

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 564 970**

51 Int. Cl.:

A61B 1/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 3/10 (2006.01)
A61B 1/313 (2006.01)
A61B 18/20 (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: **20.01.2012 E 12702116 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.01.2016 EP 2648600**

54 Título: **Endosonda quirúrgica combinada para tomografía de coherencia óptica, iluminación o fotocoagulación**

30 Prioridad:

21.01.2011 US 201161435031 P

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

30.03.2016

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**YADLOWSKY, MICHAEL J.;
PAPAC, MICHAEL JAMES y
HUCULAK, JOHN CHRISTOPHER**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 564 970 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

Endosonda quirúrgica combinada para tomografía de coherencia óptica, iluminación o fotocoagulación.

5 **Antecedentes**

1. Campo de la invención

10 Las formas de realización descritas en la presente memoria se refieren al campo de las sondas microquirúrgicas. Más particularmente, las formas de realización descritas en la presente memoria se refieren al campo de endosondas quirúrgicas que combinan la tomografía de coherencia óptica con iluminación o fotocoagulación.

2. Descripción de la técnica relacionada

15 El campo de las intervenciones microquirúrgicas está evolucionando rápidamente. Típicamente, estas intervenciones implican el uso de sondas que puedan alcanzar el tejido que está siendo tratado o diagnosticado. Tales intervenciones utilizan instrumentos quirúrgicos endoscópicos que tienen una sonda acoplada a un dispositivo controlador en una consola remota. Las sondas del estado actual de la técnica son bastante complejas en su funcionamiento, requiriendo frecuentemente partes móviles que se hacen funcionar utilizando sistemas mecánicos complejos. En muchos casos, se incluye un motor eléctrico en el diseño de la sonda. La mayoría de los dispositivos de la técnica anterior tienen un coste que los hace difíciles de descartar después de una o sólo unas pocas intervenciones quirúrgicas. Además, la complejidad de los dispositivos de la técnica anterior lleva generalmente a sondas que tienen secciones transversales de varios milímetros. Estas sondas son de poco uso práctico para técnicas microquirúrgicas oftálmicas. En cirugía oftálmica se prefieren dimensiones de un (1) mm o menos para acceder a áreas típicamente implicadas sin dañar tejido no relacionado.

20 Se han utilizado en instrumentos quirúrgicos endoscópicos unos mecanismos de exploración ("scanning") que permiten una dirección de la luz dependiente del tiempo para fines diagnósticos o terapéuticos. Estos instrumentos utilizan típicamente sondas que proporcionan formación de imagen, tratamiento o ambas cosas en una extensa zona de tejido sin requerir el movimiento del endoscopio con relación a su entorno. Sin embargo, hay típicamente múltiples sondas para cada función y se utilizan diferentes fuentes de luz para diferentes aplicaciones.

30 Por tanto, sigue existiendo una necesidad de endosondas quirúrgicas que combinen diferentes funciones de una manera sinérgica.

35 **Sumario**

El objeto de la presente invención se define en la reivindicación 1.

40 Según formas de realización particulares de la presente invención, un sistema quirúrgico incluye una fuente de láser quirúrgico que puede funcionar para emitir un haz láser quirúrgico y una máquina OCT que puede hacerse funcionar para emitir un haz de OCT. El sistema quirúrgico incluye también una endosonda acoplada ópticamente a la fuente de láser quirúrgico y la máquina OCT. La endosonda incluye una fibra de OCT para transmitir el haz de OCT, una fibra de láser quirúrgico para transmitir el haz láser quirúrgico y una óptica de exploración ópticamente acoplada a la fibra de OCT y a la fibra de láser quirúrgico, estando configurada la óptica de exploración para desplazar simultáneamente tanto el haz de OCT como el haz de láser quirúrgico. El sistema quirúrgico incluye además un procesador programado para controlar la óptica de exploración para desplazar el haz de OCT y el haz láser quirúrgico sobre una zona de tejido dianizada y para detectar una señal OCT procedente de la zona de tejido dianizada.

50 Diversas formas de realización de la presente invención se extenderán también a métodos de funcionamiento coherentes con la descripción proporcionada y los pasos realizados por diversos elementos del sistema quirúrgico. Asimismo, las formas de realización de la presente invención pueden extenderse al software incorporado en un medio legible por ordenador utilizado para controlar un sistema quirúrgico de la manera descrita. Esto se extendería también a cualesquiera variaciones adecuadas evidentes para un experto en la materia que harían evidentes también modificaciones similares en los métodos y el software.

60 Éstas y otras formas de realización de la presente invención se describirán con mayor detalle a continuación haciendo referencia a los siguientes dibujos.

Breve descripción de los dibujos

65 La figura 1 es un diagrama de bloques de un sistema quirúrgico según una forma de realización particular de la presente invención;

la figura 2 ilustra una endosonda según una forma de realización particular de la presente invención;

la figura 3 ilustra un extremo distal de una endosonda según una forma de realización particular de la presente invención; y

5 la figura 4 ilustra un extremo distal de una endosonda según otra forma de realización particular de la presente invención.

