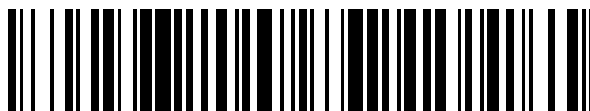


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 588 393**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/00** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.11.2010 PCT/US2010/056703**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.06.2011 WO11075256**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.11.2010 E 10838081 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.06.2016 EP 2512584**

54 Título: **Sonda láser multipunto**

30 Prioridad:

**15.12.2009 US 286579 P**

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

**02.11.2016**

73 Titular/es:

**ALCON RESEARCH, LTD (100.0%)  
IP Legal Mail Code TB4-5 6201 South Freeway  
Fort Worth, Texas 76134, US**

72 Inventor/es:

**SMITH, RONALD, T.**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

ES 2 588 393 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.

5 **Campo técnico**

La presente solicitud se refiere a una sonda láser para su utilización en intervenciones oftálmicas y, más particularmente, a una sonda láser multipunto para su utilización en fotocoagulación.

10 **Antecedentes**

La terapia de fotocoagulación por láser aborda afecciones oculares, tales como desprendimientos y desgarros retinales, así como retinopatía proliferativa resultante de enfermedades tales como la diabetes. El azúcar en sangre anormalmente alto en un diabético estimula que los vasos retinales liberen factores de crecimiento que, a su vez, favorecen una proliferación indeseable de vasos y capilares sanguíneos sobre la superficie retinal. Estos vasos sanguíneos proliferados son muy delicados y sangrarán fácilmente en el vítreo. El cuerpo responde a los vasos dañados produciendo tejido cicatrizante que puede hacer entonces que la retina se desprenda hasta provocar finalmente ceguera.

En fotocoagulación por láser, se utiliza una sonda láser para cauterizar los vasos sanguíneos en diversos puntos quemados por láser a través de la retina. Debido a que el láser dañará también los bastones y conos que están presentes en la retina para permitir la visión, resultan afectados la vista y también los vasos sanguíneos. Puesto que la visión es muy aguda en la mácula central de la retina, el cirujano dispone los puntos quemados por láser resultantes en las áreas periféricas de la retina. De esta manera, se sacrifica parte de la visión periférica para preservar la visión central. Durante la intervención, el cirujano excita la sonda con un haz de apuntamiento que no quema de tal manera que se ilumine el área retinal a fotocoagular. Debido a la disponibilidad de diodos de láser rojos de baja potencia, el haz de apuntamiento es generalmente una luz láser roja de baja potencia. Una vez que el cirujano ha posicionado la sonda láser para iluminar un punto retinal deseado, el cirujano activa el láser a través de un pedal u otros medios para fotocoagular a continuación el área iluminada. Habiendo quemado un punto retinal, el cirujano vuelve a posicionar la sonda para iluminar un nuevo punto con la luz de apuntamiento, activa el láser, reposiciona la sonda, etc., hasta que un conjunto adecuado de puntos de láser quemados están distribuidos en toda la retina.

El número de fotocoagulaciones por láser requeridas para cualquier tratamiento de la retina es grande; por ejemplo, se queman comúnmente de 1000 a 1500 puntos. Puede apreciarse así fácilmente que si la sonda láser fuera una sonda multipunto que permitiera el quemado de múltiples puntos de una vez, la intervención de fotocoagulación sería más rápida (asumiendo que la potencia de la fuente de láser sea suficiente). En consecuencia, se han desarrollado sondas láser multipunto y éstas pueden clasificarse en dos categorías. Una primera categoría, denotada aquí como sonda láser "multipunto/multifibra", produce sus haces láser múltiples a través de un conjunto correspondiente de fibras ópticas. Una segunda categoría utiliza solamente una fibra única y se denota así en el presente documento como sonda láser "multipunto/monofibra". Independientemente de si una sonda láser es una sonda monofibra o multifibra, ésta deberá ser compatible con el adaptador utilizado para conectar las sondas a la fuente de láser. A este respecto, es convencional que una fuente de láser tenga una interconexión estandarizada tal como una interconexión en versión subminiatura A (SMA). Por ejemplo, la fuente de láser puede tener un conector SMA hembra que recibe un conector SMA macho acoplado a cualquier instrumento que esté excitando la fuente de láser. Para una sonda láser monopunto/monofibra convencional, su conector SMA macho incorporará una monofibra. La fuente de láser proporciona un haz enfocado conocido como cintura de haz láser para el conector SMA macho. Esto es bastante ventajoso para la sonda monofibra, puesto que su fibra óptica tiene su cara extrema iluminada por la cintura para permitir el acoplamiento eficiente a la fuente de láser. Pero si una sonda láser multipunto/multifibra utiliza una pluralidad correspondiente de fibras para excitar sus múltiples puntos, ésta no puede hacer simplemente que sus múltiples fibras reciban el haz enfocado desde la fuente de esta manera monofibra conveniente debido a que la cintura del láser es demasiado estrecha para acoplarse a múltiples fibras. En lugar de ello, la fuente de láser tendría que tener su interconexión convencional cambiada o adaptada de modo que las múltiples fibras de la sonda no se presenten solamente con la cintura del láser. No obstante, tales cambios son caros e incómodos.

