar cabida a y soportar la fibra GRIN 101, una pieza de manejo o pieza de mano 120 para alojar la cánula 110, y un adaptador 130 que puede acoplarse a un conector 140. La cánula 110 puede ensamblarse de manera retirable en un extremo distal del adaptador 130, y el conector 140 puede ensamblarse en un extremo proximal del adaptador 130. Este diseño permite que un extremo proximal de la fibra GRIN 101 reciba un haz de luz o múltiples componentes de haz desde el conector 140 en una interfaz 135 dentro del adaptador 130 y por tanto fuera del ojo del paciente durante el procedimiento de fotocoagulación.

La sonda quirúrgica 100 recibe el haz de luz a través del conector 140 guiado por un cable óptico 145, que está acoplado a una fuente de láser 150. El cable óptico 145 puede incluir un haz de fibras ópticas, que guía los componentes de haz, o una única fibra óptica. Según algunas realizaciones, la fuente de láser 150 puede incluir un dispositivo láser 160, un acoplador 170, que puede incluir un divisor de haz y una lente, y un conector 180.

Según la Fig. 1, en las realizaciones descritas a continuación en el presente documento un elemento o una parte "proximal" se refiere a un elemento o una parte que está más próximo a la fuente de láser 150. Del mismo modo, un elemento o una parte "distal" se refiere a un elemento o una parte que está más próximo al ojo del paciente. Por tanto, por ejemplo, un haz multipunto 105 está en una posición distal en relación con la sonda quirúrgica 100. Y el cable óptico 145 está en una posición proximal en relación con la sonda quirúrgica 100.

Tal como se comentó anteriormente, la sonda 100 se enfrenta a una producción de calor considerable en la interfaz o punto caliente de la fibra GRIN 135 y el conector láser 140 incluso para desajustes ópticos muy pequeños, conduciendo al menos a los tres problemas descritos. A diferencia de los sistemas existentes que usan una lente GRIN pequeña y corta en la punta de la sonda 100 y por tanto tienen el punto caliente 135 en la punta distal de la sonda 100, muy profundamente dentro del ojo, en las presentes realizaciones la fibra GRIN es suficientemente larga de modo que el punto caliente 135 puede encontrarse fuera del ojo del paciente. Este diseño ofrece mejoras para los tres problemas descritos anteriormente.

(a) Algunas sondas 100 disipan el calor producido en la interfaz 135 de manera mejorada. De hecho, fuera del ojo del paciente, la masa y las dimensiones del adaptador 130 que rodea la interfaz 135 pueden aumentarse, así como las estructuras de intercambio de calor pueden acoplarse a la cánula 110, tal como estructuras metálicas de superficies grandes o nervios de enfriamiento hechos con materiales de alta conductividad térmica. Aumentando la masa, el tamaño y la superficie del adaptador 130, el calor generado en la interfaz 135 puede disiparse fuera del ojo de manera eficaz.

Por ejemplo, el adaptador 130 puede incluir un material con una alta conductividad térmica, tal como un metal. Esto mejora el rendimiento térmico del adaptador 130. Además, el rendimiento térmico más robusto en realizaciones consistentes con la presente divulgación aumenta el rendimiento de fabricación tras procedimientos de esterilización y de pruebas ambientales. Esto puede compararse con sondas que disipan el calor dentro del ojo que se extrae sólo a través de la cánula que es un conductor térmico deficiente, debido a su pequeño tamaño, conduciendo posiblemente a un daño relacionado con el sobrecalentamiento en el tejido biológico.

Además, algunas realizaciones pueden incluir un adhesivo térmicamente conductor entre la fibra GRIN 101 y la cánula 110, para ayudar a disipar el calor producido en la interfaz o el punto caliente 135. Además, la cánula 110 puede estar hecha de un material de alta conductividad térmica, tal como un metal, por ejemplo cobre, para potenciar la robustez térmica del conjunto.

(b) La robustez mecánica de la sonda quirúrgica 100 según realizaciones dadas a conocer en el presente documento también se potencia mediante el área de contacto larga entre la fibra GRIN 101 y la cánula 110, extendida a lo largo de toda la longitud de la fibra GRIN 101. Por tanto, la unión de la fibra GRIN 101 y la cánula 110 es más resistente, reduciendo drásticamente el riesgo de fallo importante, incluyendo el arrastre de la fibra GRIN 101 desde la cánula 110.

Incluso si se produce un fallo de material en el punto caliente 135 debido a tensión térmica o tensión mecánica, el riesgo de que alguno de los componentes quede atrapado dentro del ojo del paciente es limitado, aumentando la seguridad operativa. Aumentar la seguridad operativa es altamente deseable para el fabricante de la sonda quirúrgica 100, debido a la responsabilidad reducida.

(c) Finalmente, en realizaciones, la parte desechable de la sonda 100 puede ser sólo la cánula 110 que contiene la fibra GRIN 101 y la pieza de mano 120. Este elemento desechable puede ensamblarse en el adaptador 130. El adaptador 130 requiere una ingeniería precisa para posibilitar un acoplamiento óptico preciso entre la fibra GRIN 101 y la guía láser 145. Por tanto, los elementos desechables que incluyen el adaptador 130, y posiblemente el conector 140, la guía láser 145 y el conector 180 son más caros, inflando el precio y limitando así la accesibilidad del procedimiento ya que deben descartarse o desecharse después de cada procedimiento. Por este motivo, los elementos desechables que pueden diseñarse para no incluir el adaptador 130, el conector 140, la guía láser 145 y el conector 180 son considerablemente más baratos, haciendo que el procedimiento sea accesible para un segmento más amplio de la población.

En los procedimientos de fotocoagulación láser que usan una sonda quirúrgica como en realizaciones dadas a conocer en el presente documento, la sonda quirúrgica 100 se usa para cauterizar vasos sanguíneos en diversos puntos de quemado por láser por la retina. Debido a que el láser puede dañar células de visión tales como bastones y conos que están presentes en la retina, la vista puede verse afectada por la terapia. Tal como se muestra en la Fig. 1, dado que la visión es lo más aguda en la mácula central de la retina, el cirujano puede dirigir el haz 105 a áreas periféricas de la retina para efectuar la fotocoagulación, sacrificando algo de visión periférica para conservar o restaurar la visión central.

