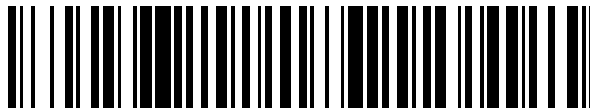


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 412 396**

51 Int. Cl.:

**G02B 6/26** (2006.01)

**G02B 6/32** (2006.01)

**G02B 27/10** (2006.01)

**A61B 18/22** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.06.2008 E 08770621 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.04.2013 EP 2162085**

54 Título: **Sonda láser oftálmica multiuso**

30 Prioridad:

**09.07.2007 US 774698**

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

**11.07.2013**

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)**

**Lichtstrasse 35**

**4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**AULD, JACK R. y**

**SMITH, RONALD T.**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

ES 2 412 396 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 oftálmica multiuso.

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

10 Anatómicamente, el ojo está dividido en dos partes bien distintas, el segmento anterior y el segmento posterior. El segmento anterior incluye el cristalino y se extiende desde la capa más exterior de la córnea (el endotelio corneal) hasta la parte posterior de la cápsula del cristalino. El segmento posterior incluye la porción del ojo detrás de la cápsula del cristalino. El segmento posterior se extiende desde la cara hialoide anterior hasta la retina, con la que la cara hialoide posterior del cuerpo vítreo está en contacto directo. El segmento posterior es mucho mayor que el segmento anterior.

15 El segmento posterior incluye el cuerpo vítreo, una sustancia transparente, incolora y similar a gel. Constituye aproximadamente dos tercios del volumen del ojo, dándole forma y configuración antes del nacimiento. Está compuesto de 1% de colágeno e hialuronato de sodio y 99% de agua. El límite anterior del cuerpo vítreo es la cara hialoide anterior, que hace contacto con la cápsula posterior del cristalino, mientras que la cara hialoide posterior forma su límite posterior, y está en contacto con la retina.

20 La degeneración macular es una condición médica encontrada predominantemente en adultos ancianos en los que el centro del forro interior del ojo, conocido como el área de mácula de la retina, padece adelgazamiento, atrofia y, en algunos casos, sangrado. Esto puede dar como resultado pérdida de visión central, que conlleva la incapacidad de ver detalles finos, leer o reconocer caras. Según la Academia Americana de Oftalmología, es la causa principal de pérdida de visión central y actualmente en los Estados Unidos para los que están por encima de la edad de cincuenta años.

30 Cuando sangran los vasos sanguíneos detrás de la retina, se produce una forma de degeneración macular denominada degeneración macular húmeda. En algunos casos, este sangrado puede detenerse o ralentizarse utilizando una intervención conocida como fotocoagulación. La fotocoagulación es una técnica empleada por cirujanos retinales para tratar una pluralidad de condiciones oculares, una de las cuales es la forma exudativa (húmeda) de la degeneración macular. En este tratamiento, los rayos de luz de láser se dirigen al ojo enfocando sobre vasos sanguíneos anormales que están creciendo detrás de la retina. Este láser cauteriza los vasos para sellarlos frente a fugas adicionales con la esperanza de impedir la pérdida de visión adicional.

35 Utilizando una sonda láser estándar con un punto de haz emitido, el cirujano oftálmico desconecta y conecta típicamente el haz de láser en una sucesión de disparos rápidos con un pedal a medida que explora con el haz a través de la superficie retinal para crear una matriz unidimensional o bidimensional de puntos de quemadura de láser fotocoagulados sobre la retina. Puede llevar un largo tiempo cubrir el área retinal deseada con puntos fotocoagulados utilizando una onda de láser de haz único.

40 Una sonda láser multipunto puede reducir potencialmente el tiempo requerido para crear el patrón deseado de puntos de quemadura de láser. Sin embargo, dado un láser con potencia de haz de láser limitada que ya está funcionando a su máximo ajuste de potencia de láser, una sonda láser multipunto puede no reducir necesariamente el tiempo requerido para crear el patrón de puntos de quemadura de láser deseado. Esto es debido a que la potencia de láser fija  $P$  se divide entre  $N$  puntos de haz y así la potencia en un punto de haz dado es en promedio solamente  $P/N$ . Por tanto, para crear una quemadura equivalente, el tiempo de exposición requerido es aproximadamente  $N$  veces el tiempo de exposición para una sonda láser de haz único. Por tanto, aunque hay sólo  $1/N$  del número requerido de disparos de láser de una sonda de haz único, el tiempo de exposición por disparo de haz es  $N$  veces que el de una sonda de haz único. Así, el tiempo total en que permanece la matriz de puntos de quemadura sigue siendo el mismo.

55 Sin embargo, están disponibles ahora nuevos láseres de fotocoagulación tales como el NGL (láser de la siguiente generación) de Alcon Laboratories, Inc. cuya intensidad de haz deseada para crear un punto de fotocoagulación ideal es una fracción pequeña  $f$  de la intensidad de haz disponible máxima. Si  $f$  es igual a  $1/N$ , entonces puede utilizarse un haz de láser multipunto con  $N$  haces emitidos, con el haz de láser al máximo nivel de potencia, y el tiempo total para crear los patrones de puntos de coagulación deseados es sólo  $1/N$  del tiempo requerido con la sonda láser de punto único. Esto reduce el tiempo total para cada operación y permite que se realicen más operaciones en un día dado, provocando que se reduzca el coste total por operación. Por tanto, sería deseable tener una sonda láser multipunto para realizar fotocoagulación.

**Sumario de la invención**

65 En una forma de realización compatible con los principios de la presente invención, la presente invención es una sonda láser según la reivindicación 1 independiente.

En otra forma de realización que no es parte de la presente invención, un acoplamiento para una sonda láser comprende un alojamiento, una óptica localizada en el alojamiento y dos conectores - uno localizado en cada lado de las ópticas. La óptica difracta un haz de luz incidente.