Así, se ha desarrollado una sonda multipunto/multifibra de tal manera que la fuente de láser excite una interconexión monofibra conectada a un cable monofibra que excita a su vez un acoplamiento óptico monofibra/multifibra dentro de la pieza de mano de la sonda láser. La óptica resultante dentro de la pieza de mano aumenta los costes debido a que es deseable que la sonda láser pueda desecharse para limitar la contaminación de paciente a paciente. Por ejemplo, la óptica incluye un divisor de haz difractivo para dividir el haz de la monofibra en múltiples haces para su distribución a las múltiples fibras. Para colimar el haz láser de la monofibra sobre el divisor de haz y condensar entonces los múltiples haces resultantes sobre las múltiples fibras se requieren lentes planoconvexas. Pero es muy difícil mover tales lentes hacia la interconexión de la fuente de láser de tal manera que el resto de la sonda pueda ser menos cara debido al diámetro interior relativamente pequeño de tales interconexiones.

Otra cuestión surge en sondas láser multipunto/multifibra debido a que los haces láser telecéntricos transmitidos desde los extremos distales de las múltiples fibras deberán dirigirse en direcciones angulares diferentes para distribuir apropiadamente los puntos de haz láser resultantes sobre la retina. Para proporcionar tal distribución, se ha desarrollado una sonda láser multipunto/multifibra con los extremos distales de las fibras doblados en las direcciones angulares deseadas. No obstante, tal doblado es incómodo y aumenta también los costes.

Para evitar las cuestiones asociadas a la utilización de múltiples fibras, el haz de luz procedente de una sonda láser monofibra puede dirigirse a un divisor de haz difractivo que divide el haz en múltiples haces difractados para su transmisión a la retina. Sin embargo, el divisor de haz difractivo debe enfocar entonces los haces difractados resultantes, lo que requiere que la prescripción de la rejilla sea espacialmente variable en todo el elemento. Esta complicación no sólo incrementa los costes, sino que el divisor de haz difractivo espacialmente variable resultante reducirá las prestaciones totales. Tal diseño hace también difícil variar la distancia entre el extremo de fibra distal y el elemento difractivo.

En consecuencia, existe una necesidad en la técnica de sondas láser multipunto mejoradas. El documento US 6.096.028 A (Bahmanyar Sina) es representativo del estado de la técnica.

### Sumario

La presente invención proporciona una sonda láser multipunto/multifibra de acuerdo con las reivindicaciones siguientes. De acuerdo con un primer aspecto de la divulgación, se proporciona una sonda láser multipunto/multifibra que incluye un primer adaptador, siendo operativo el primer adaptador para conectarse con un segundo adaptador opuesto sobre una fuente de láser; una primera lente GRIN dentro del primer adaptador, estando la primera lente GRIN configurada para recibir un haz láser procedente de la fuente de láser en un extremo proximal de la primera lente GRIN y para reenviar el haz láser recibido hacia un extremo distal de la lente GRIN; y un conjunto de fibras ópticas que tienen un extremo proximal configurado para recibir la luz de láser reenviada.

De acuerdo con un segundo aspecto de la divulgación, que no es parte de esta invención, se proporciona una sonda láser multipunto/monofibra que incluye una cánula; una fibra óptica posicionada dentro de la cánula; y una lente GRIN dentro de la cánula y dispuesta en un extremo distal de la fibra óptica.

De acuerdo con un tercer aspecto de la divulgación, que no es parte de esta invención, se proporciona un método de dividir un haz de una fuente de láser en múltiples haces láser para terapia por fotocoagulación, que incluye enfocar el haz láser propagado desde la fuente de láser a través de una lente GRIN hasta un divisor de haz difractivo, en donde la lente GRIN y el divisor difractivo están dispuestos secuencialmente dentro de una cánula de sonda láser; y ajustar un intersticio entre la lente GRIN y el divisor difractivo para ajustar un tamaño de punto enfocado para dar como resultado múltiples haces difractivos del divisor difractivo.

De acuerdo con un cuarto aspecto de la divulgación, se proporciona una sonda láser multipunto/monofibra que incluye una cánula; un conjunto de fibras ópticas dentro de la cánula; y una lente GRIN dentro de la cánula y adyacente a un extremo distal del conjunto, estando la lente GRIN configurada para enfocar una pluralidad de haces láser del conjunto de fibras ópticas en puntos de láser enfocado.

De acuerdo con un quinto aspecto de la divulgación, que no es parte de esta invención, se proporciona una sonda láser multipunto/multifibra que incluye un primer adaptador, siendo operativo el primer adaptador para conectarse con un segundo adaptador opuesto sobre una fuente de láser; una primera lente GRIN dentro del primer adaptador, siendo configurada la primera lente GRIN para recibir un haz láser procedente de la fuente de láser en un extremo proximal de la lente GRIN y para reenviar el haz láser recibido hacia un extremo distal de la lente GRIN como un frente de onda colimado; un divisor de haz difractivo dentro del primer adaptador adyacente al extremo distal de la primera lente GRIN, en donde el divisor de haz difractivo está configurado para recibir el frente de onda colimado a fin de proporcionar múltiples haces difractados; y una segunda lente GRIN dentro del primer adaptador adyacente a un extremo distal del divisor de haz difractivo, en donde la segunda lente GRIN es operativa para enfocar los haces difractados sobre una cara extrema proximal de un conjunto de fibras ópticas.