Durante el procedimiento, el cirujano puede acoplar en primer lugar en la sonda 100 un haz de direccionamiento, que no quema, de modo que se marca y se ilumina el área retiniana que debe someterse a fotocoagulación. Debido a la disponibilidad de diodos láser rojos de baja potencia, el haz de direccionamiento es generalmente una luz láser roja de baja potencia. Apuntar este haz de direccionamiento permite al cirujano situar y dirigir la sonda 100 de manera precisa a la parte objetivo de la retina. Una vez que el cirujano ha situado y dirigido la sonda quirúrgica 100, el cirujano puede activar la fuente de láser 150 a través de un pedal o mecanismo similar, para someter entonces a fotocoagulación el área iluminada, denominado en ocasiones "quemado" o "encendido".

Tras haber quemado un punto de la retina, el cirujano recoloca la sonda 100 para iluminar un nuevo punto con haz multipunto 105, activa la fuente de láser 150, redirige la sonda quirúrgica 100, etcétera. El procedimiento se repite

hasta que una red adecuada de puntos de láser quemados están distribuidos por la retina. El número de puntos de fotocoagulación láser requeridos para un tratamiento típico de la retina puede ser aproximadamente de 1.000 a 1.500 puntos. Los sistemas que descomponen el haz láser inicial en 2, 4 ó 6 componentes de haz, por ejemplo sometiendo a refracción el haz mediante elementos ópticos facetados, pueden quemar 2, 4 ó 6 puntos simultáneamente, reduciendo así el número de activaciones de láser requeridas, o “encendidos” en un factor de 2, 4 ó 6, el número de componentes de haz. Por tanto, usar un haz multipunto 105 puede aumentar la velocidad del procedimiento de fotocoagulación drásticamente.

Realizaciones de una sonda quirúrgica 100 pueden incluir una sonda láser “multipunto/multifibra”, que produce múltiples haces láser a través de una red correspondiente de fibras ópticas. Por ejemplo, el cable óptico 145 puede incluir un haz de fibras que tiene una pluralidad de fibras ópticas, portando cada fibra una parte de la luz de iluminación, o componente de haz, de la fuente de láser 150 a la sonda quirúrgica 100. En tales realizaciones, el acoplador 170 puede incluir un adaptador y elementos ópticos para acoplar eficazmente luz del láser 160 en el haz de fibras en el cable óptico 145. En algunas realizaciones, el acoplador 170 puede incluir elementos ópticos tales como una lente de índice gradual (GRIN), un divisor de haz de difracción o un elemento óptico facetado. En algunas realizaciones, el acoplador 170 puede incluir una combinación de una lente GRIN y un divisor de haz de difracción, y otros elementos ópticos tales como una lente. Por consiguiente, el acoplador 170 puede estar diseñado para recibir un conector de cable óptico convencional 180.

En algunas realizaciones, la sonda quirúrgica 100 puede estar adaptada para usar una única fibra óptica en el cable óptico 145. Tales realizaciones se denominan en el presente documento sonda láser “multipunto/de una única fibra”. En una configuración multipunto/de una única fibra, el adaptador 130 en la sonda quirúrgica 100 puede incluir elementos ópticos para acoplar eficazmente la luz láser de una única fibra óptica a la fibra GRIN 101 que puede suministrar y emitir eficazmente los componentes de haz en su extremo distal para iluminar múltiples puntos.

Independientemente de si una sonda quirúrgica 100 es una sonda de una única fibra o una sonda multifibra, puede ser compatible con el conector 140 usado para conectar la sonda 100 y su adaptador 130 a la fuente de láser 150. A este respecto, resulta convencional para el cable óptico 145 acoplado a la fuente de láser 150 tener una interconexión normalizada tal como una interconexión subminiatura de versión A (SMA). Por ejemplo, la fuente de láser 150 puede tener un conector SMA hembra en el acoplador 170 que recibe el conector 180 del cable óptico 145. El conector 180 en el cable óptico 145 puede ser un conector ST convencional. Para una sonda láser de un único punto/de una única fibra convencional, un conector SMA macho 180 puede incorporar una única fibra en el cable óptico 145. En algunas realizaciones, el conector 180 puede incluir un extremo proximal del cable óptico 145 cortado en ángulo en relación con el eje longitudinal del cable óptico. Esto puede reducir la realimentación indeseable del cable óptico 145 a la fuente de láser 150.

La fuente de láser 150 puede proporcionar un haz enfocado al conector SMA macho 180 con una cintura de haz con un diámetro mucho menor que un diámetro de la única fibra usada en el cable óptico 145. Por ejemplo, la cintura de haz láser puede ser de 5 μm o menos, mientras que el diámetro de una única fibra en el cable óptico 145 puede ser de 75 μm o más. En algunas realizaciones, el diámetro de la cintura de haz láser puede ser de 2 μm , 1 μm o menos, mientras que una única fibra puede tener un diámetro de aproximadamente 10 μm o más. Por tanto, una sonda quirúrgica multipunto/de una sola fibra 100 con una cintura de haz estrecha puede acoplar de manera eficaz la fuente de láser 150 a la sonda óptica 100.

Un experto habitual en la técnica de la tecnología de la fibra óptica reconocerá que las realizaciones de la presente divulgación no están limitadas con respecto al tipo de fibra óptica usada en el cable óptico 145. Por ejemplo, algunas realizaciones pueden usar un haz de fibras que incluye una pluralidad de fibras ópticas multimodo. En algunas realizaciones, el haz de fibras puede incluir una pluralidad o al menos una fibra óptica de un único modo. Incluso en realizaciones multipunto/de una única fibra, la única fibra usada puede ser o bien una fibra óptica multimodo o bien una fibra óptica de un único modo.