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

10

Descripción detallada

Diversas formas de realización de la presente invención proporcionan una endosonda con exploración OCT combinada con aplicaciones de láser quirúrgico y/o iluminación. La sonda puede ser una sonda portátil para la manipulación directa por personal especializado. En algunas formas de realización la sonda puede diseñarse para ser controlada por un brazo robótico o un dispositivo controlado por ordenador. Las sondas tienen un extremo proximal cercano al controlador de funcionamiento (sea un especialista o un dispositivo) y un extremo distal cercano al tejido o en contacto con éste. Las sondas según las formas de realización descritas en la presente memoria pueden tener pequeñas dimensiones, ser fáciles de manipular desde un extremo proximal y resultar mínimamente invasivas en el tejido circundante. En el extremo distal la sonda termina con una punta desde la que la sonda realiza cierta acción sobre un tejido diana localizado en la proximidad de la punta. Por ejemplo, la sonda puede suministrar luz desde su punta y recibir luz reflejada o dispersada desde el tejido acoplado a través de la punta. La punta de la sonda puede incluir elementos móviles que permitan que la punta realice su acción.

15

20

25

30

35

40

La figura 1 es un diagrama de bloques de un sistema quirúrgico 10 según una forma de realización particular de la presente invención. En la forma de realización representada el sistema quirúrgico 10 incluye una fuente de iluminación 20 para producir luz visible adecuada para la visualización de un campo quirúrgico y una máquina OCT 30. La fuente de láser quirúrgico 40 proporciona energía láser que tiene propiedades adecuadas para efectuar una modificación de un tejido diana, tal como fotocoagulación de tejido retinal. Aunque estos elementos se exponen con detalle a continuación, se entenderá que el sistema quirúrgico 10 puede incluir también otras fuentes de luz quirúrgicas, tales como una fuente láser para fotocoagulación, trabeculectomía u otras aplicaciones quirúrgicas. La siguiente descripción puede adaptarse adecuadamente para incluir una variedad de aplicaciones de suministro de luz conocidas en la técnica. La fuente de iluminación 20, la máquina OCT 30 y la fuente de láser quirúrgico 40 se acoplan a una sonda quirúrgica 100 utilizando una óptica de acoplamiento adecuada que puede seleccionarse en base al haz de salida dotado de propiedades deseadas de la luz suministrada para una aplicación particular, tal como energía, longitud de onda o apertura numérica. El sistema quirúrgico 10 incluye además una interfaz de usuario 50 que permite que un usuario controle el funcionamiento del sistema quirúrgico 10, la cual puede comprender cualquier dispositivo de entrada o salida adecuado, incluyendo pero sin limitarse a ellos, un teclado, un control manual, un ratón, una pantalla táctil, un interruptor de pedal, un micrófono para órdenes de voz o cualquiera de los numerosos dispositivos de este tipo conocidos en sistemas quirúrgicos convencionales.

45

50

La fuente de iluminación 20 puede ser cualquiera de las numerosas fuentes de iluminación quirúrgicas, tales como una lámpara de xenón, una colección de diodos de emisión de luz, un láser o cualquier otra fuente de luz adecuada para generar luz que caiga dentro del espectro de luz visible. La máquina OCT 30 es un aparato de interferometría para medir la interferencia entre un haz de referencia generado utilizando la luz quirúrgica y la luz que vuelve del tejido iluminado por la luz quirúrgica. En formas de realización particulares la máquina OCT 30 puede incluir un interferómetro basado en un espectrómetro, conocido también como "OCT de dominio espectral". Esto se refiere a un sistema OCT que utiliza un rango de luz espectral relativamente ancho y mide la interferencia de longitudes de onda discretas dentro de la banda espectral para reconstruir la información sobre el tejido diana.

55

60

La máquina OCT 30 incluye también un procesador 32 que puede ser uno o más componentes electrónicos adecuados para procesar información, incluyendo, pero sin limitarse a ellos, un microprocesador, un microcontrolador, un circuito integrado de aplicaciones específicas (ASIC) u otro dispositivo programable. El procesador 32 procesa la información sobre la interferencia producida por la luz reflejada desde el tejido para generar una representación matemática del tejido explorado, que puede utilizarse a su vez para producir una imagen electrónica del tejido. La máquina OCT 30 incluye también una memoria 34 que puede ser cualquier forma adecuada de almacenamiento de información, incluyendo almacenamiento electrónico, magnético u óptico, que puede ser volátil o no volátil. Finalmente, la máquina OCT 30 incluye un controlador de exploración 36. El controlador de exploración 36 puede ser cualquier combinación adecuada de hardware, software y/o firmware y componentes mecánicos, que pueden incluir el procesador 32 y la memoria 34, adecuada para controlar el movimiento de los componentes ópticos a fin de redirigir la luz quirúrgica utilizada por la máquina OCT 30. Por ejemplo, en formas de realización en las que una sonda 100 incluye una óptica de exploración para el haz de OCT, el controlador de exploración 36 puede conectarse a la óptica de exploración a fin de controlar el mecanismo de exploración.