### 55 Descripción de las figuras

La figura 1 es una vista en sección transversal longitudinal de una fuente de láser acoplada a un elemento adaptador que contiene una lente GRIN para acoplarse a un extremo proximal de una sonda láser multipunto/multifibra.

60 La figura 2 muestra una vista en sección transversal radial de un conjunto multifibra dentro del extremo proximal de la sonda de la figura 1.

La figura 3 es una vista en sección transversal longitudinal de una fuente de láser acoplada a un elemento adaptador que incluye un divisor de haz difractivo para acoplarse a un extremo proximal de una sonda láser multipunto/multifibra.

La figura 4 es una vista en sección transversal radial de un conjunto multifibra dentro del extremo proximal de la sonda de la figura 3.

5 La figura 5 ilustra una lente GRIN para separar angularmente los múltiples haces proyectados emitidos desde el conjunto multifibra de la figura 4.

La figura 6 es una vista en sección transversal longitudinal del extremo distal de una cánula de sonda láser multipunto/monofibra que incorpora un divisor de haz difractivo.

10 La figura 7 es una vista en sección transversal longitudinal del extremo distal de la cánula de sonda láser multipunto/monofibra de la figura 6 modificada con un intersticio de aire entre el divisor de haz difractivo y la monofibra de los múltiples haces láser resultantes para enfocarlos sobre la retina.

### Descripción detallada

15 Se proporciona una sonda láser multipunto/multifibra mejorada que es compatible con interconexiones de fuente de láser convencionales. Además, se proporciona una sonda láser multipunto/monofibra mejorada que no requiere un divisor de haz difractivo espacialmente variable y permite también un movimiento físico conveniente de la monofibra con relación a una lente GRIN para permitir un ajuste de tamaño. Cada forma de realización tiene sus propias  
 20 ventajas singulares. Por ejemplo, la sonda láser multipunto/monofibra mejorada permite que el cirujano ajuste el tamaño de punto quemado de láser. Por el contrario, la sonda láser multipunto/multifibra mejorada tendrá una alineación inherente entre la iluminación proporcionada por el haz de apuntamiento y los puntos de láser resultantes. Debido a que esta alineación es bastante ventajosa en razón de que el cirujano conocerá con confianza que el punto producido por el haz de apuntamiento representa con precisión el lugar en el que estará el punto quemado de láser  
 25 resultante, se expone en primer lugar la sonda láser multipunto/multifibra.

### Sonda láser multipunto/multifibra

30 Volviendo ahora a los dibujos, en la figura 1 se muestra una sonda láser multipunto/multifibra 100. Como se discutirá además en el presente documento, la sonda láser 100 no requiere una óptica difractiva. Una fuente de láser 105 excita la sonda 100 a través de una interconexión adecuada. Una interconexión estandarizada común para la fuente de láser 105 es un adaptador en versión subminiatura A (SMA). Así, la fuente de láser 105 incluye un adaptador SMA hembra 110. Sin embargo, se apreciará que la fuente de láser 100 es fácilmente adaptada para casar con cualquier interconexión óptica estandarizada convencional en tanto que la interconexión de la fuente de  
 35 láser presente un punto de haz enfocado, tal como una cintura de láser 115, a un extremo proximal de un conector macho de la sonda láser. Así, la siguiente discusión supondrá que la sonda láser 100 se acopla a la fuente 105 a través de un adaptador SMA personalizado 120 sin pérdida de generalidad.

40 Para recibir la cintura de láser 115, el ánima de un adaptador SMA 120 incluye una lente de índice de gradiente (GRIN) 125. La lente GRIN 125 puede ser una simple lente de varilla GRIN cilíndrica de un solo elemento que se inserte fácilmente en un ánima de este tipo. La lente GRIN 125 está diseñada para reenviar el haz enfocado a un segundo punto enfocado 130 y, a continuación, a un frente de onda de haz colimado en su extremo distal. Como se sabe en la técnica de SMA, el adaptador SMA 120 se asegura al adaptador SMA 110 a través de un cilindro roscado 135 y un anillo de retención 140. El adaptador SMA 120 tiene tanto un extremo macho para su inserción en un adaptador SMA 110 como también un extremo hembra que recibe una interconexión óptica convencional, tal como un conector 145 de fibra macho SMA 905. El conector 145 se asegura al adaptador 120 a través de un cilindro o anillo roscado 160 y un anillo de retención 165. El conector 145 incluye en su ánima un conjunto de fibras ópticas 150. Un extremo proximal 151 del conjunto 150 está separado del extremo distal de la lente GRIN 125 por un intersticio de aire adecuado, tal como un intersticio de aire de 220  $\mu\text{m}$ . El conector 145 se conecta a un cable flexible que confina las fibras 150 y que lleva a una pieza de mano y una cánula, como se conoce en la técnica de las sondas láser.

