

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 759 100**

51 Int. Cl.:

**A61B 1/07** (2006.01)

**A61B 18/22** (2006.01)

**G01N 21/01** (2006.01)

**A61B 18/20** (2006.01)

**A61B 18/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **05.12.2014 PCT/US2014/068912**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.06.2015 WO15094727**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.12.2014 E 14873027 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.11.2019 EP 3065618**

54 Título: **Sondas ópticas de escaneo directo, patrones de escaneo circulares, fibras desplazadas**

30 Prioridad:

**19.12.2013 US 201314134668**

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

**07.05.2020**

73 Titular/es:

**ALCON INC. (100.0%)**

**Rue Louis-d'Affry 6**

**1701 Fribourg, CH**

72 Inventor/es:

**PARTO, KAMBIZ;**

**WHEATLEY, BARRY L.;**

**SCHMIDTLIN, EDOUARD;**

**HEEREN, TAMMO;**

**JOCHINSEN, MAURICIO y**

**YU, LINGFENG**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

ES 2 759 100 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

Sondas ópticas de escaneo directo, patrones de escaneo circulares, fibras desplazadas

### Antecedentes

#### Campo técnico

- 5 Las realizaciones descritas en el presente documento están relacionadas con sondas ópticas de escaneo directo con sistemas activadores de fibra. Las realizaciones se pueden usar en dispositivos tales como sondas de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), dispositivos de coagulación por láser y ablación por láser.

#### Técnica relacionada

- 10 La importancia y la necesidad de sondas ópticas de alto rendimiento siguen creciendo en varios campos. Se pueden usar como sondas de formación de imágenes de sistemas de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), en sistemas de coagulación por láser y en sistemas de ablación por láser.

- 15 Estas sondas incluyen típicamente un mango y una cánula, donde la cánula se inserta en un tejido diana, tal como un ojo humano. Las sondas también tienen típicamente una fibra óptica que transporta la luz desde una fuente de luz a través de la cánula hasta un extremo distal de la sonda donde la luz se emite a una región objetivo del tejido diana. En la mayoría de los dispositivos existentes, la fibra se fija a la cánula y, por lo tanto, se puede formar imágenes o extirpar el punto de la región objetivo al que se dirige la cánula.

- 20 Recientemente, la funcionalidad de algunas sondas se ha mejorado haciendo que la fibra sea capaz de moverse con relación a la cánula. Esta mejora puede impartir una funcionalidad de escaneo en la sonda. Por ejemplo, tales sondas mejoradas, o de escaneo, pueden formar imágenes o extirpar la región objetivo no solo en un punto, sino a lo largo de una línea de escaneo. Algunas sondas de escaneo logran esta funcionalidad de escaneo moviendo una fibra móvil desplazada a través de una secuencia de posiciones desplazadas. Se conocen sondas de escaneo existentes con las siguientes características.

- (1) En algunas sondas de escaneo, el último elemento óptico distal se fija a la cánula y la fibra desplazada se escanea hacia atrás y hacia delante con relación a este elemento óptico a lo largo de una línea de escaneo recta.

- 25 (2) En algunas sondas de escaneo, la fibra se pega al último elemento óptico distal, por lo que la fibra y el elemento óptico escanean juntos. Por lo tanto, el último elemento óptico distal se mueve con relación al tejido oftálmico circundante y a la cánula.

- (3) En algunas sondas de escaneo, el activador que mueve la fibra desplazada está en la porción desechable de la sonda.

- 30 (4) En algunas sondas de escaneo, una parte sustancial del activador está de hecho en la propia cánula. Esto aumenta el diámetro de la cánula. Típicamente, el diámetro de estas cánulas es mayor que el calibre 20.

Se hace referencia a los documentos US 2010/0228238, US 6.485.413 y US 2012/0310042, referencias citadas que se refieren a disposiciones de sondas representativas del estado de la técnica.

### Resumen

- 35 La invención es como se ha definido en las reivindicaciones adjuntas.

Los aspectos y ejemplos de realizaciones que no caen dentro del alcance de las reivindicaciones se proporcionan únicamente con fines ilustrativos y no forman parte de la presente invención.

- 40 De acuerdo con algunas realizaciones, una sonda óptica de escaneo de luz puede comprender un mango, conformado para que sea sujetado por el usuario; una cánula, que sobresale desde una porción distal del mango con un diámetro externo menor que calibre 20; una fibra óptica con una porción distal de la fibra fuera del eje de la sonda, configurada para recibir una luz procedente de una fuente de luz en una porción proximal de la fibra, y configurada para emitir la luz recibida en la porción distal de la fibra; una unidad fija de formación de haz, dispuesta en una porción distal de la cánula, configurada para recibir la luz procedente de la porción distal de la fibra, y para desviar la luz recibida hacia una región objetivo; y un activador de fibra, alojado al menos parcialmente en el mango, configurado para mover la porción distal de la fibra para escanear la luz desviada a lo largo de una curva de escaneo en la región objetivo, en donde el eje de la sonda es uno de entre un eje de cánula y un eje de unidad de formación del haz.

- 45 De acuerdo con algunas realizaciones, un sistema óptico de formación de imágenes puede comprender un motor de Tomografía de Coherencia Óptica, que comprende una fuente de luz de formación de imágenes y un detector-procesador de imagen de OCT; y una sonda de formación de imágenes, que comprende un mango, y una cánula, que sobresale desde una porción distal del mango con un diámetro externo menor que el calibre 20; y una fibra óptica con

una porción distal de la fibra fuera del eje de la sonda, y configurada para guiar una luz desde la fuente de luz de formación de imágenes; una unidad fija de formación de haz, dispuesta en una porción distal de la cánula, configurada para desviar la luz guiada hacia un objetivo; y un activador de fibra, alojado al menos parcialmente en el mango, configurado para mover la porción distal de la fibra para escanear la luz desviada a lo largo de una curva de escaneo en una región objetivo, en donde el eje de la sonda es uno de entre un eje de cánula y un eje de unidad de formación del haz.