5 En otra realización compatible con los principios de la presente invención, la presente invención es una sonda láser oftálmica según la reivindicación 1 independiente.

10 Debe entenderse que tanto la descripción general anterior como la descripción detallada siguiente son a modo de ejemplo y de explicación solamente y están destinadas a proporcionar una explicación adicional de la invención según se reivindica. La siguiente descripción, así como la práctica de la invención, exponen y sugieren ventajas y finalidades adicionales de la invención.

15 La patente US nº 5.396.571 describe una sonda láser con un elemento refractivo para dividir un haz de láser en múltiples haces y enfocar estos haces en el extremo proximal de fibras ópticas.

El documento EP 1 191 359 utiliza un elemento difractivo para hacer lo mismo y la patente US nº 4.062.043 utiliza un holograma.

### 20 **Breve descripción de los dibujos**

Los dibujos que se acompañan, que se incorporan aquí y constituyen una parte de esta memoria, ilustran varias realizaciones y, junto con la descripción, sirven para explicar los principios.

25 La figura 1 es una vista en sección transversal de un sencillo sistema de formación de imagen fibra a fibra.

La figura 2 es una vista en sección transversal de un sistema de formación de imagen fibra a fibra que utiliza una lente con una rejilla de difracción.

30 La figura 3 es una vista en sección transversal de un extremo distal de una sonda láser que incluye una pieza de mano y una cánula aneja.

La figura 4 es una representación de una rejilla difractiva que produce una matriz de 2x2 puntos.

35 La figura 5 representa un sistema de formación de imagen que utiliza una rejilla difractiva.

Las figuras 6A y 6B son una vista en sección transversal lateral y una vista frontal, respectivamente, de un conjunto de rejilla superficial híbrido/rejilla multiplex de holograma volumétrico.

40 La figura 7 es una vista en sección transversal lateral del patrón de haz producido por el conjunto de rejilla superficial híbrido/rejilla multiplex de holograma volumétrico de la figura 6.

La figura 8 es una vista en sección transversal de una disposición de acoplamiento.

45 La figura 9 es una vista parcial de una sonda láser según los principios de la presente invención.

La figura 10 ilustra una conexión entre la sonda láser de la figura 9 y la disposición de acoplamiento de la figura 8.

50 Las figuras 11 y 12 son vistas extremas de conectores hembra y macho, respectivamente.

La figura 13 es una vista en sección transversal de una sonda láser.

La figura 14 es una vista en sección transversal de una sonda láser con una rejilla difractiva.

55 La figura 15 es una vista en sección transversal en despiece ordenado de la punta distal de la sonda láser de la figura 14.

60 La figura 16 es una vista en sección transversal en despiece ordenado de la punta distal de una sonda láser en la que la potencia óptica se incorpora en la rejilla difractiva.

### **Descripción detallada de las realizaciones preferidas**

65 Se hace referencia ahora en detalle a las realizaciones típicas de la invención, ejemplos de los cuales se ilustran en los dibujos que se acompañan. Siempre que sea posible, se utilizan los mismos números de referencia en todos los dibujos para referirse a las mismas partes o partes similares.

La figura 1 es una vista en sección transversal de un sencillo sistema de formación de imagen fibra a fibra. En la realización de la figura 1, el sistema tiene dos fibras 110, 120 y dos lentes 130, 140. La fibra 110 emite un haz de luz divergente que se origina en una fuente de láser (no mostrada). El haz divergente es colimado por la lente 130. Como se sabe comúnmente, la luz colimada es luz cuyos rayos son paralelos a un frente de onda plano. Este haz colimado es enfocado por la lente 140 en un punto de diámetro pequeño en la cara de entrada de la fibra de recepción 120. En este caso, las lentes 130, 140 son cada una de ellas lentes esféricas planoconvexas. En una lente esférica planoconvexa, una superficie es plana y la otra superficie es convexa con una superficie esférica precisa a fin de enfocar la luz en un punto de diámetro mínimo. Tal disposición proporciona las aberraciones de haz más bajas y puede dar como resultado un punto de láser limitado en difracción casi perfecto en la fibra de recepción 120.

Las fibras 110, 120 son cada una de ellas fibras de 50 micrones y 0,15 NA. Las lentes están dimensionadas apropiadamente para encajar dentro de una pieza de mano oftálmica estándar con un diámetro interior de 0,89 mm, tal como la fabricada y vendida por Alcon Laboratories, Inc.

La figura 2 es una vista en sección transversal de una fibra para el sistema de formación de imagen de fibra que utiliza una lente con una rejilla de difracción. En la figura 2, el sistema incluye una fibra de emisión 110, una lente 130, una lente 140 con una rejilla difractiva 205 y tres fibras de recepción 220, 230, 240. En la realización de la figura 2, una rejilla difractiva 205 está localizada en el lado plano de la lente planoconvexa 140. Tal rejilla difractiva es capaz de difractar el haz incidente en múltiples haces de salida que se enfocan en puntos individuales como se muestra. En este caso, el conjunto de lente/rejilla 210 difracta el haz incidente y lo enfoca en dos diferentes puntos de haz discretos. Las profundidades de las características de rejilla superficial están diseñadas de modo que alrededor de un tercio de la luz se difracta en cada punto difractado y un tercio de la luz permanece en el punto de orden cero no difractado. En tal caso, cada una de las tres fibras de recepción 220, 230, 240 lleva alrededor de un tercio de la luz de láser del haz incidente.