Una forma de realización del conjunto de fibras 150 se muestra en sección transversal en la figura 2. El límite del haz láser en el extremo proximal 151 de la figura 1 se muestran tanto para un límite 205 de haz láser verde de la fuente 105 como para un límite 210 de haz de apuntamiento rojo. El conjunto 150 incluye una fibra central rodeada  
 55 circunferencialmente por seis fibras exteriores. En una forma de realización, cada fibra 220 tiene una apertura numérica (NA) de 0,22 lograda a través de un núcleo de vidrio de 75  $\mu\text{m}$  encerrado en un revestimiento de 90  $\mu\text{m}$  rodeado por una camisa de 101  $\mu\text{m}$ . Para minimizar la cantidad de energía de láser desacoplada en el conjunto 150, la lente GRIN 125 está configurada de tal manera que el límite 205 de haz láser sólo abarque las seis fibras exteriores. La sincronización de la matriz ordenada 150 con relación al haz láser no es un problema, ya que el haz láser y el conjunto 150 son axialmente asimétricos. El conjunto 150 se extiende hasta un extremo distal de la sonda láser, como se discute análogamente con respecto a la figura 5.

65 Se pueden apreciar inmediatamente las propiedades ventajosas de tal interconexión proximal debido a que no se requiere un sistema de reenvío multilente complicado. En lugar de ello, la lente GRIN 125 se inserta fácilmente en el ánima del adaptador 120, lo que permite que un adaptador estandarizado, tal como el adaptador SMA macho 145,

se sujete a una sonda láser desechable que recibe el conjunto de fibras 150. Sin la lente GRIN 125 y su adaptador 120, el adaptador estandarizado 110 en la fuente de láser 105 tendría que cambiarse, lo que es lisa y llanamente indeseable debido a que otras sujeciones para la fuente 105 tendrían que ser cambiadas de manera concertada. Alternativamente, el adaptador de la fuente podría dejarse estandarizado, pero entonces se requeriría un sistema de reenvío multilente. Sin embargo, el adaptador SMA 120 y la lente GRIN 125 eliminan tales complicaciones. Aunque el adaptador SMA 120 es así bastante ventajoso, se puede apreciar que aproximadamente el 50% de la energía de láser se suministra a los intersticios entre las fibras del conjunto 150, como se ve en la figura 2. Esta energía de láser no está así disponible para uso en fotocoagulación, incrementando con ello la potencia de la fuente de láser necesaria y/o la cantidad de tiempo necesario para producir los puntos quemados de láser.

Haciendo referencia de nuevo a la figura 3, se ilustra una forma de realización difractiva que no ilumina los intersticios del conjunto de fibras. Como se discute con respecto a la figura 1, el adaptador SMA personalizado 120 permite que un usuario sujete convencionalmente una sonda desechable al adaptador 120 para conducir la energía de láser hacia un conjunto de fibras. Sin embargo, el adaptador 120 incluye en su ánima un divisor de haz difractivo 305 dispuesto entre una primera lente GRIN 301 y una segunda lente GRIN 310.

La lente GRIN 301 está configurada para colimar el haz láser que diverge desde la cintura de láser 115 a un frente de onda colimado presentado al divisor de haz difractivo 305. La lente GRIN 310 está configurada para enfocar los múltiples haces láser difractados resultantes del divisor 305 sobre una cara proximal 151 de un conjunto de fibras 320 contenidas dentro del ánima del adaptador SMA macho 145. El conjunto de fibras 320 incluye una pluralidad de fibras dispuestas según las propiedades difractivas del divisor de haz difractivo 305. Por ejemplo, si el divisor de haz difractivo produce una distribución pentagonal simétrica de los cinco haces difractados, el conjunto de fibras 320 se dispone en una distribución pentagonal correspondiente. La figura 4 muestra tal disposición para un mazo de fibras 320 en su cara proximal 151.

En una forma de realización, cada fibra óptica 400 tiene un núcleo de vidrio de 75  $\mu\text{m}$  recubierto con un revestimiento de 90  $\mu\text{m}$  que está rodeado a su vez por una camisa de 101  $\mu\text{m}$  para conseguir una NA de 0,22. La proyección resultante de los haces láser verdes difractados del divisor 305 está indicado por un límite 405. Debido a que la difracción depende de la longitud de onda, la proyección del haz de apuntamiento tendrá una alineación diferente con el conjunto de fibras 320. Así, el divisor 305 y el conjunto de fibras 320 están dispuestos de tal manera que el límite 405 está axialmente alineado con cada fibra 400, mientras que el límite 410 de un haz de apuntamiento rojo está radialmente desplazado con respecto a un centro o eje de cada fibra.