65

En un ejemplo de técnicas de formación de imagen de OCT un haz de luz que tiene una longitud de coherencia puede dirigirse a un cierto punto en el tejido diana utilizando una sonda. La longitud de coherencia proporciona una

- profundidad de resolución que, cuando varía en el extremo distal de la sonda, puede ser desconvolucionada para producir una imagen en profundidad de la porción iluminada del tejido (exploración A). Puede obtenerse una imagen bidimensional del tejido a través de una exploración B. En algunas formas de realización las exploraciones B son líneas rectas a lo largo de una sección transversal del tejido. Además, realizando exploraciones B repetidas a lo largo de diferentes líneas en el tejido puede proporcionarse una interpretación en tres dimensiones del tejido. En algunas formas de realización las exploraciones B pueden ser un conjunto de líneas que tienen la misma longitud y están dispuestas en un radio desde un punto de cruce común. Así, la pluralidad de exploraciones B proporciona una imagen de una zona circular en el tejido que tiene una profundidad.
- En algunas formas de realización las técnicas OCT utilizan intervenciones de exploración dirigida hacia delante. En este caso, la iluminación óptica tiene lugar en la dirección hacia delante del eje longitudinal de la sonda. En exploraciones dirigidas hacia delante el tejido diana puede estar delante de la sonda en un plano perpendicular al eje longitudinal de la sonda. Así, la luz que se desplaza desde la punta de la sonda hasta el tejido, y que vuelve desde el tejido hacia la sonda, puede desplazarse en una dirección sustancialmente paralela al eje longitudinal de la sonda.
- En algunas formas de realización que utilizan exploraciones dirigidas hacia delante, el tejido diana puede ser aproximadamente perpendicular al eje longitudinal de la sonda, pero no exactamente perpendicular. Además, en algunas formas de realización la luz que se desplaza hasta y desde el tejido diana desde y hacia la sonda puede no ser paralela al eje longitudinal de la sonda, sino que puede formar un patrón simétrico alrededor del eje longitudinal de la sonda. Por ejemplo, la luz que ilumina el tejido diana en una exploración dirigida hacia delante puede formar un cono sólido o una porción del mismo alrededor del eje longitudinal de la sonda. Asimismo, la luz recogida por una endosonda en una exploración dirigida hacia delante puede proceder de tejido diana en una región 3D que incluye una porción de una sección de cono alrededor del eje longitudinal de la sonda.
- La figura 2 muestra una endosonda microquirúrgica 100 que incluye un conjunto de cánula 110 y un alojamiento 150 de pieza de mano. Un conjunto de cánula 110 incluye el extremo distal de la endosonda 100, que puede alargarse a lo largo del eje longitudinal de la sonda y tener una sección transversal limitada. Por ejemplo, en algunas formas de realización el conjunto de cánula 110 puede ser de alrededor de 0,5 mm de diámetro (D_2), mientras que la pieza de mano 150 puede tener una forma sustancialmente cilíndrica de varios mm de diámetro (D_1), tal como 12-18 mm. Un cable de acoplamiento 195 incluye guías de luz que llevan luz procedente de la óptica de acoplamiento 50 de la fuente de luz de banda ancha 20. En formas de realización alternativas podrían acoplarse sondas independientes 100 a la fuente de luz común, o tanto la luz quirúrgica como la luz de iluminación podrían acoplarse a una guía de luz común.
- En algunas formas de realización el conjunto 110 puede estar en contacto con el tejido, incluyendo tejido diana para la intervención microquirúrgica. Así, el conjunto 110 puede revestirse con materiales que impidan una infección o contaminación del tejido. Además, las intervenciones y protocolos quirúrgicos pueden establecer estándares higiénicos para el conjunto 110.
- Por ejemplo, puede ser deseable que el conjunto 110 sea desechado después de utilizarlo una vez. En algunas situaciones el conjunto 110 puede desecharse al menos cada vez que se realiza la intervención en un paciente diferente o en una parte diferente del cuerpo.
- El alojamiento 150 de pieza de mano puede estar más próximo al extremo proximal de la sonda y puede tener una sección transversal mayor en comparación con el elemento 110. El elemento 150 puede adaptarse para el funcionamiento manual de la endosonda 100, según algunas formas de realización. El elemento 150 puede adaptarse para el funcionamiento robótico o para sujetarse por un dispositivo automatizado o un dispositivo accionado a distancia. Mientras que el conjunto 110 puede estar en contacto con tejido vivo, el elemento 150 puede no estar en contacto directo con el tejido vivo. Así, aun cuando el elemento 150 puede cumplir con los estándares higiénicos, estos pueden relajarse algo en comparación con los utilizados para el conjunto 110. Por ejemplo, el elemento 150 puede incluir partes y componentes de la endosonda 100 que pueden utilizarse repetidamente antes de desecharlos.
- Así, algunas formas de realización de la endosonda 100, como se describen en la presente memoria, pueden incluir componentes complejos en el elemento 150, y pueden incluirse componentes sustituibles menos caros en el conjunto 110. Algunas formas de realización pueden tener un elemento retirable 110 que es desechable, mientras que la pieza de mano 150 puede utilizarse más de una vez. La pieza de mano 150 puede sellarse herméticamente a fin de evitar la contaminación del tejido con partículas o vahos que emanen de elementos internos de la pieza de mano 150. En algunas formas de realización el conjunto de cánula 110 puede fijarse a la pieza de mano 150 por una unión adhesiva. Según otras formas de realización, el conjunto 110 puede ser retirable de la pieza de mano 150 para permitir la fácil sustitución de la endosonda 100 para intervenciones repetidas. Algunas formas de realización compatibles con la figura 2 pueden tener un elemento desechable 150 y un conjunto desechable 110.
- En algunas formas de realización una técnica OCT puede utilizar formación de imagen lateral. Por ejemplo, en la formación de imagen lateral el tejido diana puede ser paralelo a un plano que contenga el eje longitudinal de la sonda. En una situación similar a ésta puede ser deseable mover el punto de iluminación en una trayectoria circular alrededor del eje longitudinal de la sonda para crear una imagen en bucle cerrado del tejido diana. Tal situación