Tal disposición produce múltiples puntos de láser desde un único haz de láser incidente. La rejilla difractiva 205 en el conjunto de lente/rejilla 210 puede diseñarse para producir una pluralidad de puntos de haz difractados que pueden acoplarse a una pluralidad de fibras de recepción 220, 230, 240. En un ejemplo, la rejilla difractiva puede diseñarse para difractar el haz incidente de modo que casi el 100% de la luz se dirija a los haces difractados (y se suprima el haz de orden cero). En general, tales rejillas pueden diseñarse para producir un patrón difractivo de haces a lo largo de una línea o en un área bidimensional (como se muestra en la figura 4). La rejilla difractiva 205 de la figura 2 puede estar en contacto físico directo con la lente 140 o puede estar separada de ésta. En tal caso, la rejilla difractiva puede implementarse por una estructura de polímero o de vidrio que esté separada de la lente. La rejilla de difracción 205 que está separada de la lente convergente 140 puede localizarse aguas abajo de la lente convergente 140, entre la lente convergente 140 y la lente colimadora 130, o aguas arriba de la lente colimadora 130.

La figura 3 representa un extremo distal de una sonda láser que incluye una pieza de mano y una cánula aneja. En la figura 3, el conjunto de sonda láser 300 incluye una fibra de emisión 110, una lente 130, una lente con una rejilla difractiva 210, tres fibras de recepción 220, 230, 240, una pieza de mano 310, y una cánula 320. Cada una de las tres fibras de recepción 220, 230, 240 tiene un extremo distal encorvado. Estos extremos encorvados dirigen los puntos de láser difractados a diferentes localizaciones, produciendo así un patrón de puntos. Cuando el conjunto de sonda láser 300 se utiliza para fotocoagulación de vasos sanguíneos retinales, los extremos encorvados de las fibras de recepción 220, 230, 240 producen un patrón de punto que puede utilizarse para coagular más rápida y eficientemente los vasos sanguíneos. Cada vez que se dispara el láser, múltiples puntos pueden proyectarse sobre la retina que cubre una porción mayor de su superficie.

La figura 4 es una representación de una rejilla difractiva que produce una matriz 2x2 de puntos. En la figura 4, la rejilla difractiva 410 produce 4 puntos en un área bidimensional. Cada uno de los cuatro puntos está alineado con una fibra de recepción 420, 430, 440, 450. Cualquier número de configuraciones de punto diferentes puede implementarse por diferentes diseños de la rejilla difractiva 410.

La figura 5 representa un sistema de formación de imagen que utiliza una rejilla difractiva. En la figura 5, el sistema incluye una fibra de emisión 510, dos fibras de recepción 520, 530 y una rejilla difractiva 540. En la figura 5, las lentes refractivas se han retirado y sustituido por la rejilla difractiva 540. En este caso, en el borde de la rejilla 540, se requiere un ángulo de encorvado de alrededor de 17 grados (para un sistema óptico de aumento 1:1 y 0,15 NA). Las rejillas en relieve superficiales son capaces de una eficiencia de difracción de casi 100% para pequeños ángulos de encorvado, pero cuando aumenta el ángulo de encorvado, la eficiencia de difracción tiende a caer rápidamente. En tal caso puede utilizarse un holograma volumétrico como rejilla de difracción.

Las figuras 6A y 6B son una vista en sección transversal lateral y una vista frontal, respectivamente, de un conjunto de rejilla superficial híbrido/rejilla multiplex de holograma volumétrico. En la figura 6A, un conjunto de rejilla 600 incluye una capa de rejilla en relieve superficial 610, una capa de adhesivo 620, una capa de holograma volumétrico 630 y un sustrato de vidrio 640. El conjunto de rejilla 600 tiene una región central (de difracción de rejilla superficial) 615, y una región periférica (de difracción de holograma volumétrico) 625. El conjunto de rejilla 600 tiene forma generalmente circular como se muestra en la figura 6B.

5 La región periférica (de difracción de holograma volumétrico) 625 implementa un holograma volumétrico. En un holograma volumétrico, la rejilla de difracción está dentro del volumen aparente de material del holograma. Un holograma volumétrico tiene eficiencias de difracción de moderadas a bajas para bajos ángulos de encorvado (por ejemplo, menores que 10 grados) y una eficiencia de difracción potencialmente del 100% para ángulos de encorvado mayores (por ejemplo, mayores que 10 grados).

10 Por tanto, el conjunto de difracción 600 difracta eficientemente pequeños ángulos de encorvado con la región central (de difracción de rejilla superficial) 615. El conjunto 600 difracta también eficientemente ángulos de encorvado mayores con la región periférica (de difracción de holograma volumétrico) 625. El uso de tal conjunto 600, puede dar como resultado una eficiencia de difracción de casi 100% en un volumen constreñido contenido en una pieza de mano o sonda. Un ejemplo de patrón de haz para el conjunto de rejilla 600 se muestra en la figura 7.

15 Las figuras 8-10 representan una disposición de acoplamiento de fibras. La figura 8 muestra un acoplamiento. La óptica está localizada en un alojamiento 830 que conecta la consola de láser a una sonda láser desechable. En la figura 8, la óptica (en este caso, la lente 130 y la lente con la rejilla difractiva 210 - aunque puede utilizarse otra óptica) se localiza en el alojamiento 830. Un conector macho 810 está localizado en un extremo del alojamiento 830, y un conector hembra 820 está localizado en el otro extremo del alojamiento 830. En una realización, los conectores son conectores SMA estándar, aunque pueden emplearse otros tipos de conectores.

20 La figura 9 es una vista parcial de una sonda láser. Una sonda láser multipunto desechable incluye un conector macho 910, una funda 920 que lleva una o más fibras ópticas, una pieza de mano 930 y una cánula 940 que termina en tres fibras ópticas 220, 230, 240 (cada una con una punta encorvada).

25 La figura 10 ilustra una conexión entre la sonda láser de la figura 9 y la disposición de conector de la figura 8. En la figura 10, el conector macho 910 se acopla con el conector hembra 820, acoplando así la sonda láser con la fuente de láser. Las óptica contenida en el alojamiento 830 difractan el haz incidente en múltiples haces que son llevados por las fibras ópticas 220, 230, 240.