En una forma de realización, el desplazamiento descentrado proporcionado por el divisor 305 a cada haz difractado verde es de 1,45 grados. La lente GRIN 310 enfoca los haces colimados y difractados resultantes sobre la cara de entrada de cada fibra 400 del conjunto 320. Mediante una sincronización apropiada de este tipo del conjunto 320 con relación a los haces difractados, se consigue un acoplamiento eficiente del respectivo haz difractado y el haz de apuntamiento en cada fibra 400. A este respecto, otros tipos de adaptadores, tales como un conector de casquillo (FC) o un conector estándar (SC), comúnmente utilizados en la industria de las telecomunicaciones, pueden utilizarse en lugar del adaptador SMA 120 para ayudar a una sincronización óptima. Como se discute con respecto a la figura 1, el ensamblaje de los componentes ópticos en el adaptador SMA 120 es ventajosamente conveniente por que las lentes GRIN 301 y 310, así como el divisor de haz difractivo intermedio 305 pueden tener un adhesivo óptico aplicado y pueden deslizarse entonces dentro del ánima de adaptador 120 y hacer tope extremo con extremo unos con otros. Por el contrario, una alineación de lentes refractivas sería comparativamente incómoda y difícil.

Con el haz láser procedente de la fuente dividido y propagado telecéntricamente a través del conjunto de fibras, como se discute anteriormente con respecto a la figura 1 o la figura 3, continúa existiendo la cuestión de proyectar angularmente puntos de láser enfocados desde la sonda láser. Una solución de lente GRIN se describe en la figura 5 con respecto al conjunto de fibras 320 de la figura 3, pero se apreciará que se construye fácilmente una forma de realización análoga para el conjunto de fibras 150 de la figura 1.

Como se aprecia en la figura 5, una cánula 500 de sonda láser, por ejemplo una cánula de acero inoxidable, recibe una lente GRIN 505 en su extremo distal. Un extremo distal del conjunto de fibras 320 se desplaza dentro de la cánula para proyectar haces divergentes 510 en una cara extrema proximal de la lente GRIN 505. La lente GRIN 505 enfoca entonces los haces sobre la superficie retinal 520. La distribución de los haces enfocados resultantes sobre la retina depende de la distribución de las fibras en el extremo distal del conjunto 320.

A este respecto, mientras que la distribución en el extremo proximal del conjunto 320 (figura 3) deberá ser axialmente simétrica, se pueden disponer las fibras en cualquier distribución adecuada en el extremo distal. Por ejemplo, como se observa en la figura 5, el conjunto 320 está linealmente dispuesto en el extremo distal. Los puntos de láser resultantes son así una versión ampliada de la imagen (en esta forma de realización, un conjunto lineal) presentada a la lente GRIN 505. En una forma de realización, la lente GRIN 505 enfoca los haces angularmente distribuidos a una distancia de 4 mm del extremo distal de la cánula 500. Ventajosamente, la lente GRIN 505 obvia cualquier necesidad de: doblar las fibras en una distribución angular deseada (y los problemas asociados de tal doblado), biselar las caras extremas distales de las fibras o añadir elementos ópticos a las caras extremas distales.

Las fibras pueden incluso tocarse una con otra en el conjunto 320 y la lente GRIN 505 será todavía efectiva. Se discutirán ahora formas de realización de sonda láser multipunto/monofibra.

#### Sondas láser multipunto/monofibra

5 Puesto que una monofibra transportará un único haz láser, se proporciona un divisor de haz difractivo para producir los múltiples haces láser necesarios para conseguir múltiples puntos quemados de láser simultáneos. Para evitar la necesidad de incorporar potencia óptima al divisor de haz difractivo, una sonda láser 600 de la figura 6 incluye una lente GRIN colimadora 605 cuyo extremo proximal hace tope con un extremo distal de una monofibra de vidrio 610 dentro de una cánula 615 para la sonda 600. Un cilindro de centrado 620 rodea circunferencialmente la fibra 610 para mantener la fibra centrada dentro de la cánula. La lente GRIN 605 presenta un frente de onda de haz láser colimado a un divisor de haz difractivo 630. En una forma de realización, el divisor 630 está configurado para producir 5 haces difractados y colimados con una separación angular de 11 grados que se enfocan a una distancia de 4 mm de un extremo distal de la cánula 615, como se discute análogamente con respecto a la figura 3. El ensamblaje de la sonda 600 es ventajosamente conveniente por que la fibra 610 y su cilindro de centrado 620 están distalmente retraídos dentro de la cánula. La lente GRIN 605, que tiene un adhesivo óptico aplicado a sus superficies exteriores, es empujado entonces hacia dentro del ánima de la cánula hasta que hace tope con un extremo distal de la fibra 610 y el cilindro 620, seguido por una inserción del divisor 630, que tiene también un adhesivo óptico sobre sus paredes laterales. La fibra 610 y el cilindro 620 pueden desplazarse entonces distalmente dentro del ánima de la cánula para alinear un extremo distal del divisor 630 con el extremo distal de la cánula 615, con lo cual se permite que fragüe el adhesivo. Además, puede utilizarse un adhesivo de adaptación de índices en la unión de la fibra 610 y la lente GRIN 605, así como entre la lente 605 y el divisor 630 para eliminar cualquier pérdida por reflexión de Fresnel.