puede surgir en microcirugía que implique intervenciones endovasculares. Por ejemplo, en angiografía coronaria la pared interior de la arteria coronaria puede explorarse completamente en secciones cilíndricas a lo largo del lumen arterial utilizando las formas de realización descritas en la presente memoria.

5 La figura 3 es un esquema que ilustra características particulares del conjunto de cánula 110 de un ejemplo de endosonda 100 según formas de realización particulares de la presente invención. En la forma de realización representada la cánula 110 incluye dos cánulas internas contragiratorias 112 y 114 que tienen elementos exploradores correspondientes 116 y 118, que pueden ser lentes de índice de gradiente (GRIN). Los elementos exploradores 116 y 118 giran uno con respecto a otro para desplazar un haz. El funcionamiento de estos elementos se describe con mayor detalle en la solicitud copendiente titularidad "Mecanismo de accionamiento de exploradores oftálmicos contragiratorios", presentada el 21 de enero de 2011 como solicitud número de serie 61/434.942. Más generalmente, podría emplearse cualquier colección de elementos ópticos móviles adecuados para desplazar un haz de luz, generalmente denominada "óptica de exploración".

15 La cánula 110 confina también una fibra de OCT 120, una fibra de láser quirúrgico 122 y una fibra de iluminación 124 dentro de una pared de la cánula 110. La fibra de iluminación 124 suministra luz en el rango visible procedente de la fuente de iluminación 20, mientras que la fibra de OCT 120 suministra luz dentro de un espectro adecuado procedente de la máquina OCT 30 y devuelve la luz reflejada desde el tejido para mediciones de interferometría. La fibra de láser quirúrgico 122 suministra análogamente energía láser desde la fuente de láser quirúrgico 40. En la forma de realización representada la fibra de OCT 120 y la fibra de láser quirúrgico 122 pueden utilizar un revestimiento común, pero podría utilizarse también una disposición apilada de fibras independientes.

25 Debido a los requisitos de longitud de onda exigidos para mediciones de OCT, una fibra monomodo puede ser adecuada para la fibra de OCT 120, mientras que la fibra de láser quirúrgico 122 puede ser una fibra multimodo a fin de suministrar energía suficiente para la modificación del tejido con una eficiencia relativamente alta. Una lente de colimación y/o de enfoque 126 puede ser útil para asegurar que la luz emitida desde la fibra de OCT 120 y la fibra de láser quirúrgico 122 se enfoque en un plano común, de modo que la exploración OCT siga en la estrecha proximidad al haz láser quirúrgico. Como se muestra, los haces de OCT y de láser quirúrgico pueden ser entonces desplazados conjuntamente por los elementos exploradores 116 y 118. Esto permite ventajosamente que se vigile la modificación del tejido por el láser quirúrgico.

35 Pueden utilizarse también elementos ópticos independientes en lugar de la lente 126 y/o los elementos exploradores 116 y 118 para cada fibra, permitiendo que los haces se desplacen en diferentes rangos o a diferentes velocidades. En formas de realización particulares la lente 126 asociada con la fibra de láser quirúrgico 122 produce un patrón multipunto a partir del haz láser quirúrgico utilizando cualquier configuración óptica adecuada, que puede a su vez explorarse por los elementos exploradores 116 y 118. En otras formas de realización la fuente de láser quirúrgico 40 puede utilizar uno o más elementos ópticos para emitir múltiples haces acoplados a múltiples fibras de láser quirúrgico 122 que producen múltiples puntos de láser quirúrgico.

40 El procesador 32 de la máquina OCT 30 puede programarse para detectar configuraciones de tejido características de condiciones particulares, tal como cuando se ha conseguido con éxito la modificación del tejido en la región diana. El procesador 32 puede programarse también para detectar cuándo se ha suministrado energía excesiva, tal como cuando se ha quemado el tejido, y para adoptar medidas correctivas. Por ejemplo, la fuente de láser quirúrgico 40 podría recibir una señal de desconexión o los elementos exploradores 116 y 118 podrían controlarse para mover el haz más rápidamente hasta una nueva zona de tejido diana. En general, la exploración con el haz de fotocoagulación puede automatizarse sobre la base de la vigilancia de la señal OCT para facilitar una modificación efectiva y uniforme del tejido.

