

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 549 628**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 5/00 (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: **09.12.2011 E 11802612 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.08.2015 EP 2635227**

54 Título: **Tomografía de coherencia óptica e iluminación que utiliza una fuente de luz común**

30 Prioridad:

09.12.2010 US 421578 P

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

30.10.2015

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

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

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 549 628 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

Tomografía de coherencia óptica e iluminación que utiliza una fuente de luz común.

5 Antecedentes

1. Campo de la invención

10 Las formas de realización aquí descritas se refieren al campo de las sondas microquirúrgicas. Más particularmente, las formas de realización aquí descritas se refieren al campo de la iluminación óptica utilizando fuentes de luz de banda ancha y, más particularmente, al uso de los láseres supercontinuos en iluminación y aplicaciones quirúrgicas.

2. Descripción de la técnica relacionada

15 El campo de las intervenciones quirúrgicas está evolucionando con mucha rapidez. Típicamente, estas intervenciones implican el uso de sondas que son capaces de alcanzar el tejido que se está tratando o diagnosticando. Tales intervenciones hacen uso de instrumentos quirúrgicos endoscópicos que tienen una sonda acoplada a un dispositivo controlador en una consola remota. Estado actual de la técnica son sondas bastantes complejas en su funcionamiento, que requieren frecuentemente partes móviles que son hechas funcionar utilizando sistemas mecánicos complejos. En muchos casos, un motor eléctrico está incluido en el diseño de la sonda. La mayoría de los dispositivos de la técnica anterior tienen un coste que hace difícil descartarlos después de una o solo unas pocas intervenciones quirúrgicas. Además, la complejidad de los dispositivos de la técnica anterior conduce generalmente a sondas que tienen secciones transversales de varios milímetros. Estas sondas son de uso poco práctico para técnicas microquirúrgicas oftálmicas. En la cirugía oftálmica, se prefieren dimensiones de uno (1) mm o menos para acceder a áreas típicamente implicadas sin dañar tejido no relacionado.

20 Mecanismos de exploración que permiten la dirección de la luz en función del tiempo para fines diagnósticos o terapéuticos se han utilizado en instrumentos quirúrgicos endoscópicos. Estos instrumentos utilizan típicamente sondas que proporcionan formación de imagen, tratamiento o ambos, en una extensa área de tejido sin requerir 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, existe una necesidad de una fuente de luz común útil para múltiples funciones que proporcione iluminación efectiva en sondas de pequeña escala. El uso de una fuente de luz común para formación de imagen y cirugía se ha descrito para un tipo diferente de sistema en el documento WO 2009/094451.

Sumario

40 Según formas de realización particulares de la presente invención, una fuente de luz para un sistema quirúrgico incluye una fuente de luz de banda ancha operable para producir luz de banda ancha. La fuente de luz incluye además un divisor de longitud de onda adaptado para dividir la luz de banda ancha en luz de iluminación que tiene un rango espectral que cubre por lo menos una mayoría del espectro visible y luz quirúrgica que tiene un rango espectral fuera del rango espectral de la luz de iluminación. La fuente de luz incluye entonces por lo menos un módulo quirúrgico adaptado para controlar la aplicación de la luz quirúrgica. La fuente de luz incluye también ópticas de primeras y segundas acoplamiento. Las primeras ópticas de acoplamiento están configuradas para acoplar ópticamente la luz de iluminación a una guía de luz de iluminación para su suministro a una primera sonda quirúrgica. Las segundas ópticas de acoplamiento están configuradas para acoplar ópticamente la luz quirúrgica a una guía de luz quirúrgica para su suministro a una segunda sonda quirúrgica. Diversas formas de realización de la presente invención incluyen también métodos de uso y funcionamiento y sistemas quirúrgicos que incluyen una fuente de luz común para luz de iluminación y luz quirúrgica.

55 Según otras formas de realización de la presente invención, un sistema quirúrgico para proporcionar iluminación incluye una fuente de luz coherente de banda ancha, ópticas de acoplamiento y una guía de luz de nanoescala conectable a una sonda quirúrgica. La fuente de luz coherente de banda ancha produce luz coherente de banda ancha que tiene un rango espectral que incluye por lo menos una mayoría del espectro visible. Las ópticas de acoplamiento acoplan la luz coherente de banda ancha a la guía de luz de nanoescala con una apertura numérica alta, produciendo así una distribución granangular cuando la luz de banda ancha es emitida desde un extremo distal de la fibra óptica.

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

Breve descripción de los dibujos

65 La figura 1 es un diagrama de bloques de un sistema quirúrgico que incluye una fuente de luz de banda ancha según una forma de realización particular de la presente invención.

La figura 2 ilustra una endosonda microquirúrgica que incluye un elemento de exploración óptico, una pieza de mano y puertos que se acoplan a guías de luz procedentes de la fuente de luz de banda ancha según algunas formas de realización.

5 La figura 3 es una sección transversal esquemática para un extremo distal de una endosonda microquirúrgica tal como la mostrada en la figura 2.

10 La figura 4 es un diagrama de flujo que ilustra un ejemplo de método de generar luz para iluminación y aplicaciones quirúrgicas utilizando una fuente de luz común.

La figura 5 es un diagrama de bloques de una fuente de láser supercontinuo que se puede utilizar como una fuente de luz de banda ancha según diversas formas de realización de la presente invención.

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

Descripción detallada

20 Diversas formas de realización de la presente invención proporcionan una fuente de luz común adaptada para uso con sondas quirúrgicas multifunción, particularmente sondas quirúrgicas oftálmicas. Otras formas de realización de la presente invención proporcionan una sonda quirúrgica multifunción adaptada para suministrar luz desde una fuente de luz común a fin de proporcionar una sonda quirúrgica multifunción integrada. En formas de realización particulares, la función múltiple de la sonda quirúrgica incluye exploración de tomografía de coherencia óptica (OCT) e iluminación visible para la visualización de un sitio quirúrgico.