25 La figura 7 muestra una forma de realización alternativa en la que la separación entre el extremo distal de la fibra 610 y la lente GRIN 605 se deja sin fijar. De esta forma, actuando sobre un acoplamiento mecánico (no ilustrado) a la fibra 610 y su cilindro 620, un cirujano puede ajustar el tamaño de un intersticio 700 entre la fibra 610 y la lente 605. Sin ningún intersticio como el ilustrado en la figura 6, se coliman los haces difractados. Sin embargo, introduciendo el intersticio 700, los haces difractados convergen en lugar de colimarse, lo que produce puntos de láser enfocados más pequeños sobre la retina. Así, desplazando distal o proximalmente el acoplamiento mecánico, un cirujano puede ajustar el tamaño de punto del haz láser sobre la retina en tiempo real en respuesta a los fines terapéuticos. Aunque tal ajuste tiene sus ventajas, puede observarse que el divisor de haz difractivo 605 difractará necesariamente un haz de apuntamiento rojo en direcciones angulares diferentes de los grados de separación ilustrados en las figuras 6 y 7 para luz de láser verde. Este desplazamiento dependiente de la longitud de onda es análogo al desplazamiento visto en la figura 4 con respecto a los límites de puntos de láser rojo y verde en las caras extremas de las fibras individuales. Tal desplazamiento es bastante indeseable, puesto que el punto del haz de apuntamiento es para indicar en qué lugar se produce el punto quemado de láser correspondiente. Por el contrario, las formas de realización multipunto/multifibra discutidas con respecto a las figuras 1 y 3 no tendrán tal desplazamiento entre los puntos de haz de apuntamiento y los puntos de haz láser.

40 Las formas de realización anteriormente descritas ilustran la invención, pero no la limitan. Deberá entenderse también que son posibles numerosas modificaciones y variaciones de acuerdo con los principios de la presente invención. En consecuencia, el alcance de la invención está definido solamente por las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Sonda láser multipunto/multifibra (100), que comprende:

5 un primer adaptador (120), siendo el primer adaptador operativo para conectarse con un segundo adaptador opuesto (110) sobre una fuente de láser; un tercer adaptador, siendo el primer adaptador (120) operativo para conectarse con el tercer adaptador (145);

10 una lente GRIN (125, 301) dentro del primer adaptador, estando la lente GRIN configurada para recibir un haz láser de la fuente de láser en un extremo proximal de la lente GRIN, y para reenviar el haz láser recibido hacia un extremo distal de la lente GRIN;

15 un conjunto de fibras ópticas (150, 320) que presenta un extremo proximal (151) configurado para recibir el haz láser reenviado, estando el conjunto de fibras ópticas (150) dentro del tercer adaptador (145),

caracterizada por que

20 la lente GRIN (125) está configurada y adaptada además para recibir el haz láser en un primer punto de haz enfocado desde la fuente de láser (105) y para reenviar el haz láser recibido a través de un segundo punto de haz enfocado (130) a un frente de onda colimado,

en la que el conjunto de fibras ópticas está posicionado adyacente al extremo distal de la lente GRIN de tal manera que cada fibra óptica del conjunto reciba una parte del frente de onda colimado.

25 2. Sonda láser multipunto/multifibra según la reivindicación 1, en la que el primer (120), segundo (110) y tercer (145) adaptadores son unos adaptadores SMA.

30 3. Sonda láser multipunto/multifibra según la reivindicación 1, que además comprende un primer cilindro roscado (135) para conectar el primer adaptador (120) al segundo adaptador (120).

4. Sonda láser multipunto/multifibra según la reivindicación 3, que además comprende un segundo cilindro roscado (160) para conectar el primer adaptador (120) al tercer adaptador (145).

35 5. Sonda láser multipunto/multifibra según la reivindicación 1, que además comprende:

una cánula (500);

en la que el conjunto de fibras ópticas (150, 320) está dentro de la cánula; y

40 en la que una segunda lente GRIN (505) está dentro de la cánula y adyacente a un extremo distal del conjunto, estando la segunda lente GRIN (505) configurada para enfocar una pluralidad de haces láser del conjunto de fibras ópticas en unos puntos de láser enfocados.

45 6. Sonda láser multipunto/multifibra según la reivindicación 5, en la que la cánula es una cánula de acero inoxidable.

7. Sonda láser multipunto/multifibra según la reivindicación 5, en la que un extremo distal de la segunda lente GRIN (505) está alineado con un extremo distal de la cánula.