De acuerdo con algunas realizaciones, un método de formación de imágenes con una sonda de formación de imágenes comprende un mango; una cánula, que sobresale del mango con un diámetro externo menor de calibre 20; una fibra óptica con una porción distal de la fibra fuera del eje de la sonda; y una unidad fija de formación de haz en una porción distal de la cánula; puede comprender recibir una luz mediante la fibra procedente de una fuente de luz de formación de imágenes en una porción proximal de la fibra; emitir la luz recibida por la fibra en la porción distal de la fibra hacia la unidad fija de formación de haz; desviar la luz emitida por la unidad fija de formación de haz; y mover la porción distal de la fibra por un activador de fibra, alojado al menos parcialmente en el mango de la sonda de imagen para escanear la luz desviada a lo largo de una curva de escaneo en una región objetivo, en donde el eje de la sonda es uno de entre un eje de cánula y un eje de unidad de formación del haz.

### Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 ilustra una sonda de formación de imágenes.

La FIG. 2 ilustra una sonda de formación de imágenes con un cable de par de torsión.

La FIG. 3 ilustra una sonda de formación de imágenes con un empujador excéntrico.

La FIG. 4 ilustra una sonda de formación de imágenes con un orificio descentrado.

Las FIGS. 5A-B ilustran un sistema de formación de imágenes de OCT.

La FIG. 6 ilustra un método de formación de imágenes con una sonda de formación de imágenes.

En los dibujos, los elementos que tienen la misma designación tienen las mismas funciones o funciones similares.

### Descripción detallada

En la siguiente descripción se exponen detalles específicos que describen ciertas realizaciones. Sin embargo, será evidente, para un experto en la técnica que las realizaciones descritas se pueden poner en práctica sin alguno o todos estos detalles específicos. Las realizaciones específicas presentadas están destinadas a ser ilustrativas, pero no limitantes. Un experto en la técnica puede realizar otro aspecto que, aunque no se describe específicamente en el presente documento, está dentro del alcance y espíritu de esta exposición.

Los problemas con las características descritas anteriormente de las sondas de escaneo existentes incluyen lo siguiente.

(1) En sondas de escaneo con la fibra desplazada que escanea hacia atrás y hacia delante a lo largo de una línea de escaneo recta, el escaneo no está disponible a lo largo de líneas curvas, bucles o círculos. Escanear a lo largo de un círculo podría permitir formar imágenes de objetivos oftálmicos de forma esférica de manera más eficiente. Por ejemplo, la preparación para una capsulotomía puede beneficiarse de la formación de imágenes de la cápsula del cristalino a lo largo de un círculo.

(2) En sondas de escaneo con el último elemento óptico distal en movimiento con relación al tejido oftálmico circundante, el elemento óptico distal en movimiento puede capturar fragmentos del tejido diana que, a su vez, pueden obstruir la sonda y reducir una funcionalidad de la propia sonda de exploración. Además, la rotación y el movimiento del elemento óptico distal pueden causar defectos iatrogénicos. Este es un efecto quirúrgico no deseado.

(3) Las sondas de escaneo con el activador en la porción desechable de la sonda son más caras ya que el activador móvil y/o energizado, un componente costoso, se elimina después de cada procedimiento.

(4) Las sondas de escaneo con una porción sustancial del activador en la cánula, típicamente se ven obligadas a tener un diámetro mayor del calibre 20, lo que probablemente causa un tejido cicatricial más extenso. También, una esclerotomía de mayor diámetro generalmente requiere sutura, lo que prolonga el tiempo de curación y reduce la comodidad del paciente.

Las realizaciones en este documento de patente ofrecen mejoras al menos para los problemas descritos anteriormente mediante la aplicación de al menos los siguientes diseños. (1) Algunas realizaciones pueden configurarse para escanear el haz de luz a lo largo de una curva de escaneo no lineal. (2) Algunas realizaciones pueden tener un último elemento óptico distal fijo en la cánula y, así, evitar capturar fragmentos de un tejido diana. (3) Algunas realizaciones pueden incluir un activador de fibra que está posicionado en gran medida en la porción no desechable de la sonda o incluso fuera de la sonda. (4) Algunas realizaciones pueden incluir un activador de fibra que está posicionado en gran medida fuera de la

cánula, permitiendo que el diámetro de la cánula sea menor que el calibre 20. Algunas realizaciones pueden contener combinaciones de los diseños descritos anteriormente.

La FIG. 1 ilustra esquemáticamente una sonda óptica 100 de escaneo de luz de acuerdo con algunas realizaciones. La sonda 100 de escaneo puede incluir un mango 110, conformado para que sea sujetado por un usuario, una cánula 120, que sobresale de una porción distal del mango 110, teniendo la cánula 120 un diámetro externo menor que el calibre 20. El diámetro exterior de la cánula al ser menor que un calibre 20 puede abordar el problema (4) descrito anteriormente reduciendo el tamaño y la cantidad de tejido cicatricial. La sonda 100 de escaneo también puede incluir una fibra óptica 130 con una porción distal 132 de la fibra fuera de un eje 122 de cánula, en el que la fibra 130 se puede configurar para recibir una luz o haz de luz 2 procedente de una fuente de luz en una porción proximal de la fibra, y para emitir la luz recibida en la porción distal 132 de la fibra. En algunas realizaciones, la fibra 130 puede estar posicionada parcialmente en el mango 110, con la porción distal 132 de la fibra en la cánula 120.