30 Las figuras 11 y 12 son vistas extremas de una disposición de conector. La figura 11 es una vista extrema del conector hembra y la figura 12 es una vista extrema del conector macho. Una bola elástica 1110 encaja en una ranura 1210 y alinea apropiadamente las fibras ópticas (representadas como círculos pequeños). Otras características de alineación mecánicas, tales como ranuras y salientes conjugados, pueden emplearse para alinear las fibras ópticas.

35 La figura 13 es una vista en sección transversal de una sonda láser. En la figura 13 la sonda láser tiene un enfundado de PVC 1310, una pieza de mano 1320, una fibra óptica 1330 y una cánula 1340. Un haz de láser se emite desde el extremo distal de la fibra 1330.

40 La figura 14 es una vista en sección transversal de una sonda láser con una rejilla difractiva. En la figura 14, la rejilla difractiva 1410 se encaja en el extremo de la cánula 1340. La fibra óptica 1330 termina dentro de la cánula 1340 antes de la rejilla difractiva 1410. De esta manera, un haz de láser emitido por la fibra óptica 1330 pasa a través de la rejilla difractiva 1410. Como se discute previamente, la rejilla difractiva 1410 produce múltiples puntos de haz difractados. En la figura 14, se muestran dos haces difractados, pero en otras realizaciones puede producirse cualquier número de haces difractados cuando el haz incidente pasa a través de la rejilla difractiva 1410. En diversas realizaciones, puede emplearse una rejilla superficial, un holograma volumétrico o una combinación de ambos como se discute anteriormente. En otras realizaciones, la rejilla difractiva 1410 puede diseñarse para producir diferentes patrones de punto como se discute previamente.

50 La figura 15 es una vista en sección transversal en despiece ordenado de la punta distal de la sonda láser de la figura 14. Este dibujo muestra más claramente la disposición de los componentes y la trayectoria de los haces. La figura 15 incluye también un cilindro de centrado 1510 que está diseñado para centrar la fibra óptica 1330 en la cánula 1340. El extremo distal de la fibra óptica 1330 se posiciona a una distancia desde la rejilla difractiva 1410, de modo que el haz emitido por la fibra óptica 1330 pueda expandirse para llenar la rejilla difractiva 1410, como se muestra. La rejilla difractiva 1410 difracta el haz en múltiples direcciones de modo que una multitud de imágenes virtuales aparezcan en el plano de la fibra de emisión.

60 La figura 16 es una vista en sección transversal en despiece ordenado de la punta distal de una sonda láser en la que la potencia óptica se incorpora a una rejilla difractiva 1610. La rejilla difractiva 1610 está diseñada para enfocar los haces difractados. Por ejemplo, la rejilla difractiva puede diseñarse para emitir una multitud de haces difractados colimados. Los haces difractados colimados dan como resultado un patrón de punto más concentrado en la retina. En otras realizaciones, la rejilla difractiva 1610 está diseñada para generar haces difractados convergentes.

65 Puede apreciarse por lo anterior que la presente invención proporciona un sistema mejorado para fotocoagulación de la retina. Utilizando un conjunto, un único haz de láser incidente puede difractarse en un patrón de puntos adecuado para fotocoagular vasos sanguíneos retinales. La presente invención se ilustra aquí, por ejemplo, y pueden hacerse diversas modificaciones por un experto ordinario en la materia.

Otras realizaciones de la invención serán evidentes para los expertos en la materia a partir de la consideración de la memoria y la práctica de la invención aquí descrita. Se pretende que la memoria y los ejemplos se consideren como ejemplos solamente, indicándose el verdadero alcance de la invención por las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Sonda láser, que comprende:

5 una fibra óptica emisora (110) para emitir un haz de luz;

una óptica localizada en el lado emisor de la fibra óptica emisora que divide la luz emitida en una matriz bidimensional de puntos de haz discretos, y

10 dos o más fibras ópticas receptoras (220, 230, 240), estando cada una de las dos o más fibras ópticas receptoras localizadas en oposición con la fibra óptica emisora (110), estando cada extremo proximal respectivo de las dos o más fibras ópticas receptoras (220, 230, 240) localizado en un plano generalmente paralelo a dicha disposición difractiva, de manera que cada punto de haz discreto esté enfocado en una fibra óptica receptora y cada una de las dos o más fibras ópticas receptoras está acoplada con un único haz de luz difractado por la óptica,

15 caracterizada porque dicha óptica comprende una disposición difractiva que consta de una combinación de una rejilla superficial híbrida (610) y un conjunto de rejilla multiplex (210, 600) de holograma volumétrico (630), para difractar el haz de luz emitido por dicha fibra óptica emisora, de tal manera que el haz de luz emitido por dicha fibra óptica emisora sea difractado en dos o más haces difractados de luz en una matriz bidimensional de puntos de haz discretos.

20 2. Sonda láser según la reivindicación 1, en la que el conjunto de rejilla (600) comprende además:

una sección de rejilla superficial generalmente circular (615) localizada en el centro del conjunto de rejilla, la sección de rejilla superficial sirviendo para difractar un haz incidente en un ángulo de encorvado inferior; y

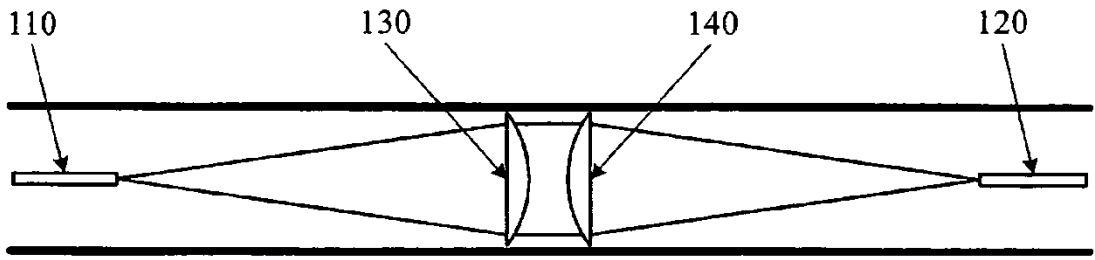
25 una sección de holograma volumétrico generalmente similar a un anillo (625) localizada alrededor de una periferia de la sección de rejilla superficial, la sección de holograma volumétrico sirviendo para difractar un haz incidente en un ángulo de encorvado mayor.