50 Aunque se ha proporcionado el ejemplo de fotocoagulación, cualquier otra aplicación de energía óptica para modificación de tejido podría controlarse también de manera análoga. Además, aunque la configuración con el procesador 32 de la máquina OCT 30 se ha dado como ejemplo, podría utilizarse también cualquier disposición adecuada de electrónica de control para un sistema quirúrgico, incluyendo cualquier número de procesadores separados para controlar diversos subsistemas del sistema quirúrgico 10. Por tanto, el término "procesador" puede referirse generalmente a cualquier componente o colección de componentes, incluyendo cualquier memoria adecuada volátil o no volátil para almacenar información, que sean capaces de dirigir las operaciones de los diversos elementos de un sistema quirúrgico 10.

60 La figura 4 ilustra una forma de realización diferente de la cánula 110 de la sonda 100. En la forma de realización de la figura 4 puede explorarse también con luz procedente de la fibra de iluminación 124. Una ventaja de explorar con el haz de iluminación, tal como en la forma de realización de la figura 4, es que se puede desplazar el haz para cubrir una zona mayor, incrementando efectivamente la apertura numérica de la luz de iluminación y vinculando directamente la visualización de tejido a la exploración con el haz láser quirúrgico y/o el haz OCT. Una velocidad de exploración moderadamente alta útil para OCT, tal como 60 Hz, es típicamente suficiente también para hacer que la iluminación aparezca como constante y uniforme dentro del campo de visión.

65 Diversas formas de realización pueden ajustar ventajosamente también el ciclo de servicio de la fuente de

iluminación 20, la máquina OCT 30 y/o la fuente de láser quirúrgico 40 para producir patrones de exploración deseados. Por ejemplo, la fuente de láser quirúrgico 40 podría activarse en puntos seleccionados mientras el haz OCT y los haces de iluminación están siendo desplazados para producir un patrón de láser deseado sobre el tejido diana. Asimismo, podría seleccionarse también el tamaño relativo el patrón de puntos para el láser quirúrgico con respecto al campo de iluminación.

En formas de realización particulares el patrón de exploración puede ser también programable o seleccionable entre una pluralidad de opciones utilizando la interfaz de usuario 50. Así, por ejemplo, un cirujano, que deseara ajustar el tamaño del patrón de puntos con relación al campo de iluminación o ensanchar el campo de iluminación, podría proporcionar entradas adecuadas para hacerlo. En tal ejemplo, el patrón de puntos y el campo de iluminación podrían presentarse en una pantalla táctil, y el cirujano podría arrastrar su dedo a través de la pantalla táctil para reconformar o redimensionar los elementos del patrón. Podrían establecerse también limitaciones en los posibles patrones a fin de impedir situaciones en las que tales puntos estén demasiado cerca uno de otro, para no incrementar la probabilidad de daños al tejido. El procesador 32 puede programarse también para determinar la tasa esperada de modificación del tejido y para ajustar el tiempo de permanencia de los puntos particulares sobre la base del ciclo de servicio y/o la velocidad de exploración, y la cirugía láser puede vigilarse y controlarse también sobre la base de la realimentación OCT. Una pluralidad de otras posibles personalizaciones sobre la base de necesidades quirúrgicas, iluminación adecuada y consideraciones de seguridad sería evidente para el experto en la materia.

Aunque la descripción anterior se ha enfocado en el sistema quirúrgico y el aparato de sonda, deberá entenderse que diversas formas de realización de la presente invención se extenderán también a métodos de funcionamiento compatibles con la descripción proporcionada anteriormente y con los pasos realizados por los diversos elementos del sistema quirúrgico. Asimismo, las formas de realización de la presente invención pueden extenderse a software incorporado en un medio legible por ordenador utilizado para controlar un sistema quirúrgico de la manera descrita. Esto comprende también cualesquiera variaciones adecuadas evidentes para un experto en la materia que harían evidentes también modificaciones similares en los métodos y en el software.