Según algunas realizaciones, la fibra GRIN 101 puede estar diseñada para transmitir una imagen multipunto desde la interfaz o el punto caliente 135 fuera del ojo a la retina a través del haz multipunto 105. La fibra GRIN 101 puede incluir un núcleo cilíndrico que tiene un índice de refracción que varía radialmente. La fibra GRIN 101 puede actuar como una serie de lentes de transmisión, configuradas para recibir el haz de luz multipunto en un extremo proximal y para transmitirla a un primer plano de imagen, después transmitir esta imagen a un segundo plano de imagen, etcétera, hasta que el patrón multipunto se transmite al extremo distal de la fibra GRIN, en el que se emite al objetivo final.

Para reducir la disipación de calor, una cara de extremo proximal de la fibra GRIN 101 en la interfaz 135 puede estar recubierta con una capa antirreflectante (AR) en la longitud de onda de la fuente de láser. La cara de extremo proximal de la fibra GRIN 101 también puede cortarse en ángulo en relación con el eje de simetría de la fibra GRIN 101, para evitar una realimentación no deseable a la fuente de láser 150.

En realizaciones de sonda quirúrgica 100 dadas a conocer en el presente documento, la cánula 110 con la fibra GRIN 101 y el alojamiento o la pieza de mano 120 pueden ser desechables. Por tanto, un cirujano puede conservar

el adaptador 130 de sonda quirúrgica 100 junto con la fuente de láser 150 y el cable óptico 145 tras procedimientos individuales y desechar sólo la cánula desechable 110 y la pieza de mano 120. Además, según algunas realizaciones, la sonda quirúrgica 100 puede adaptarse para aceptar o ensamblar el cable óptico 145 que incluye o bien un haz de fibras o bien una única fibra. Esto se describirá más detalladamente a continuación, en relación con las Figs. 2A-B.

La Fig. 2A muestra una vista en sección transversal longitudinal de una sonda quirúrgica 200A que puede ser una realización de sonda quirúrgica 100. La sonda quirúrgica 200A puede incluir un adaptador, o pieza de montaje, 230 configurado para acoplar la fibra GRIN 101 al cable óptico 145. En algunas realizaciones, el cable óptico 145 puede incluir un haz de fibras 246 que tiene una pluralidad de fibras ópticas. La sonda quirúrgica 200A también puede incluir una pieza de manejo 220, que puede fijar o ensamblar la cánula 110 en el adaptador o pieza de montaje 230. Además, la pieza de manejo o pieza de mano 220 puede estar adaptada para manipularse o bien manualmente por parte de un cirujano o bien mediante una máquina, tal como un robot quirúrgico que tiene un brazo adaptado para agarrar la sonda quirúrgica 200A en la pieza de manejo 220. La fibra GRIN 101 puede tener una longitud total L_f 205 que puede estar en el intervalo de 10-300 mm o 30-100 mm. En algunas realizaciones, la fibra GRIN 101 puede tener de 200 a 500 micras de diámetro y estar compuesta de SiO_2 y GeO_2 , con un perfil de índice de refracción parabólico.

Tal como se ilustra en la Fig. 2A, un extremo proximal de la fibra GRIN 101 puede llegar al interior del adaptador 230, terminando en la interfaz 135. Del mismo modo, el haz de fibras 246 puede llegar al interior del adaptador 230 de modo que se forma una distancia preseleccionada d_1 201 entre el haz de fibras 246 y la fibra GRIN 101.

La Fig. 2B muestra una vista en sección transversal longitudinal de una sonda quirúrgica 200B, según algunas realizaciones. La sonda quirúrgica 200B incluye un adaptador 230 configurado para acoplar la fibra GRIN 101 al cable óptico 145. En algunas realizaciones, el cable óptico 145 incluye una única fibra 247 y un divisor de haz de difracción 250. En algunas realizaciones, la única fibra 247 puede estar acoplada al divisor de haz de difracción 250 por medio de una lente 251. La lente 251 recibe la luz láser de la única fibra 247, hace pasar la luz láser a través del divisor de haz de difracción 250, y proyecta varios componentes de haz sobre la cara proximal de la fibra GRIN 101. En algunas realizaciones, el divisor de haz de difracción 250 y la lente 251 pueden formar parte de una interfaz extendida 135.

Como se ilustra en la Fig. 2B, un extremo proximal de la fibra GRIN 101 puede llegar al interior del adaptador 230 hasta la interfaz 135. Del mismo modo, la fibra 247 puede llegar al interior del adaptador 230 de modo que se forma una distancia preseleccionada d_2 202 entre el divisor de haz de difracción 250 y la fibra GRIN 101.

La Fig. 3 muestra una vista en sección transversal radial de un plano multipunto 300 dentro del extremo proximal de una sonda quirúrgica, según algunas realizaciones. La configuración 300 incluye puntos de láser 346-1, 346-2, 346-3, 346-4, 346-5, 346-6 y 346-7 denominados a continuación en el presente documento de manera colectiva como puntos de láser 346. La configuración 300 también incluye un perímetro 301 de la sección transversal en una fibra GRIN 101, que rodea los puntos de luz 346. Por consiguiente, los puntos de luz 346 pueden formar un plano de imagen sobre la superficie proximal de la fibra GRIN 101, que linda con la interfaz 135 (véanse las Figs. 2A-B). En algunas realizaciones, los puntos de luz 346 pueden proyectarse sobre la superficie proximal de la fibra GRIN 101 mediante un haz de fibras, tal como el haz de fibras 246 (véase la Fig. 2A). En algunas realizaciones, los puntos de luz 346 pueden ser el plano de imagen de un divisor de haz de difracción tal como un divisor de haz de difracción 250 acoplado a una lente 251 (véase la Fig. 2B).

La Fig. 3 muestra seis puntos de luz 346 orientados en una geometría hexagonal ("panal de abeja"). Un experto habitual en la técnica reconocerá que no hay nada que limite la geometría exacta y el número de los puntos de luz 346 en la configuración 300. En realizaciones en las que los puntos de luz 346 corresponden al haz de fibras 246, una fibra central 346-4 puede estar rodeada circunferencialmente por seis fibras externas 346-1, 346-2, 346-3, 346-5, 346-6 y 346-7. En algunas realizaciones, cada fibra en el haz de fibras puede tener una apertura numérica (NA) en el intervalo de 0,2-0,3, tal como 0,22, que se consigue a través de un núcleo de vidrio de 75 μm encerrado en un revestimiento de 90 μm rodeado por una camisa de 101 μm . Para minimizar la cantidad de energía láser no acoplada, la fibra GRIN 101 puede tener un diámetro suficiente para abarcar todas las fibras, tal como se muestra en la Fig. 3.