La sonda 100 de escaneo también puede incluir una unidad fija 140 de formación de haz, dispuesta en una porción distal de la cánula 120, configurada para recibir el haz de luz procedente de la porción distal 132 de la fibra, y para desviar el haz de luz recibido como una luz 4 desviada o haz desviado 4 hacia una región objetivo. La naturaleza fija de la unidad 140 de formación de haz puede abordar el problema (2) esbozado anteriormente evitando capturar porciones del tejido diana en el último elemento óptico distal móvil.

En la FIG. 1 se muestra que la porción distal 132 de la fibra está fuera de un eje 122 de cánula. En otras realizaciones, puede estar fuera de un eje de la unidad fija 140 de formación de haz. Estos ejes pueden coincidir cuando la unidad fija 140 de formación de haz se coloca coaxialmente con la cánula 120. Sin embargo, estos ejes también pueden diferir cuando la unidad 140 de formación de haz no es coaxial con la cánula 120. Se hará referencia comúnmente al eje de la cánula, al eje de la unidad de formación del haz y a otros ejes análogos del sistema ejemplos de un eje de sonda.

La sonda 100 de escaneo también puede incluir un activador 150 de fibra, alojado al menos parcialmente en el mango 110. El activador 150 de fibra puede configurarse para mover la porción distal 132 de la fibra para escanear el haz 4 desviado a lo largo de una curva 6 de escaneo en la región objetivo. En algunas realizaciones, una porción sustancial del activador 150 de fibra puede alojarse en el mango 110, o incluso fuera del mango 110. En cualquiera de estas realizaciones, el activador 150 de fibra puede alojarse por separado de una porción desechable de la sonda 100 de escaneo. En algunas realizaciones, el activador 150 de fibra puede incluir una pequeña porción posicionada en la cánula 120, mostrada por la porción de activador de trazos. El activador 150 que puede escanear el haz 4 desviado a lo largo de una curva de escaneo puede abordar el problema (1) anterior proporcionando una funcionalidad de escaneo curva. El posicionamiento del activador 150 puede abordar el problema (3) antes mencionado siendo posicionada una porción sustancial del activador 150 fuera de la cánula 120, lejos de la porción desechable de la sonda 100.

En algunas realizaciones, el activador 150 de fibra puede configurarse para ser controlado por un controlador 152 de activador, colocado al menos parcialmente fuera de la sonda 100.

En diversas realizaciones, la curva 6 de escaneo puede ser una curva abierta, un arco, un bucle cerrado, un círculo, una cicloide y una elipse. En la Fig. 1 la curva 6 de escaneo es un bucle. En algunas realizaciones, la unidad 140 de formación de haz puede incluir una lente GRIN, una lente, un sistema de lente o un elemento de enfoque para formar el haz 4 desviado al enfocar la luz recibida.

La FIG. 2 ilustra una realización de la sonda 100 que puede tener varios elementos análogos a la realización de la FIG. 1. En la realización de la FIG. 2, una porción del activador 150 de fibra se puede posicionar en la cánula 120: un tubo de rotación 210, posicionado de forma giratoria en la cánula 120 y tener un orificio descentrado 212 fuera del eje 122 de la cánula. Además, el activador 150 de fibra puede incluir un cable 220 de par hueco, con una porción distal dentro de la cánula 120, configurado para que pueda girar mediante un motor 230, y configurado para hacer girar el tubo 210 de rotación cuando es hecho girar por el motor 230. El cable 220 de par hueco puede alojar una porción de la fibra 130 que se extiende dentro de la cánula 120 para guiar la fibra 130 al orificio descentrado 212. El activador 150 de fibra puede configurarse para mover circularmente la porción distal 132 de fibra haciendo girar el cable 220 de par hueco que hace girar el tubo 210 de rotación con el orificio descentrado 212 que está acoplado a la porción distal 132 de la fibra. Cuando el activador 150 de fibra mueve circularmente la porción distal 132 de la fibra, el haz de luz 2 que entra a la sonda 100 y es emitido como haz 4 desviado a través de la unidad 140 de formación de haz puede escanearse a lo largo de una curva 6 de escaneo, tal como un bucle de escaneo.

En algunas realizaciones de la sonda 100 de escaneo, la fibra 130 se puede alojar giratoriamente dentro del cable 220 de par hueco para que el activador 150 de fibra pueda hacer girar el cable 220 de par hueco sin retorcer la fibra 130. Dichas realizaciones permiten que el motor 230 haga girar el cable 220 de par mientras evita que la fibra 130 se retuerza.

En algunas realizaciones, la fibra 130 se puede unir al cable 220 de par hueco de una manera no giratoria. Tales realizaciones pueden evitar que la fibra óptica 130 se retuerza al acoplar la fibra 130 a una guía 250 de luz a través de un conector giratorio óptico 240. En otras realizaciones, el motor 230 puede escanear la porción distal 132 de la fibra a lo largo de una curva 6 de escaneo en modo hacia atrás y hacia adelante.

En cuanto al diseño de la porción distal de la sonda 100 de escaneo, se pueden llevar a cabo diferentes realizaciones. En algunos diseños, la porción distal 132 de la fibra puede estar dispuesta distal a un extremo distal del cable 220 de par. En otros, proximal al extremo distal del cable 220 de par. En algunos diseños, un extremo distal del cable 220 de par puede estar dispuesto distal a un extremo distal del tubo 210 de rotación, o proximal al extremo distal del tubo 210 de rotación.

5 En algunos diseños, el motor 230 puede estar alojado fuera del mango 110, o en una consola, separada del mango 110. El mango 110 puede tener una porción no desechable y una porción desechable, y el motor 230 puede estar alojado en la porción no desechable para abordar el problema (3) anterior posicionando un componente activador costoso de forma no desechable. En algunos casos, el motor 230 puede ser alojado en la porción desechable. Finalmente, en realizaciones, el controlador 152 del activador puede controlar una operación del motor 230.