Diversas formas de realización de la presente invención proporcionan una endosonda con exploración OCT combinada con aplicaciones de láser quirúrgico y/o iluminación. Las formas de realización de la invención descritas anteriormente son proporcionadas únicamente a título de ejemplo. Un experto en la materia puede apreciar diversas formas de realización alternativas respecto de las específicamente descritas. Esas formas de realización alternativas están destinadas también a estar comprendidas en el alcance de esta descripción. Por tanto, la invención resulta limitada solamente por las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Sistema quirúrgico (10) que comprende:
- 5 una fuente de láser quirúrgico (40) que puede hacerse funcionar para emitir un láser quirúrgico que comprende por lo menos un elemento óptico;
- una máquina OCT (30) que puede hacerse funcionar para emitir un haz OCT;
- 10 una endosonda (100) acoplada ópticamente a la fuente de láser quirúrgico (40) y a la máquina OCT (30), comprendiendo la endosonda:
- una fibra de OCT (120) para transmitir el haz OCT;
- 15 una fibra de láser quirúrgico (122) para transmitir el haz láser quirúrgico, pasando el haz láser quirúrgico a través de dicho por lo menos un elemento óptico de la fuente de láser quirúrgico;
- una cánula (110) que comprende unas primera y segunda cánulas contragiratorias (112, 114), que presentan respectivamente una primera óptica de exploración (116) y una segunda óptica de exploración, incluyendo dicha cánula la fibra de OCT (120) y la fibra de láser quirúrgico (122), acopladas ópticamente a las primera y segunda ópticas de exploración de manera que el haz OCT y el haz láser quirúrgico pasan cada uno a través de las primera y segunda ópticas de exploración, provocando la contrarrotación de las primera y segunda ópticas de exploración la exploración simultánea del haz OCT y del haz láser quirúrgico; y
- 20
- 25 un procesador (32) programado para controlar las ópticas de exploración para explorar el haz OCT y el haz láser quirúrgico sobre una zona de tejido dianizada y para detectar una señal OCT procedente de la zona de tejido dianizada,
- 30 caracterizado por que dicho por lo menos un elemento óptico está configurado para producir múltiples puntos a partir del haz láser quirúrgico.
2. Sistema quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el procesador (32) está programado para determinar que la zona de tejido dianizada se ha modificado satisfactoriamente por el haz láser quirúrgico y para explorar como respuesta otro tejido con el haz láser quirúrgico y el haz OCT.
- 35
3. Sistema quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el procesador (32) está programado para determinar que se ha dañado la zona de tejido dianizada y para iniciar una medida correctiva como respuesta.
- 40
4. Sistema quirúrgico según la reivindicación 3, en el que la medida correctiva consiste en interrumpir la fuente de láser quirúrgico.
5. Sistema quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el sistema quirúrgico comprende además una fuente de iluminación (20) acoplada ópticamente a la endosonda (100), y la endosonda comprende además una fibra de iluminación (124).
- 45
6. Sistema quirúrgico según la reivindicación 5, en el que la fibra de iluminación (124) está ópticamente acoplada a las ópticas de exploración.
7. Sistema quirúrgico según la reivindicación 6, en el que el sistema quirúrgico (10) comprende además una interfaz de usuario (50), y el procesador (32) está programado además para cambiar un patrón de exploración de iluminación en respuesta a una entrada procedente de la interfaz de usuario.
- 50
8. Sistema quirúrgico según la reivindicación 1, en el que el procesador (32) está programado además para controlar un ciclo de servicio de la fuente de láser quirúrgico para producir un patrón de puntos seleccionado para el haz láser quirúrgico.
- 55
9. Sistema quirúrgico según la reivindicación 8, en el que el sistema quirúrgico (10) comprende además una interfaz de usuario (50), y el procesador (32) está programado además para cambiar el patrón de puntos seleccionado en respuesta a una entrada procedente de la interfaz de usuario.
- 60
10. Sistema quirúrgico según la reivindicación 1, en el que la fuente de láser quirúrgico (40) emite una pluralidad de haces láser quirúrgicos y la endosonda comprende una pluralidad de fibras de láser quirúrgico.