30 3. Sonda láser según la reivindicación 1, en la que al menos una de las dos o más fibras ópticas receptoras tiene un extremo distal encorvado.

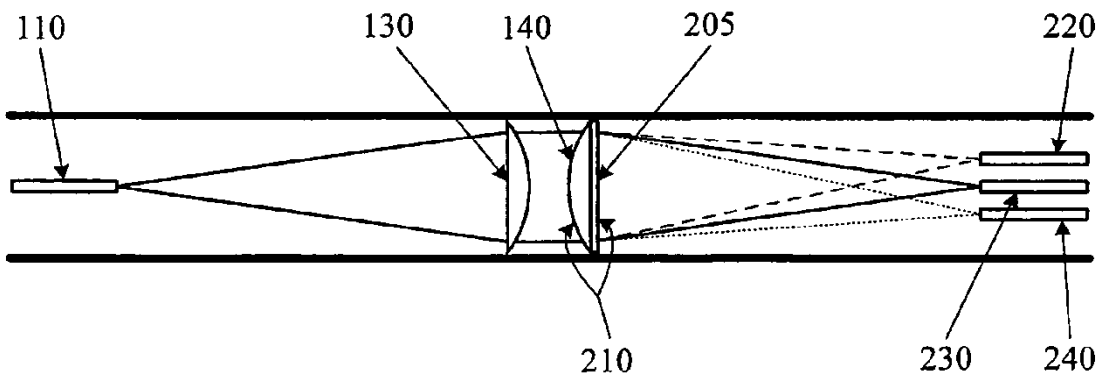
4. Sonda láser según la reivindicación 1, que comprende además:

35 un alojamiento que contiene al menos parcialmente las dos o más fibras ópticas receptoras.