En realizaciones en las que el haz de fibras 246 y la fibra GRIN 101 son axisimétricas, la sincronización o alineación "de rodillo" entre el haz de fibras 246 y la fibra GRIN 101 puede no ser necesaria. En algunas realizaciones, un extremo distal del haz de fibras 246 y un extremo proximal de la fibra GRIN 101 pueden tener un ángulo para reducir las reflexiones interfaciales, la realimentación óptica y la interferencia. En tales realizaciones puede ser deseable incluir una ranura de sincronización en el adaptador 230, de modo que la orientación del extremo distal del haz de fibras 246 y el extremo proximal de la fibra GRIN 101 se alineen entre sí.

A este respecto, aunque la distribución de puntos de luz en el plano 300 mostrada en la Fig. 3 es axialmente simétrica, son posibles otras configuraciones, como puede reconocer un experto habitual en la técnica. Por ejemplo, las fibras en el haz de fibras 246 pueden estar dispuestas en cualquier distribución adecuada. Además, en algunas

realizaciones puede usarse un divisor de haz de difracción 250 adecuado para generar cualquier patrón deseable de puntos de luz 346. Por ejemplo, la red de puntos de luz 346 puede formar una línea en el plano 300. En algunas realizaciones, la red de puntos de luz 346 puede formar una elipse en el plano 300, que tiene una excentricidad que puede ajustarse de manera deseable. Por ejemplo, algunas realizaciones pueden combinar una lente 251, que puede ser una lente cilíndrica, con un divisor de haz de difracción 250 para formar un patrón elíptico de puntos de láser en el plano 300. La lente 251 también puede ser una lente convexa que tiene dos longitudes focales diferentes a lo largo de planos perpendiculares, para generar un patrón elíptico de puntos de luz en el plano 300.

En algunas realizaciones, la sonda 100 puede estar acoplada ópticamente a un sistema de luz quirúrgico, que comprende la fuente de luz o de láser 150, configurada para proporcionar luz para la guía de luz o el cable óptico 145, y un procesador de control, configurado para controlar una operación del sistema de luz quirúrgico.

La Fig. 4 muestra un diagrama de flujo de un método 400 para fabricar una sonda quirúrgica multipunto, según algunas realizaciones. El método 400 comprende:

etapa 410: encerrar una fibra de índice gradual (GRIN) en un sistema de cánula, estando la fibra GRIN configurada para recibir un haz de luz multipunto en un extremo proximal y para emitir el haz de luz multipunto en un extremo distal;

etapa 420: acoplar el sistema de cánula, con el extremo proximal de la fibra GRIN, a un extremo distal de un adaptador; y

etapa 430: acoplar una guía de luz a través de un conector a un extremo proximal del adaptador, estando la guía de luz configurada para suministrar luz desde una fuente de láser al adaptador; en la que el adaptador comprende una interfaz, configurada para acoplar la luz suministrada mediante la guía de luz al extremo proximal de la fibra GRIN; y siendo una longitud de la fibra GRIN suficientemente larga de modo que la interfaz se encuentra fuera del ojo de un paciente durante un procedimiento de fotocoagulación.

En algunas realizaciones, la fibra GRIN puede ser la fibra GRIN 101, el conjunto de cánula puede ser el conjunto de cánula 110, el adaptador puede ser el adaptador 130, la interfaz puede ser la interfaz 135, el conector puede ser el conector 140, y la guía de luz puede ser la guía de luz 145.

En algunas realizaciones, la guía de luz puede incluir un haz de fibras en el extremo proximal del adaptador. En otras realizaciones, la guía de luz puede incluir una única fibra óptica, para su acoplamiento al extremo proximal del adaptador, en la que el adaptador comprende en la interfaz una lente acoplada ópticamente a la fibra óptica; y un divisor de haz de difracción acoplado ópticamente a la lente. En algunos casos, una longitud de la fibra GRIN puede estar en el intervalo de 30-100 mm. En algunas realizaciones, el conjunto de cánula puede incluir una cánula, configurada para encerrar la fibra GRIN, y una pieza de mano, configurada para acoplar la cánula al adaptador, proporcionar un sistema de intercambio de calor, o manipularse por parte de un cirujano o una máquina quirúrgica.

En un método 400' relacionado, una etapa 410' puede incluir proporcionar un adaptador con un extremo proximal y un extremo distal. El adaptador en la etapa 410' puede ser el adaptador 130 descrito en relación con las Figs. 1-2 anteriores.

La etapa 420' puede incluir configurar el extremo proximal del adaptador para recibir un conector. El conector en la etapa 420' puede ser un conector de fibra, tal como el conector 140 en las Figs. 1-2. El conector puede estar configurado para acoplar o ensamblar una guía de luz al adaptador 130. La guía de luz puede ser el cable óptico 145. El cable óptico 145 puede ser un haz de fibras o una única fibra.

La etapa 430' puede incluir formar un conjunto de cánula. Por ejemplo, el conjunto de cánula puede incluir una fibra GRIN 101, la cánula 110 y la pieza de mano o alojamiento 120, descritos en relación con las Figs. 1-2. Además, según algunas realizaciones, la etapa 430' puede incluir fijar la fibra GRIN 101 a la cánula 110 usando un adhesivo. La fijación por adhesivo de la fibra GRIN 101 a la cánula 110 puede tener una alta conductividad térmica.

La etapa 440' puede incluir configurar el extremo distal del adaptador para recibir una parte proximal del conjunto de cánula.