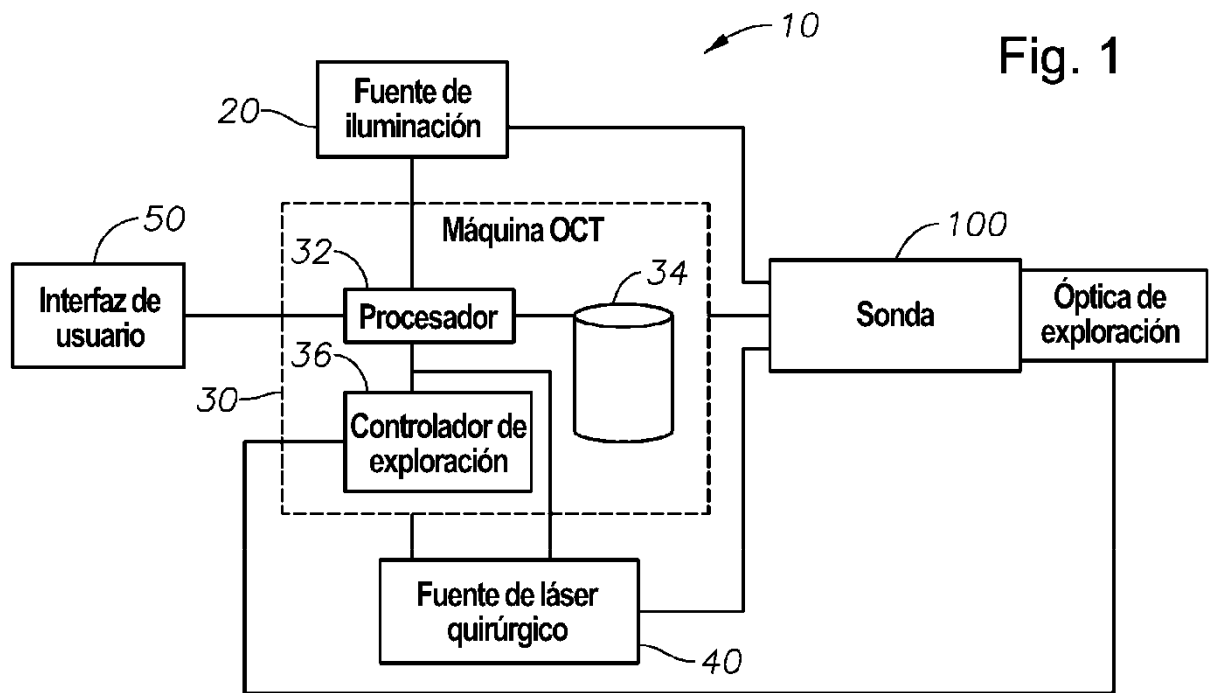
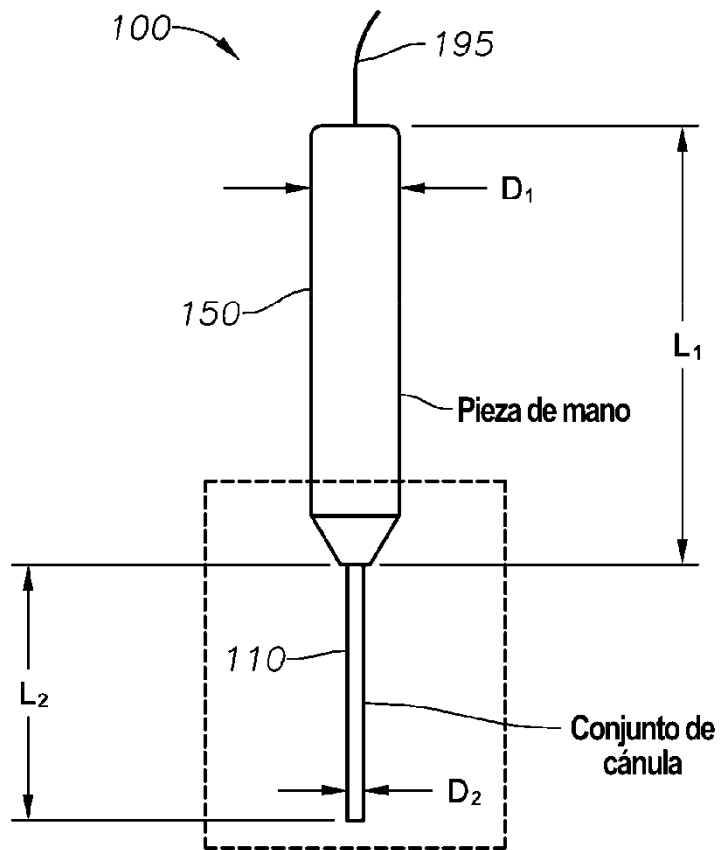