5. Sonda láser según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, que está adaptada como sonda láser oftálmica.

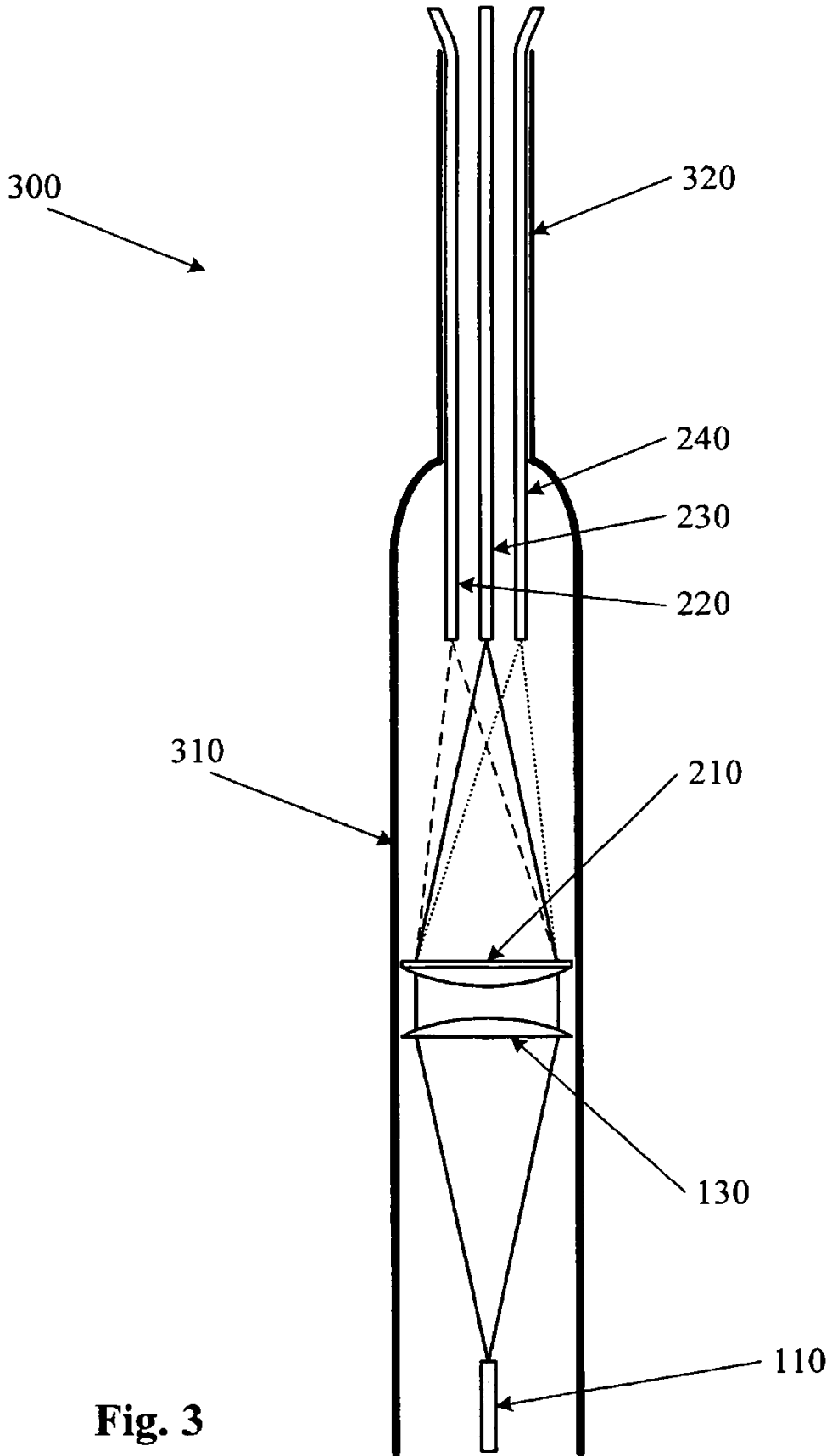


**Fig. 1**

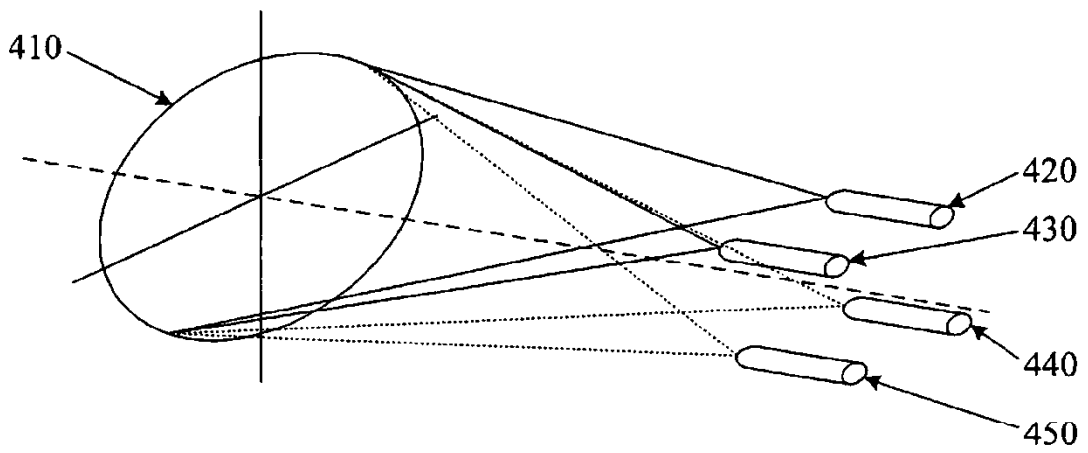


**Fig. 2**

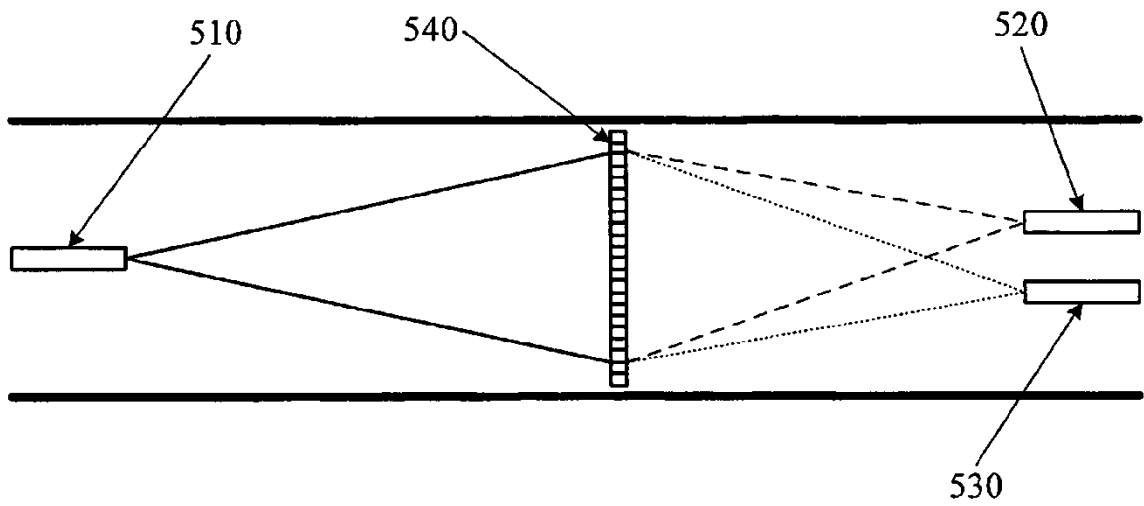




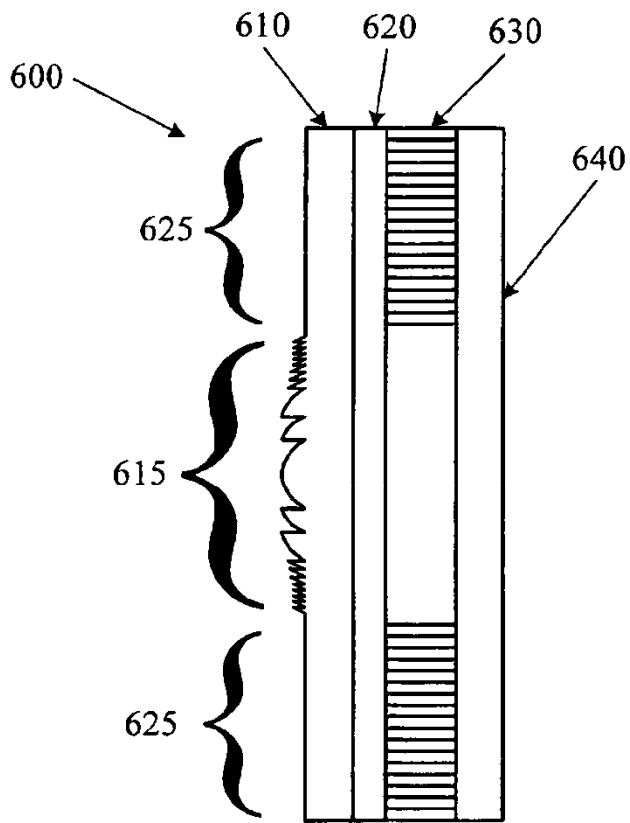