La etapa 450' puede incluir formar una interfaz de adaptador dentro del adaptador, en la que la fibra GRIN 101 puede recibir la luz emitida mediante la guía de luz 145. La interfaz puede ser la interfaz 135 descrita anteriormente. En realizaciones en las que la guía de luz implica una única fibra, el adaptador puede incluir una lente y un divisor de haz de difracción, tal como la lente 251 y el divisor de haz de difracción 250 en la Fig. 2B. El adaptador puede estar configurado de modo que se seleccione una distancia entre el extremo distal de la guía de luz y el extremo proximal de la fibra GRIN para minimizar la reflexión en la fibra GRIN 101. Para gestionar la pequeña fracción de potencia óptica todavía reflejada desde la fibra GRIN 101, en algunas realizaciones el adaptador puede estar formado de un material que tiene una alta conductividad térmica, tal como un metal.

Según algunas realizaciones, la fibra GRIN 101 en la etapa 430' puede tener una longitud suficientemente larga de modo que una interfaz en la que la fibra GRIN 101 recibe la luz de la guía de luz en el adaptador puede encontrarse fuera del ojo de un paciente durante el procedimiento de fotocoagulación.

- 5 Las realizaciones de la invención descritas anteriormente son sólo a modo de ejemplo. Un experto en la técnica puede reconocer diversas realizaciones alternativas a las dadas a conocer específicamente. También se pretende que esas realizaciones alternativas estén dentro del alcance de esta divulgación. Como tal, la invención sólo está limitada por las siguientes reivindicaciones.

10

REIVINDICACIONES

- 1.- Una sonda quirúrgica (100, 200A, 200B) adaptada para un procedimiento de fotocoagulación, que comprende:
- 5 un conjunto de cánula (110), que tiene una fibra de índice gradual (GRIN) (101) que está configurada para recibir un haz de luz multipunto en un extremo proximal y para emitir el haz de luz multipunto en un extremo distal, en la que la fibra GRIN está configurada para recibir el haz de luz multipunto desde un sistema de luz quirúrgico;
- 10 caracterizada porque la sonda quirúrgica comprende además:
- un adaptador (130, 230), que tiene
- 15 un extremo distal, configurado para recibir el conjunto de cánula, con el extremo proximal de la fibra GRIN (101),
- un extremo proximal, configurado para su acoplamiento a una guía de luz a través de un conector y para recibir una luz suministrada mediante la guía de luz desde una fuente de láser al adaptador, y
- 20 una interfaz (135), configurada para acoplar la luz suministrada mediante la guía de luz al extremo proximal de la fibra GRIN (101); en la que
- una longitud de la fibra GRIN es suficientemente larga de modo que la interfaz se encuentra fuera del ojo de un paciente durante un procedimiento de fotocoagulación.
- 2.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 1, comprendiendo la guía de luz:
- 25 un haz de fibras (246).
- 3.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 1, en la que:
- 30 la guía de luz comprende una única fibra óptica; y
- el adaptador comprende, en la interfaz,
- 35 una lente (251), acoplada ópticamente a la fibra óptica; y
- un divisor de haz de difracción (250), acoplado ópticamente a la lente.
- 4.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 1, en la que:
- 40 la longitud de la fibra GRIN está en el intervalo de 30-100 mm.
- 5.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 1, comprendiendo el conjunto de cánula:
- 45 una cánula (110), configurada para encerrar la fibra GRIN cilíndricamente; y
- una pieza de mano (120), configurada para al menos uno de
- 50 acoplar la cánula al adaptador,
- proporcionar un sistema de intercambio de calor, y
- manipularse por parte de un cirujano o una máquina quirúrgica.
- 6.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 5, en la que:
- 55 la cánula comprende un metal de alta conductividad térmica.
- 7.- El conjunto de cánula según la reivindicación 5, en el que:
- 60 la fibra GRIN (101) está encerrada en la cánula (110) con un adhesivo altamente termoconductor a lo largo de una longitud de la fibra GRIN.
- 8.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 1, en la que:
- 65 el conjunto de cánula (110) es desechable, y

el adaptador no es desechable.

9.- La sonda quirúrgica según la reivindicación 1, en la que:

5 la sonda quirúrgica (100) está acoplada ópticamente a un sistema de luz quirúrgico, que comprende

una fuente de luz (150), configurada para proporcionar luz para la guía de luz; y

un procesador de control, configurado para controlar una operación del sistema de luz quirúrgico.

10 10.- Un método para fabricar una sonda quirúrgica adaptada para un procedimiento de fotocoagulación, comprendiendo el método:

15 encerrar una fibra de índice gradual (GRIN) en un sistema de cánula, estando la fibra GRIN configurada para recibir un haz de luz multipunto en un extremo proximal y para emitir el haz de luz multipunto en un extremo distal, en el que la fibra GRIN está configurada para recibir el haz de luz multipunto desde un sistema de luz quirúrgico;

acoplar el sistema de cánula, con el extremo proximal de la fibra GRIN, a un extremo distal de un adaptador; y

20 acoplar una guía de luz a través de un conector a un extremo proximal del adaptador, estando la guía de luz configurada para suministrar luz desde una fuente de láser al adaptador; en el que

el adaptador comprende una interfaz, configurada para acoplar la luz suministrada mediante la guía de luz al extremo proximal de la fibra GRIN; y

25 una longitud de la fibra GRIN es suficientemente larga de modo que la interfaz se encuentra fuera del ojo de un paciente durante un procedimiento de fotocoagulación.

30 11.- El método según la reivindicación 10, comprendiendo el acoplamiento de la guía de luz:

acoplar un haz de fibras al extremo proximal del adaptador.

12.- El método según la reivindicación 10, comprendiendo el acoplamiento de la guía de luz:

35 acoplar una única fibra óptica al extremo proximal del adaptador, en la que

el adaptador comprende en la interfaz

una lente acoplada ópticamente a la fibra óptica; y

40 un divisor de haz de difracción acoplado ópticamente a la lente.

13.- El método según la reivindicación 10, en el que:

45 una longitud de la fibra GRIN está en el intervalo de 30-100 mm.

14.- El método según la reivindicación 10, en el que el conjunto de cánula comprende:

50 una cánula, configurada para encerrar la fibra GRIN; y

una pieza de mano, configurada para al menos uno de

acoplar la cánula al adaptador,

55 proporcionar un sistema de intercambio de calor, y

manipularse por parte de un cirujano o una máquina quirúrgica.