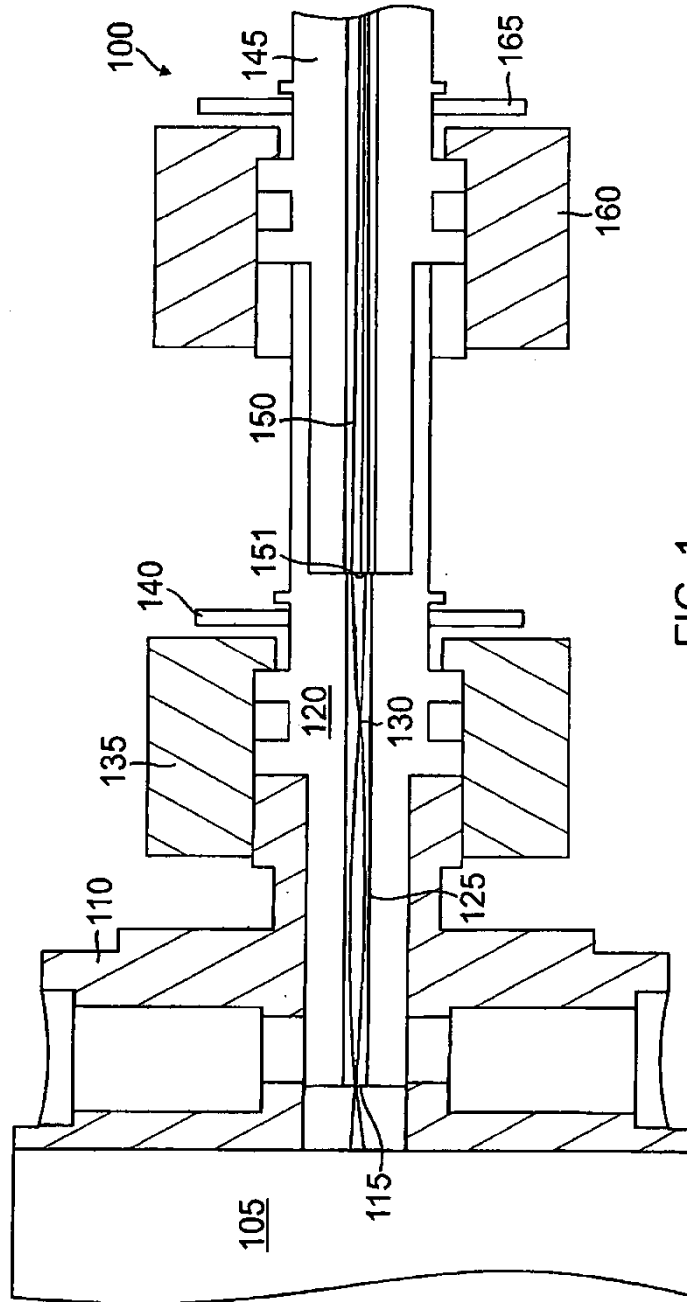


FIG. 1



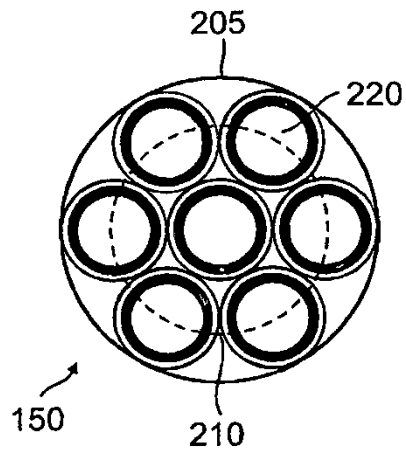


FIG. 2

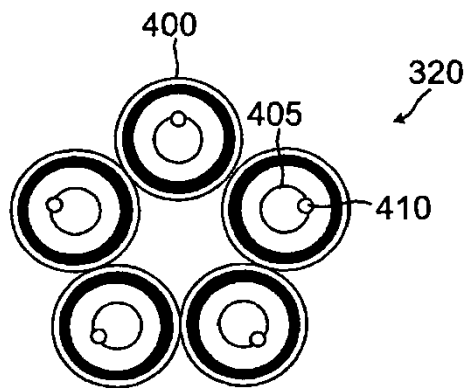


FIG. 4

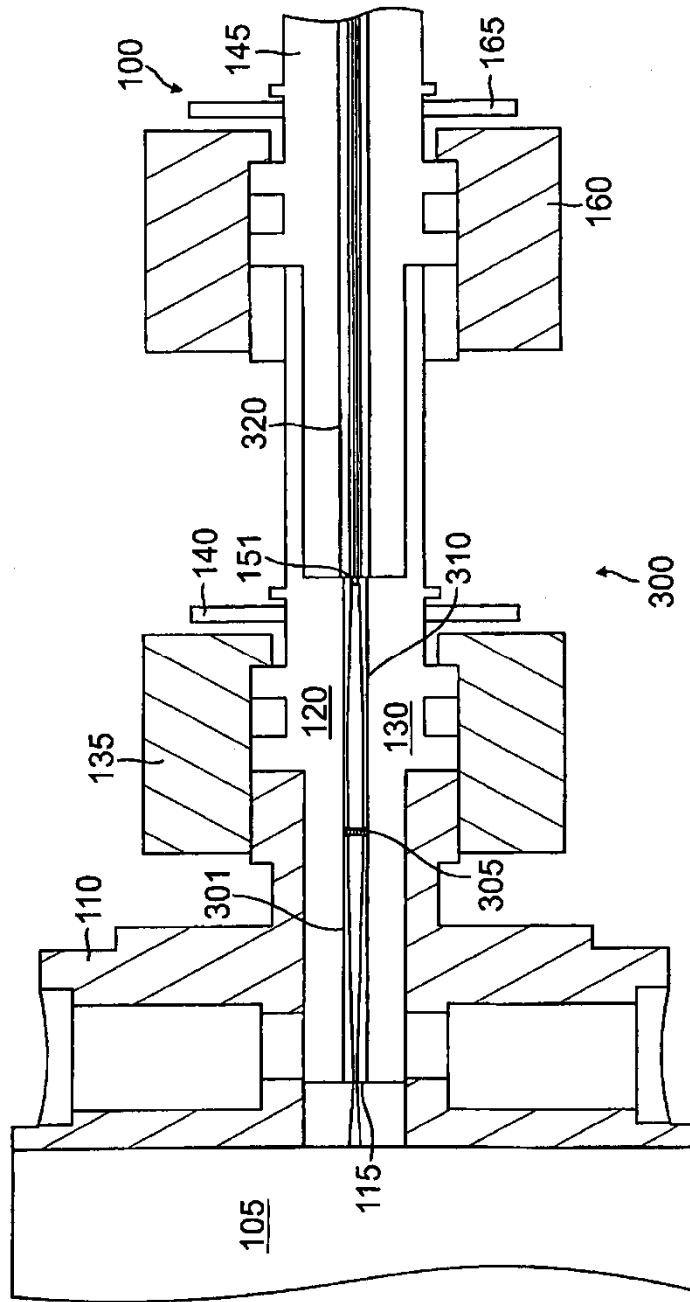