**Fig. 3**



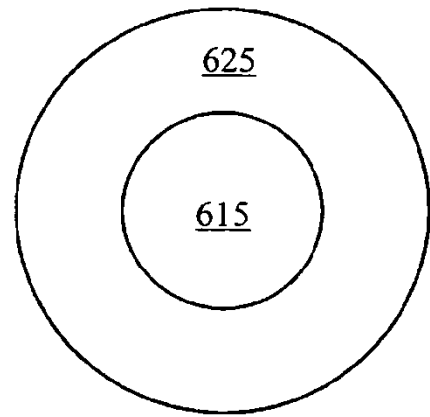
**Fig. 4**



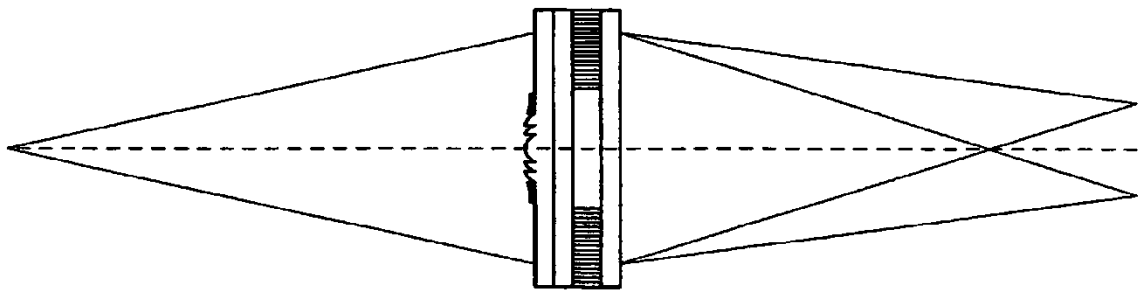
**Fig. 5**



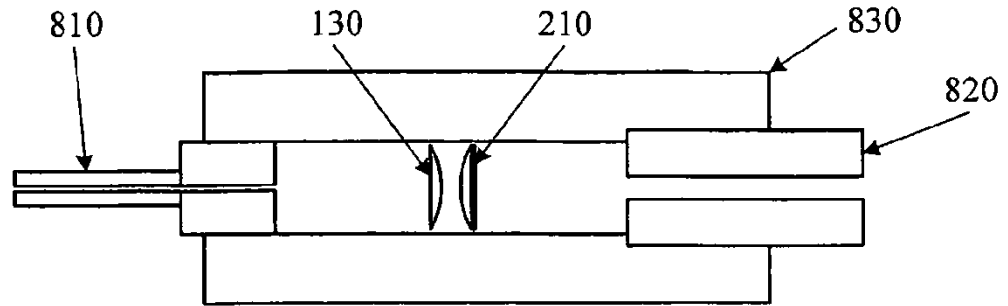
**Fig. 6A**



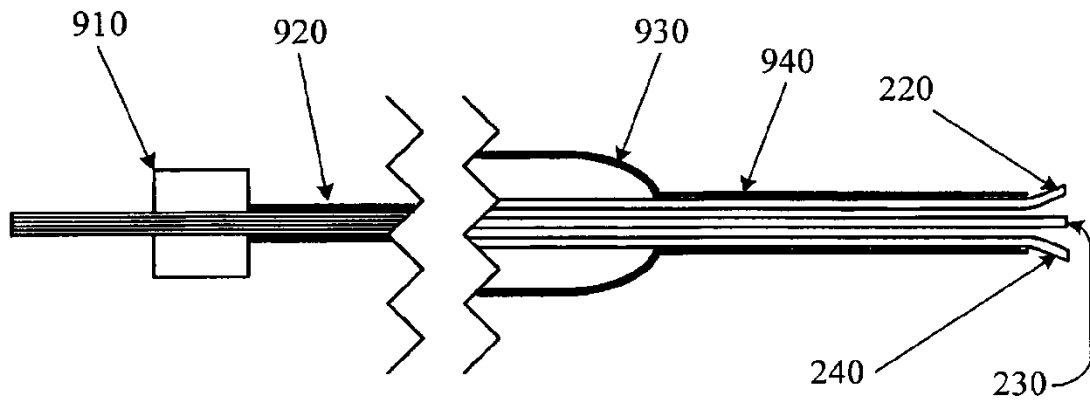
**Fig. 6B**



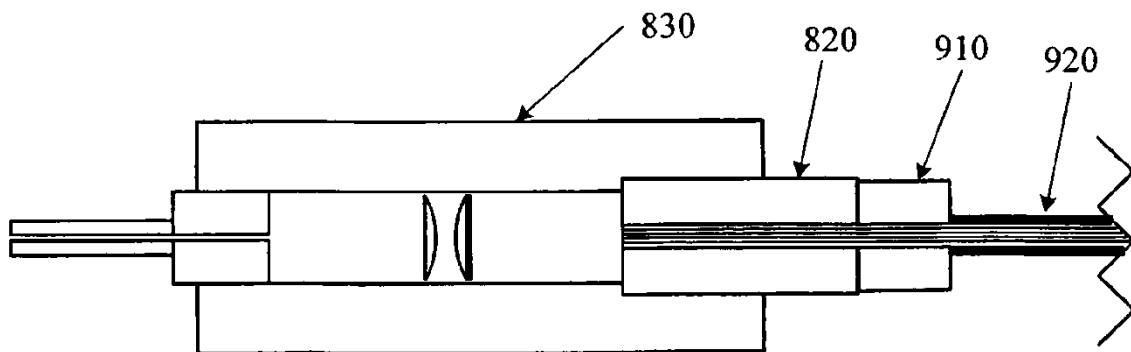
**Fig. 7**



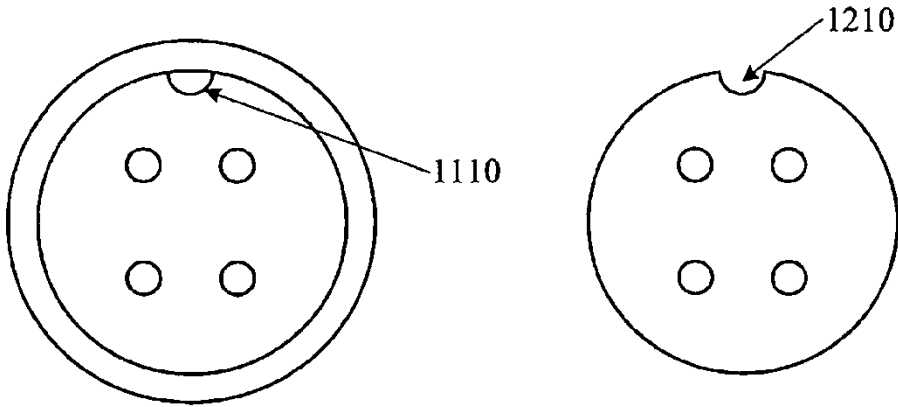