Fig. 2



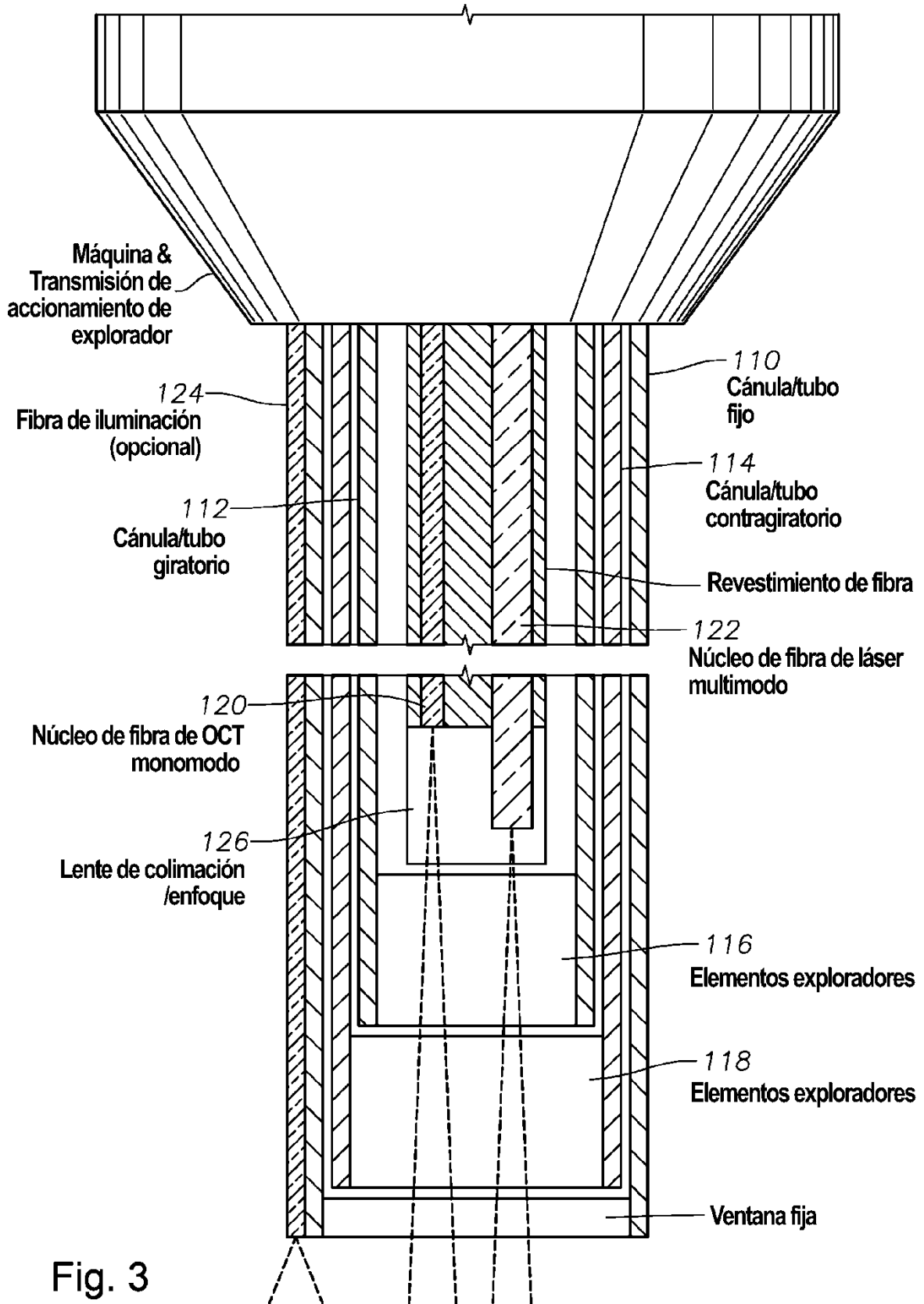


Fig. 3

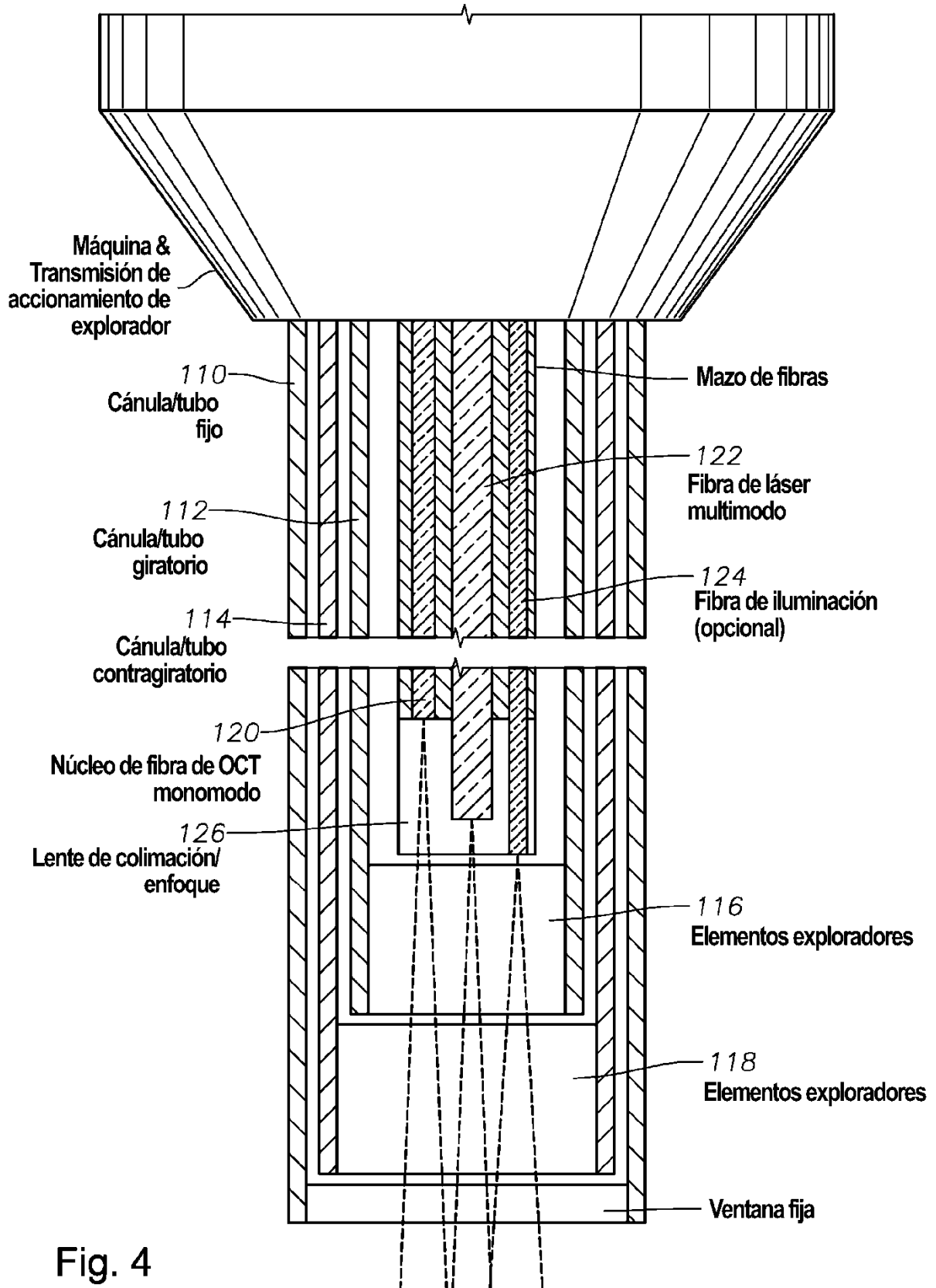


Fig. 4