FIG. 3

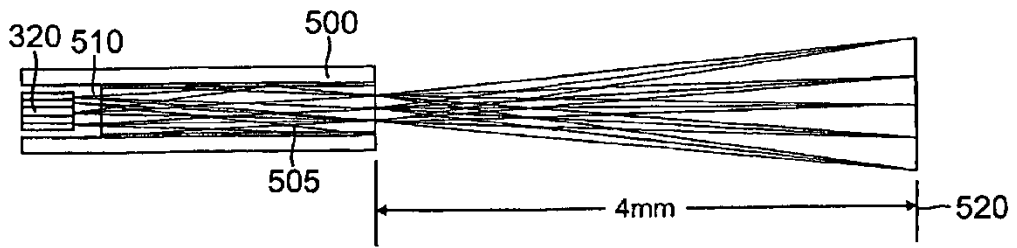


FIG. 5

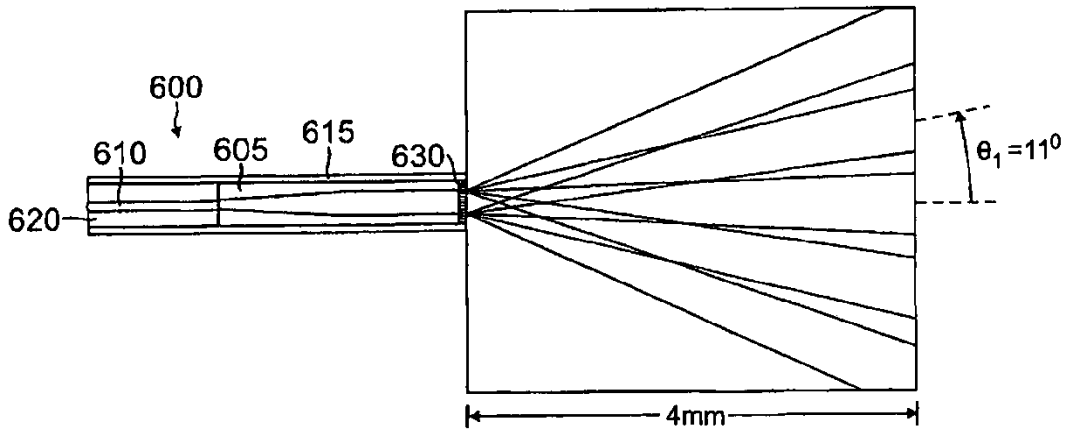


FIG. 6

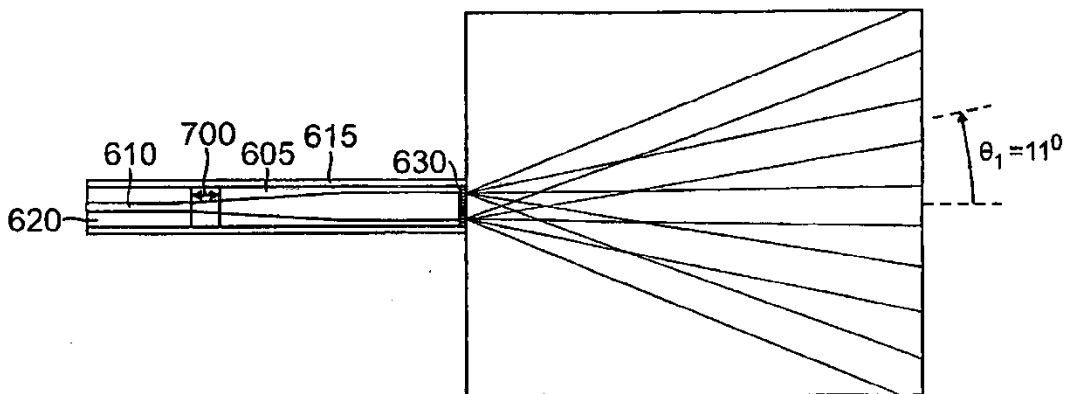


FIG. 7