**Fig. 8**



**Fig. 9**

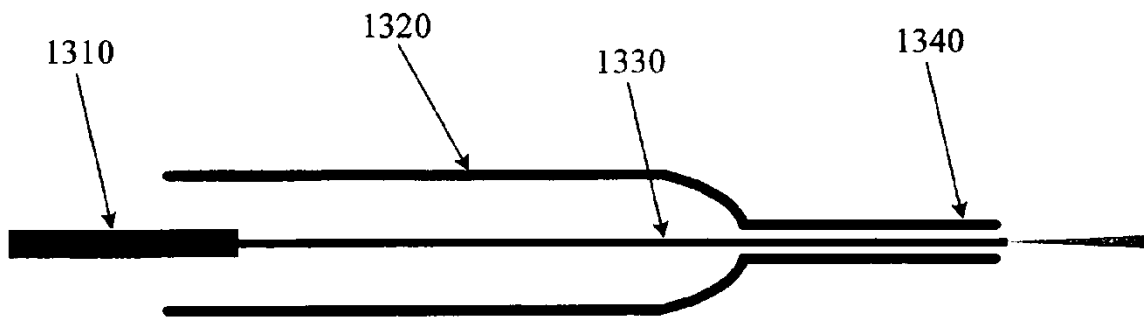


**Fig. 10**

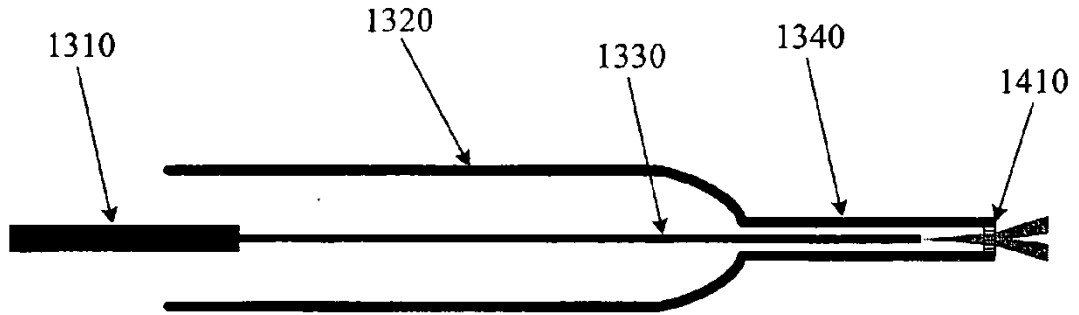


**Fig. 11**

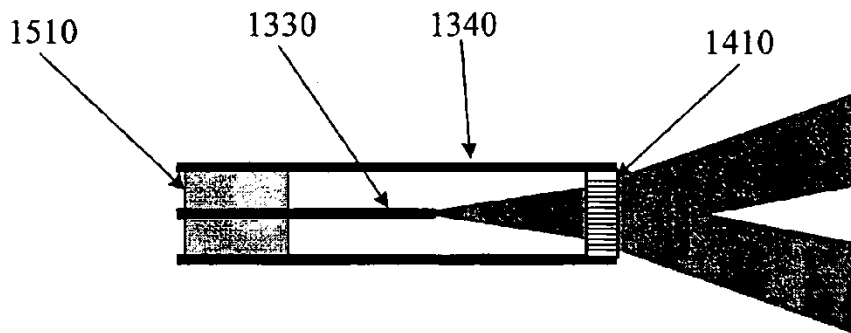
**Fig. 12**



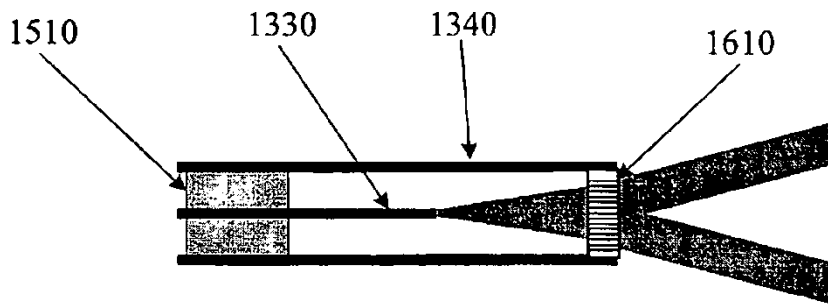
**Fig. 13**



**Fig. 14**



**Fig. 15**



**Fig. 16**