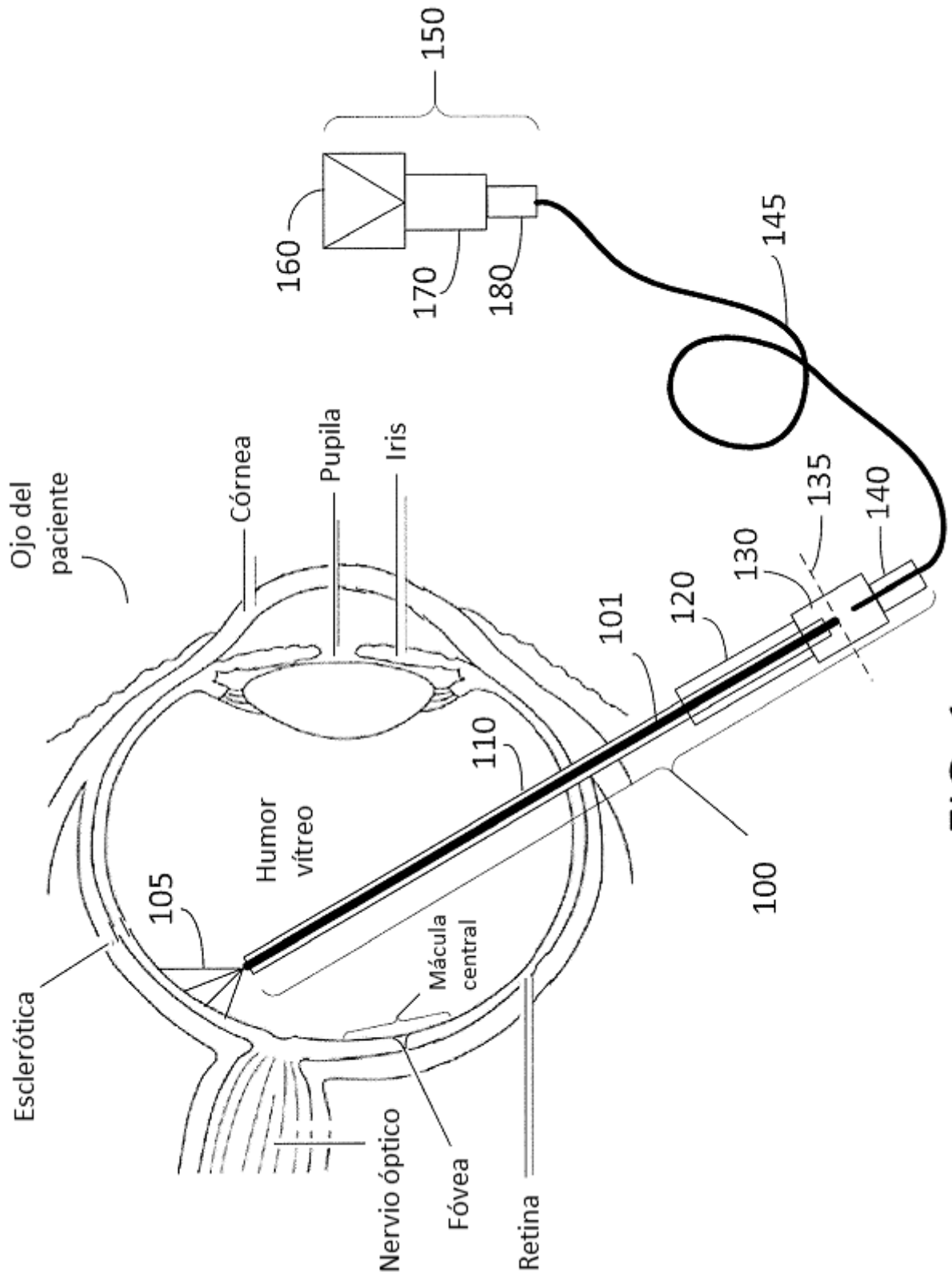


FIG. 1

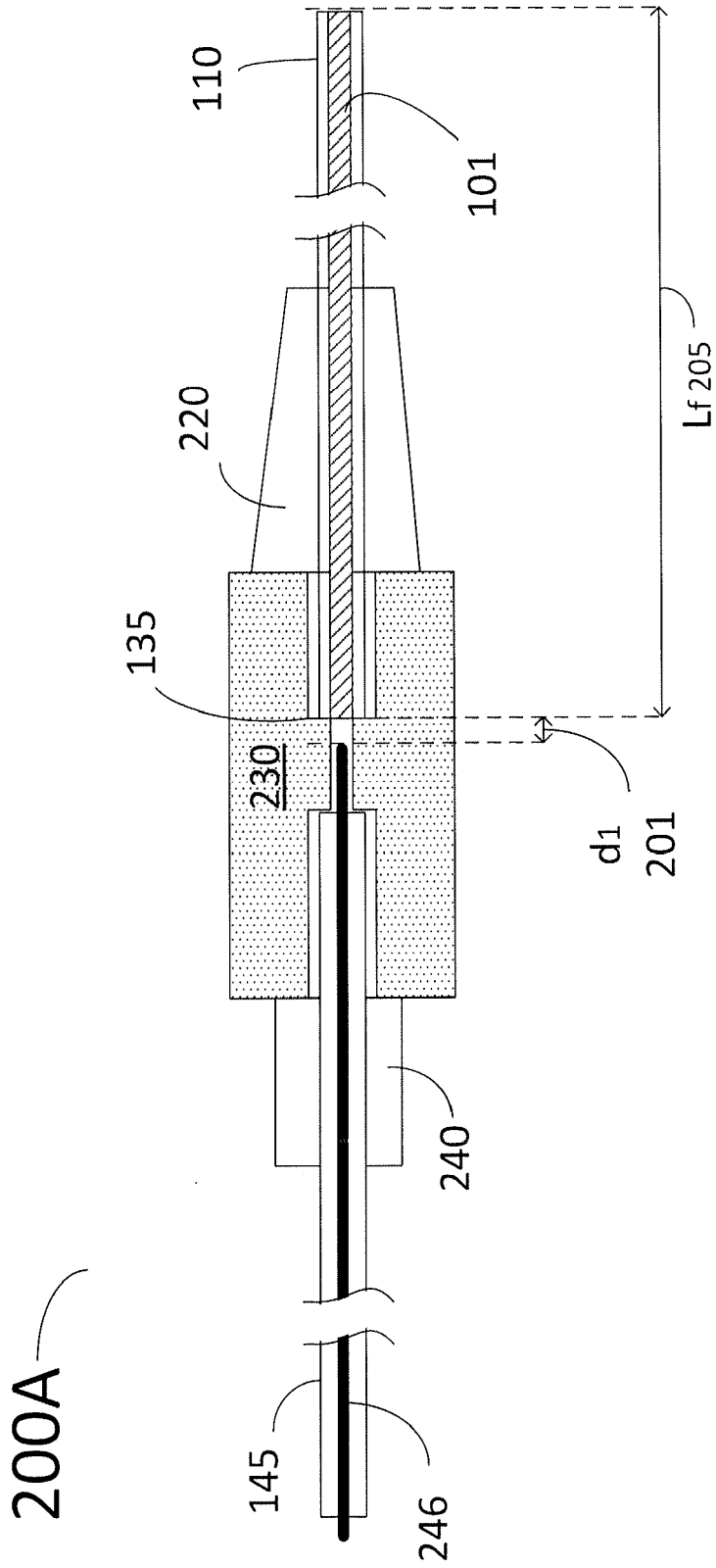