10 La FIG. 3 ilustra una realización de la sonda 100 de escaneo que nuevamente puede incluir varios elementos análogos a los de las FIGS. 1 y 2. En la realización de la FIG. 3, una parte del activador 150 de fibra puede posicionarse nuevamente en la cánula 120: un tubo 310 de accionamiento hueco giratorio, acoplado al motor 230 que puede ser posicionado al menos parcialmente dentro del mango 110. El tubo 310 de accionamiento puede ser hecho girar en la cánula 120 por el motor 230. Una operación del motor 230 puede ser controlada nuevamente por el controlador 152 del activador, acoplado al motor 230 por un acoplamiento eléctrico, mecánico, electromecánico o neumático. El tubo 310 de accionamiento puede alojar una porción de la fibra 130 que se extiende dentro de la cánula 120. El tubo 310 de accionamiento también puede incluir un empujador excéntrico 312 en una región distal del tubo 310 de accionamiento para mantener la porción distal 132 de la fibra fuera del eje 122 de la cánula.

20 En algunas realizaciones de la sonda 100 de escaneo, la porción distal 132 de la fibra se puede fijar al empujador excéntrico 312. En tales realizaciones de la sonda 100, la fibra 130 se retuerce en cierto grado a medida que el tubo 310 de accionamiento y el empujador excéntrico 312 son hechos girar por el motor 230. Dichas realizaciones pueden incluir un bucle 334 de servicio en la fibra 130 para acomodar una torsión de la fibra 130 cuando el motor 230 hace girar el tubo 310 de accionamiento. Para limitar que de la fibra 130 se retuerza, el activador 150 de fibra puede configurarse para hacer girar el tubo 310 de accionamiento y, por lo tanto, la porción distal 132 de la fibra alternativamente, es decir, hacia atrás y hacia delante a lo largo de un arco de escaneo, a veces denominada de manera alternativa. Por ejemplo, el arco de escaneo puede extenderse desde menos 180 grados a más 180 grados. En otras realizaciones, el arco de escaneo puede extenderse desde menos 90 grados a más 90 grados. En otras realizaciones aún, el arco de escaneo puede extenderse en un intervalo entre estos dos ejemplos.

30 La FIG. 4 ilustra otra realización de la sonda 100 de escaneo. La realización de la FIG. 4 puede incluir numerosos elementos que son análogos a los de las Figs. 1-3. En la sonda 100 de escaneo de la fig. 4, el activador 150 de fibra puede incluir el motor 230, posicionado al menos parcialmente dentro de la cánula 120, el tubo 310 de accionamiento hueco giratorio, posicionado al menos parcialmente dentro de la cánula 120, acoplado al motor 230 para ser hecho girar en la cánula 120. El tubo 310 de accionamiento puede alojar una porción de la fibra 130 que se extiende dentro de la cánula 120, e incluir un orificio descentrado 412 en una región distal del tubo 310 de accionamiento para mantener la porción distal 132 de la fibra fuera del eje 122 de la cánula.

En contraste con la realización de la FIG. 3, en el activador 150 de la fibra de la fig. 4, la porción distal 132 de la fibra se puede colocar giratoriamente en el orificio descentrado 412, de modo que la fibra 130 no se retuerza cuando el motor 230 hace girar el tubo 310 de accionamiento. Tales realizaciones de la sonda 100 de escaneo pueden lograr no solo un escaneo alternativo, de tipo hacia atrás y hacia delante, sino también un escaneo circular, como se indica.

40 En algunas realizaciones, la unidad 140 de formación de haz puede incluir un elemento de vidrio, una fibra sin núcleo o una varilla de vidrio. Estos elementos se pueden unir a una lente GRIN. Estos, así como otros elementos ópticos, pueden dar forma o desviar el haz emitido desde la porción distal 132 de la fibra.

45 En algunas realizaciones, el activador de fibra puede no extenderse dentro de la cánula 120. En su lugar, en estas realizaciones, el extremo distal de la fibra 130 con la porción distal 132 de la fibra puede colocarse proximal a la cánula 120, es decir, dentro del mango 110. El haz emitido por el extremo distal de la fibra 130 puede enviarse a una lente de retransmisión dentro de la cánula 120, a veces colocada cerca de la unidad fija 140 de formación de haz.

50 Como se discutió anteriormente, los sistemas donde el activador de fibra está posicionado en un mango desechable pueden ser muy costosos ya que cuando el mango se desecha después de un procedimiento quirúrgico, también lleva consigo el costoso activador. Para reducir este costo, en realizaciones de la sonda 100 de escaneo, una porción valiosa del activador 150 de la fibra, tal como el motor 230, puede estar posicionado en un mango 110 no desechable, o en una porción no desechable del mango 110. Por ejemplo, en algunas realizaciones, todo el mango 110 puede no ser desechable, y solo la cánula 120 se puede desechar después de cada procedimiento. En otras realizaciones, el mango 110 puede tener una porción proximal no desechable y una porción distal, desechable. En todas estas realizaciones, una porción valiosa del activador 150 de fibra, tal como el motor 230, puede estar en el mango 110 no desechable, o en la porción proximal no desechable del mango 110.

Por supuesto, en algunas sondas 100, una porción del activador 150 de fibra se puede posicionar en una porción desechable del mango 110.

Como se mencionó anteriormente, realizaciones de la sonda óptica 100 de escaneo de luz, descritas con relación a las FIGS. 1-4, se puede usar para varias funciones diferentes. Estas incluyen formación de imágenes, fotocoagulación y ablación.