FIG. 2A

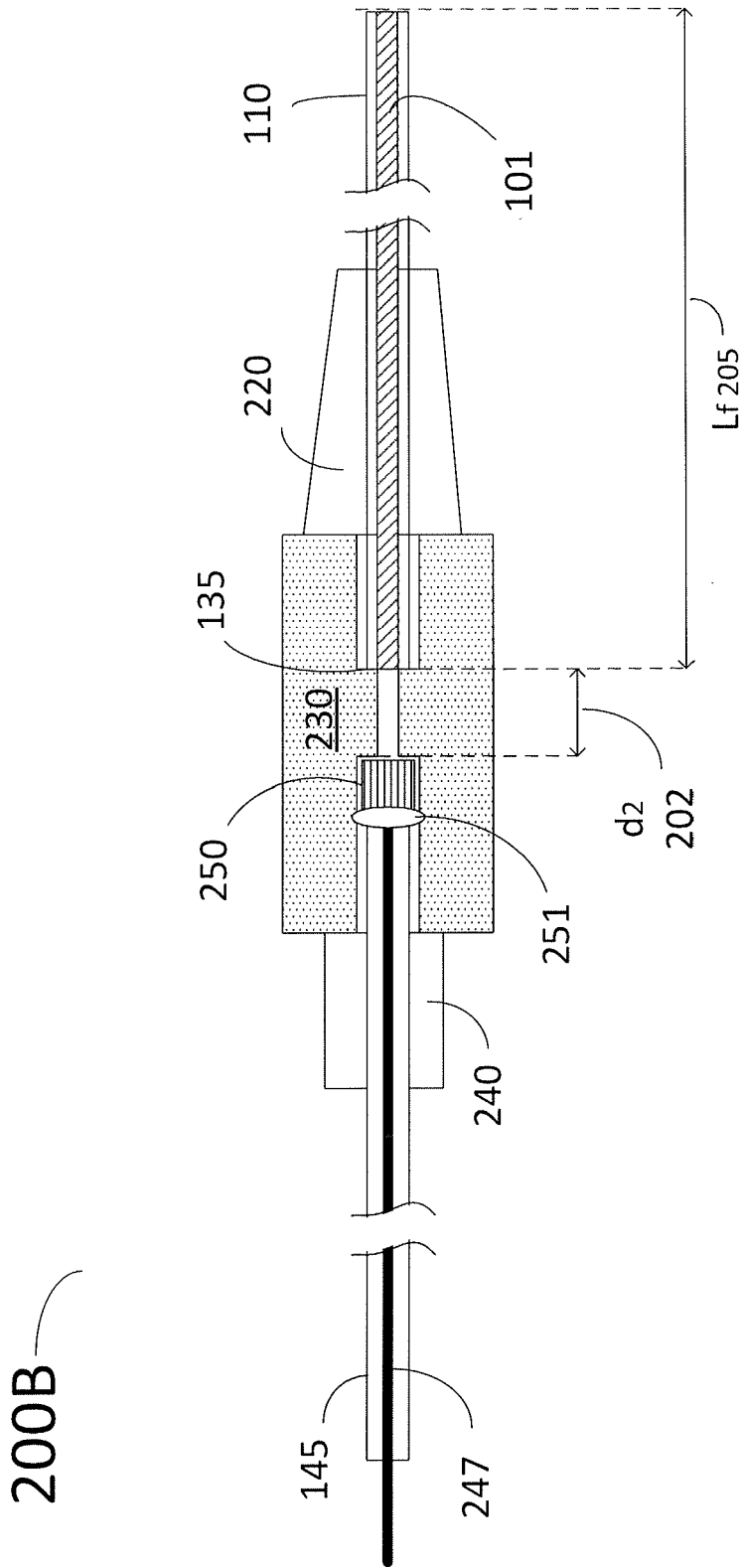


FIG. 2B

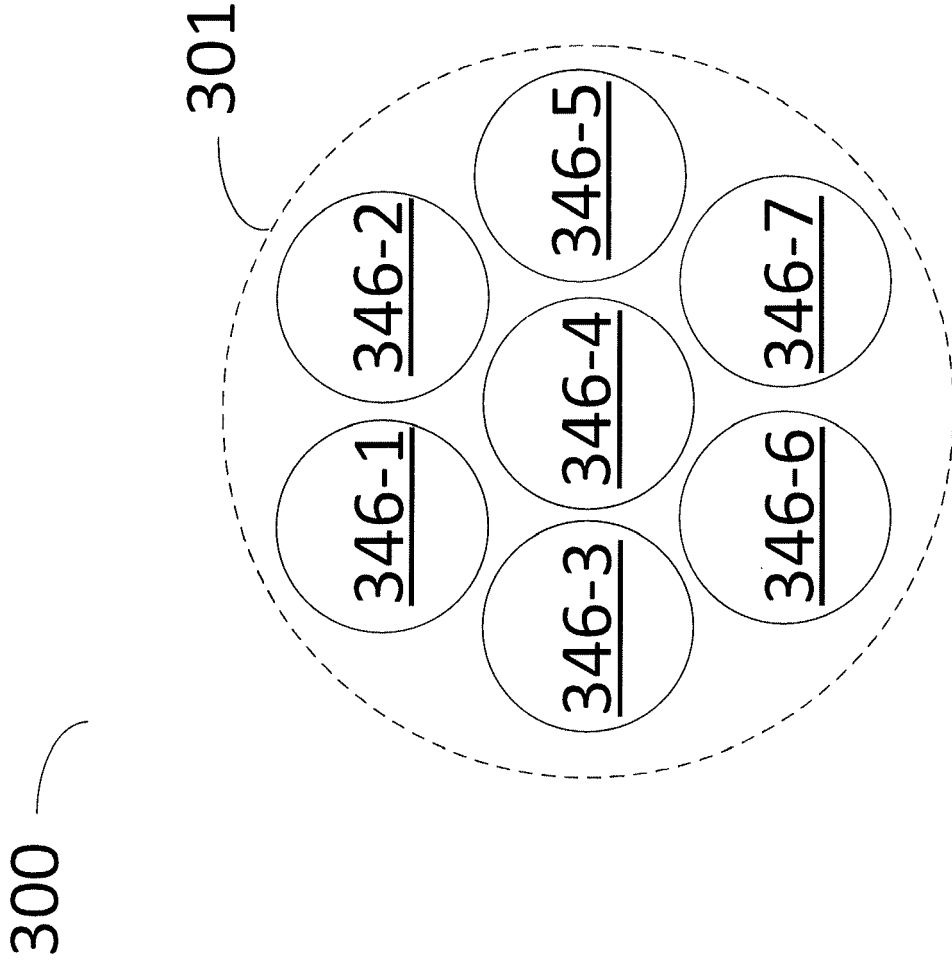


FIG. 3

400

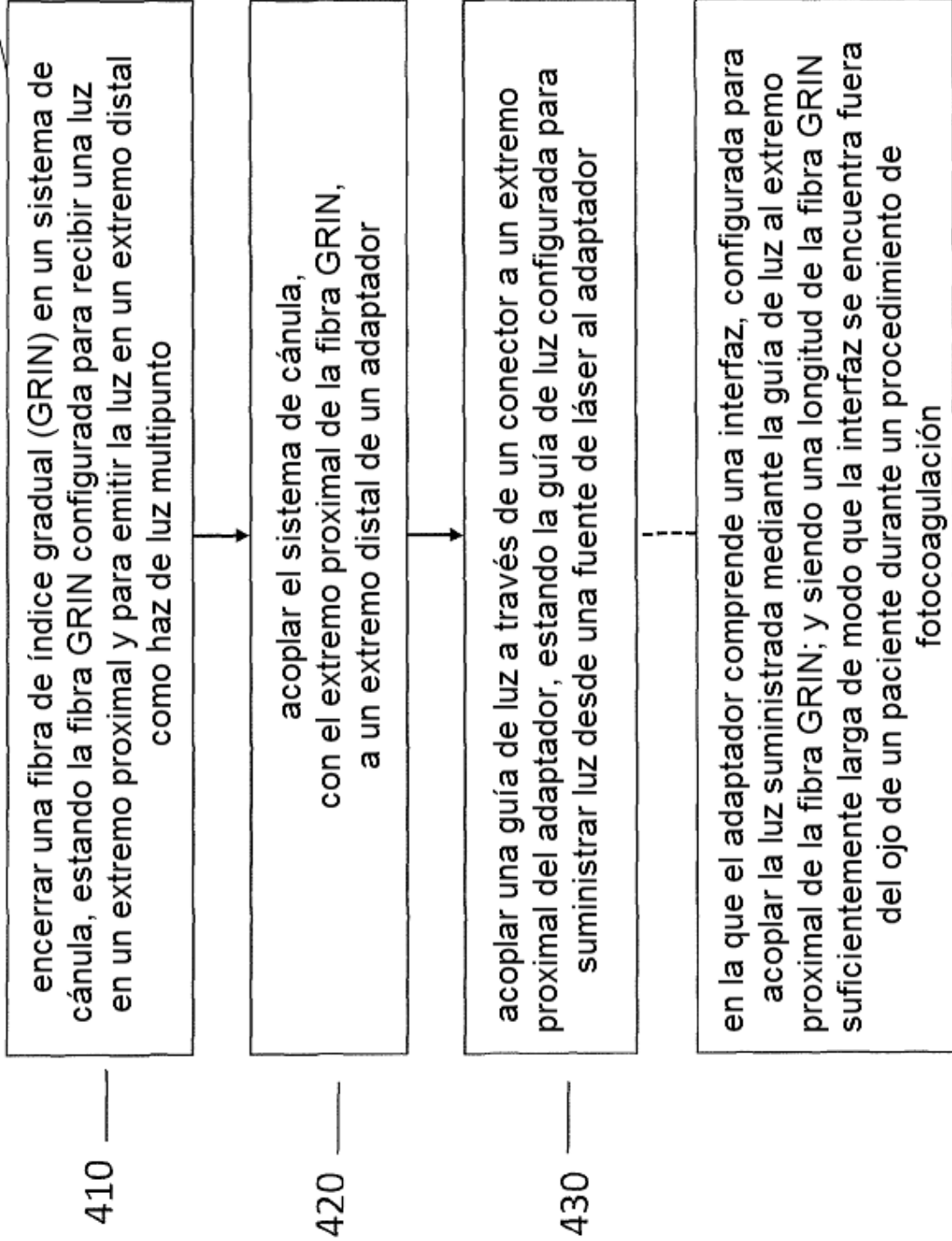


FIG. 4