5 Las FIGS. 5A-B ilustran que realizaciones de la sonda 100 de escaneo pueden ser parte de un sistema 500 de formación de imágenes de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT). La sonda 100 de escaneo se puede acoplar, por ejemplo, a un motor 510 de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT). El motor 510 de OCT puede incluir una fuente de luz 512 de formación de imágenes de OCT que emite luz a la fibra óptica 130. El motor 510 de OCT también puede configurarse para detectar el haz de formación de imágenes, devuelto desde el objetivo por la sonda 100 de escaneo y generar una imagen de OCT desde una interferencia del haz de formación de imágenes devuelto y un haz de referencia por un detector-procesador 514 de imagen de OCT. Se conocen muchos sistemas de formación de imágenes de OCT y todos pueden usarse con la sonda 100.

10 La FIG. 5A ilustra que en algunas realizaciones, una porción del activador 150 de fibra, tal como el motor 230 que hace girar el cable 220 de par de la FIG. 2, puede ser posicionada en una consola del motor 510 de OCT. En algunas realizaciones, el controlador 152 de activador de fibra también puede ser parte del motor 510 de OCT, como se muestra.

15 La FIG. 5B ilustra que en otras realizaciones, el controlador 152 de activador puede incluirse en la consola del motor 510 de OCT, mientras que al menos partes del activador 150 de fibra, tales como su motor 230, pueden posicionarse en el mango 110 como en las FIGS. 3-4.

20 La FIG. 6 ilustra un método 600 de realizaciones operativas de la sonda 100 de escaneo. La sonda 100 de escaneo puede ser cualquiera de las realizaciones descritas en relación con las FIGS. 1-5. El método 600 puede incluir:

recibir una luz (610) por una fibra procedente de una fuente de luz de formación de imágenes en una porción proximal de la fibra;

emitir la luz recibida (620) por la fibra en la porción distal de la fibra hacia una unidad fija de formación de haz;

desviar la luz emitida (630) por la unidad fija de formación de haz; y

25 mover la porción distal (640) de la fibra por un activador de la fibra, alojado al menos parcialmente en un mango de una sonda de formación de imágenes, de modo que el haz de luz desviado por la unidad fija de formación de haz escanee a lo largo de una curva de escaneo en una región objetivo.

Los ejemplos proporcionados anteriormente son solo ejemplares y no pretenden ser limitantes. Como tal, la aplicación está limitada solo por las siguientes reivindicaciones.

30

**REIVINDICACIONES**

1. Una sonda óptica (100) de escaneo de luz, que comprende:  
un mango (110), conformado para que sea sujetado por el usuario;  
5 una cánula (120), que sobresale desde una porción distal del mango con un diámetro externo menor de 1,81 mm (calibre 20);  
teniendo la cánula un eje (122) de cánula;  
una unidad fija (140) de formación de haz dispuesta en una porción de extremo distal de la cánula (120), comprendiendo la unidad de formación de haz al menos un elemento de entre una lente GRIN, una lente, un sistema de lente y un elemento de enfoque, y teniendo la unidad de formación de haz un eje de la unidad de formación de haz;
- 10 y en el que un eje de la sonda es uno de entre el eje de la cánula (122) y el eje de la unidad de formación del haz;  
una fibra óptica (130) que comprende una porción distal (132) de la fibra fuera del eje de la sonda, configurada para recibir una luz procedente de una fuente de luz en una porción proximal de la fibra, y para emitir la luz recibida en la porción distal (132) de la fibra;  
un activador (150) de fibra alojado al menos parcialmente en el mango (110), que comprende:
- 15 un tubo (210) de rotación posicionado giratoriamente en la cánula, en donde el tubo de rotación comprende un orificio descentrado (212) fuera del eje de la cánula (122), un motor (230), configurado para hacer girar un cable (220) de par hueco que tiene una porción distal dentro de la cánula (120);  
en donde el cable (220) de par hueco está configurado para hacer girar el tubo de rotación cuando el motor (230) lo hace girar, y
- 20 para alojar una porción de la fibra óptica (130) que se extiende dentro de la cánula (120) para guiar la fibra óptica (130) al orificio descentrado (212);  
en donde el activador (150) de fibra está configurado para mover circularmente la porción distal (132) de la fibra haciendo girar el cable (220) de par hueco que hace girar el tubo (210) de rotación con el orificio descentrado (212) que está acoplado a la porción distal (132) de la fibra de tal modo que se emite un haz de luz como haz desviado por medio de la
- 25 unidad 140 de formación de haz a lo largo de una curva (6) de escaneo.
2. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, comprendiendo la curva de escaneo uno de entre:  
una curva abierta, un arco, un bucle cerrado, un círculo, una cicloide y una elipse.
3. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, en la que:  
30 el activador (150) de fibra está configurado para ser controlado por un controlador de activador, posicionado al menos parcialmente fuera de la sonda.
4. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación de la reivindicación 3, en la que: el cable (220) de par hueco aloja la fibra giratoriamente para que el motor del activador de la fibra pueda hacer girar el cable de par sin retorcer la fibra.
5. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 3, en la que el cable (220) de par hueco aloja la fibra de una  
35 manera no giratoria.
6. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 5, en la que:  
la fibra está acoplada a una guía de luz en una región proximal a través de un conector giratorio óptico.
7. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 3, en la que:  
40 la porción distal de la fibra está dispuesta o bien desde distal a un extremo distal del cable (220) de par hueco, o bien desde proximal al extremo distal del cable de par hueco.
8. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 3, en la que:  
un extremo distal del cable (220) de par hueco está dispuesto o bien desde distal a un extremo distal del tubo de rotación, o bien desde proximal al extremo distal del tubo de rotación.
9. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, comprendiendo el activador (150) de fibra:

## ES 2 759 100 T3

un motor (230), posicionado al menos parcialmente dentro del mango y acoplado al tubo de rotación;

en donde

la porción distal de la fibra está posicionada giratoriamente en el orificio descentrado (412), de modo que la fibra no se retuerce cuando el motor hace girar el tubo de accionamiento.

5 10. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, en la que:

la unidad fija (140) de formación de haz está acoplada al menos a un elemento de entre un elemento de vidrio, una fibra sin núcleo y una varilla de vidrio.

11. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, en la que:

la fibra tiene una porción en el mango (110) y la porción distal de la fibra en la cánula (120).

10 12. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, en la que:

la porción distal de la fibra se posiciona proximal a la cánula (120); y

la unidad fija (140) de formación de haz comprende una lente de retransmisión.

13. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, en la que:

una porción del activador (150) de fibra se posiciona de acuerdo con uno o más de los siguientes:

15 (i) en una porción no desechable del mango (110);

(ii) en una porción desechable del mango (110);

(iii) en una consola (510), que comprende un motor de formación de imágenes de Tomografía de Coherencia Óptica.

14. La sonda óptica de escaneo de luz de la reivindicación 1, en la que:

20 la sonda (100) de escaneo es parte de al menos uno de entre un sistema de coagulación por láser y un sistema de ablación por láser.



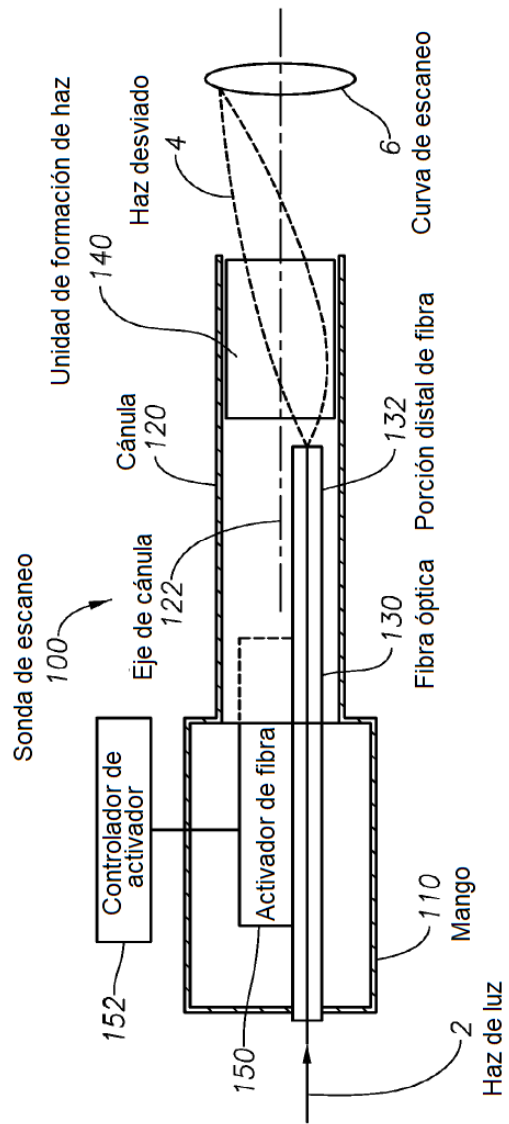


FIG. 1

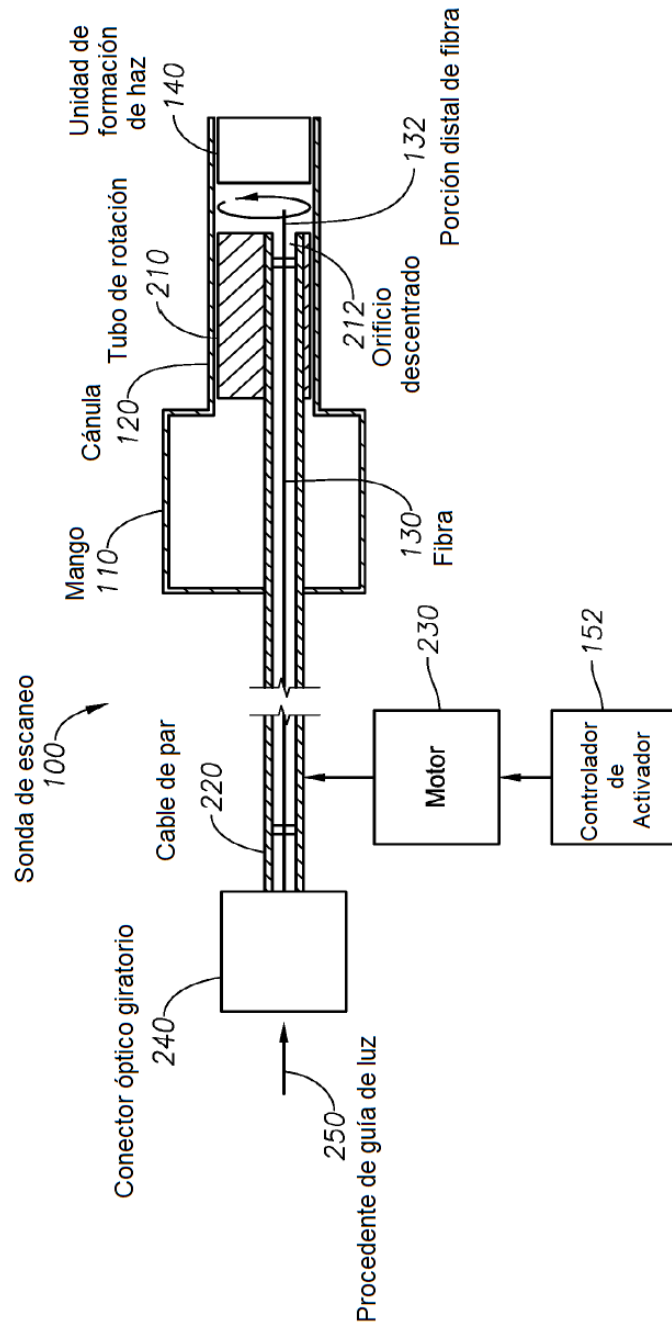


FIG. 2

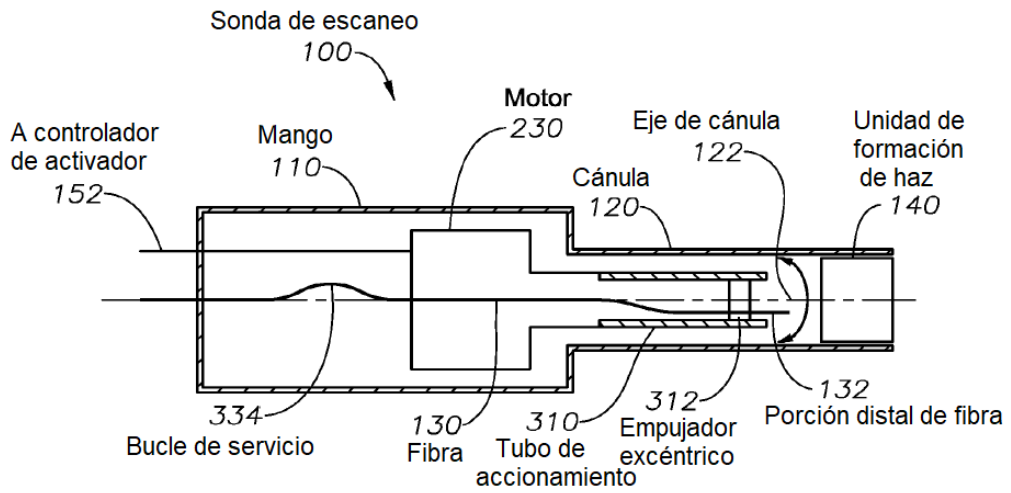


FIG. 3

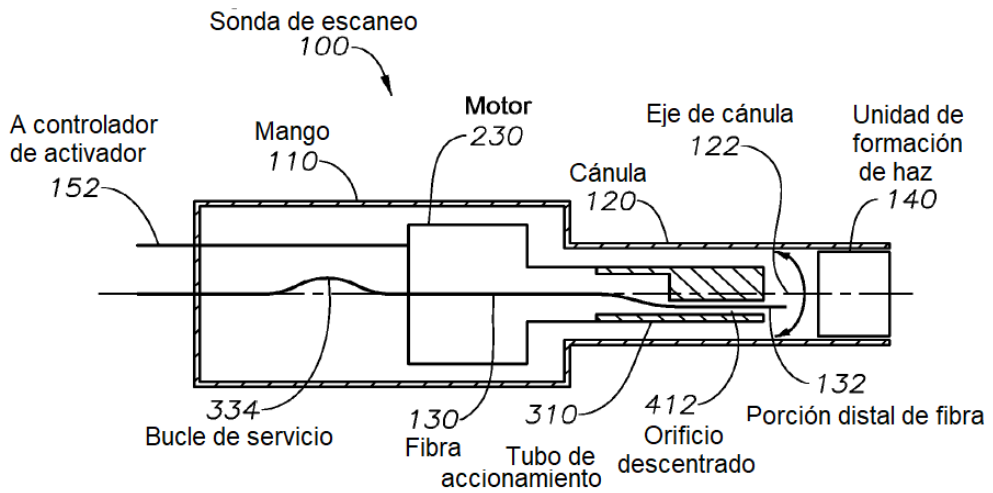


FIG. 4

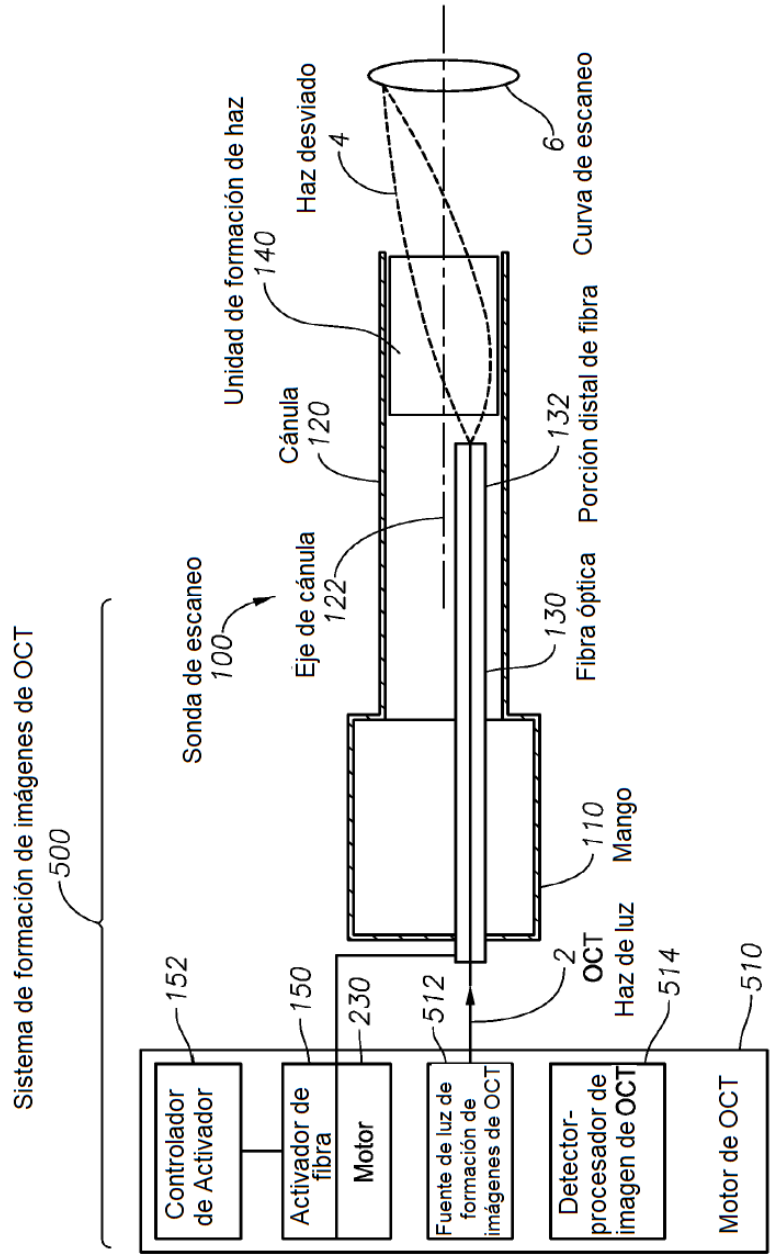


FIG. 5A

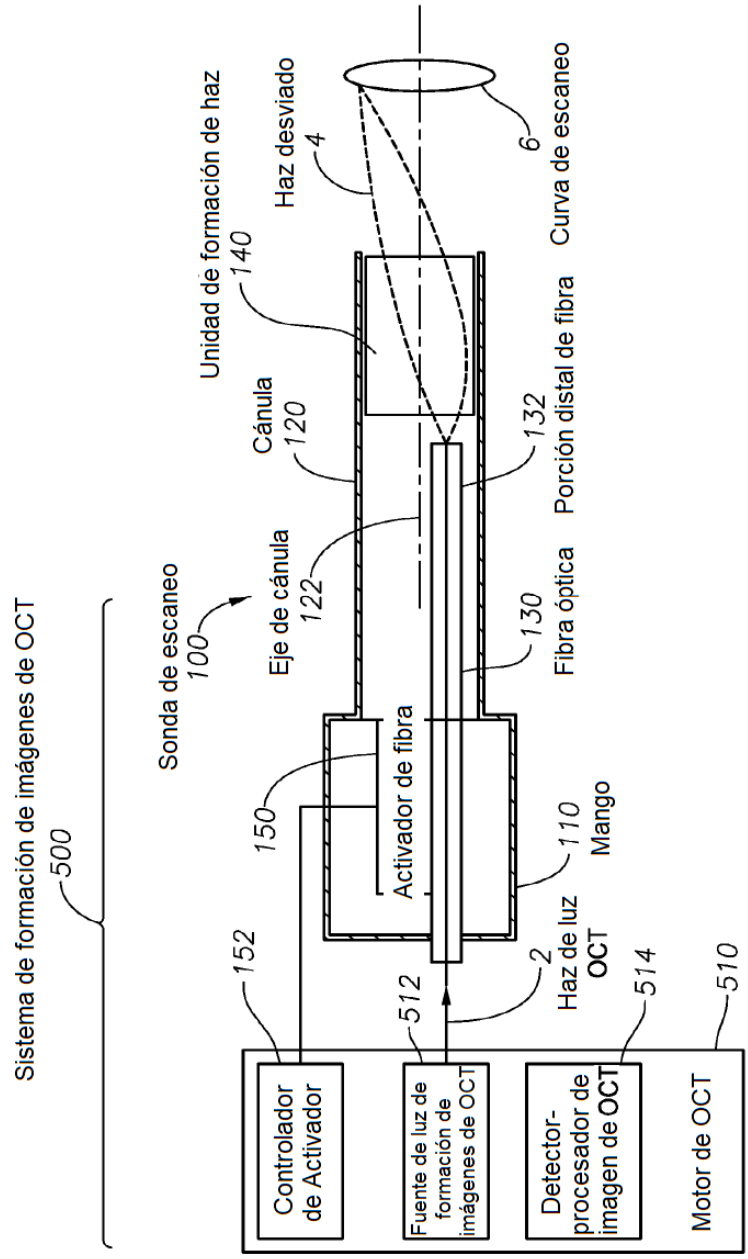


FIG. 5B

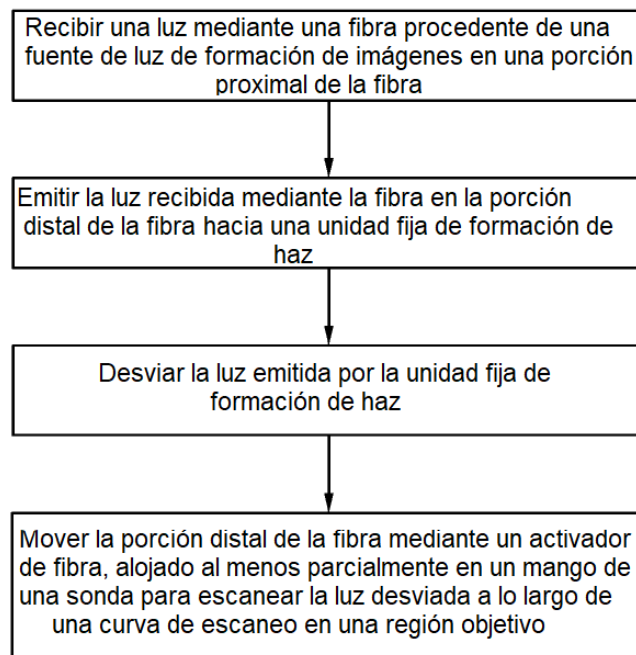


FIG. 6