25 La sonda puede ser una sonda portátil para la manipulación directa por personal especializado. En algunas formas de realización, la sonda puede estar diseñada para que sea controlada por un brazo robótico o un dispositivo controlado por ordenador. Las sondas tienen un extremo proximal cercano al controlador de funcionamiento (ya sea un especialista o un dispositivo), y un extremo distal cerca del tejido o en contacto con éste. Las sondas según las formas de realización aquí descritas pueden tener dimensiones pequeñas, ser fáciles de manipular desde un extremo proximal, y ser mínimamente invasivas para el tejido circundante. En el extremo distal, la sonda termina con una punta, desde la cual la sonda realiza cierta acción en 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 dispersa desde el tejido, acoplada a través de la punta. La punta de la sonda puede incluir elementos móviles que permiten que la punta realice su acción.

35 La figura 1 es un diagrama de bloques de un sistema quirúrgico 10 que incluye una fuente de luz de banda ancha 20 según una forma de realización particular de la presente invención. En la forma de realización representada, la fuente de luz de banda ancha 20 está acoplada a puertos separados de una sonda quirúrgica multifunción 100. En formas de realización alternativas, puede haber una o más sondas quirúrgicas adicionales 100 correspondientes a diferentes funciones que utilizan luz procedente de la fuente de luz de banda ancha 20. Como se describe en detalle a continuación. La fuente de luz de banda ancha 20 genera luz en un rango de longitud de onda que incluye longitudes de onda distribuidas ampliamente sobre el espectro visible, en contraste con líneas de anchura de banda estrecha a unas pocas longitudes de onda discretas, de modo que la mayoría de las longitudes de onda en el espectro visible no está presente, a fin de proporcionar iluminación. La fuente de luz de banda ancha 20 genera también luz en por lo menos un rango de longitud de onda fuera del espectro utilizado en iluminación, que es adecuada para una aplicación quirúrgica particular. Así, por ejemplo, podría utilizar radiación infrarroja para aplicaciones OCT. Las bandas de longitud de onda típica utilizadas para aplicaciones OCT incluyen longitudes de onda alrededor de 820-870 nm, 1060 nm o 1300 nm. La banda de longitud de onda particular podría seleccionarse para su compatibilidad con guías de luz, características de prestaciones relativas en ciertas condiciones de funcionamiento u otras consideraciones similares. En otro ejemplo, podría utilizarse radiación azul o ultravioleta de alta energía para la modificación de tejido u otras aplicaciones de tratamiento. En general, puede utilizarse cualquier combinación adecuada de iluminación de banda ancha y otra luz fuera del espectro de iluminación.

55 En formas de realización particulares, la fuente de luz de banda ancha 20 puede ser un láser supercontinuo. Los láseres supercontinuos son fuentes de láser que incluyen un medio de dispersión para distribuir un impulso de láser de banda estrecha a través de un amplio rango de longitudes de onda, que puede incluir el espectro visible. Un inconveniente de tener una distribución espectral tan ancha utilizada para iluminación es que puede incluirse energía considerable en las longitudes de onda no visibles. La energía en las longitudes de onda azules y ultravioletas puede ser particularmente dañina para el tejido ocular dentro del ojo, que está protegido generalmente frente a longitudes de onda en el rango ultravioleta por las características de absorción del cristalino natural. Asimismo, la radiación infrarroja puede ser absorbida fácilmente por tejido ocular para producir un calentamiento no deseado del tejido. Por tanto, por razones de seguridad, es deseable filtrar las longitudes de onda no visibles procedentes de una fuente de láser supercontinuo utilizada para iluminación, lo que significa que se desperdicia esta energía y se reduce la eficiencia total del sistema.

Diversas formas de realización de la presente invención utilizan energía que de otra manera se perdería dividiendo la luz en luz de iluminación dentro de un rango de longitud de onda visible y luz quirúrgica utilizada para una operación quirúrgica dentro de por lo menos un área diana quirúrgica iluminada por luz de iluminación. En la forma de formas de realización representada en la figura 1, la fuente de luz de banda ancha 20 incluye un divisor de longitud de onda 30 que divide la luz de banda ancha en por lo menos dos componentes espectrales diferentes, por lo menos uno de los cuales abarca un rango de longitud de onda que incluye la mayoría del espectro visible adecuado para iluminación quirúrgica de "luz blanca".

La fuente de luz de banda ancha 20 incluye también elementos de acondicionamiento de haz 40 que alteran el nivel de energía de la luz de iluminación y la luz quirúrgica y/o filtran las longitudes de onda restantes que son superfluas o indeseables a fin de producir respectivos haces de luz con características de energía y longitud de onda deseadas. En formas de realización particular, el divisor de longitud de onda 30 y/o los elementos de acondicionamiento de haz 40 pueden incluir selectores, tales como interruptores o controles electrónicos, que permiten que un usuario seleccione una banda deseada de luz quirúrgica para diferentes aplicaciones. Así, por ejemplo, podrían seleccionarse diferentes bandas de infrarrojo para OCT. En otro ejemplo, podría haber una selección entre una longitud de onda utilizada para OCT y una longitud de onda utilizada para tratamiento. Esto podría ser útil, por ejemplo, para realizar un tratamiento en tejido y verificar a continuación que el tratamiento se haya realizado completa y exitosamente.

La fuente de luz de banda ancha incluye además interfaces de acoplamiento 50 que acoplan la luz de iluminación y la luz quirúrgica en una guía de luz o en un módulo de luz quirúrgica que está acoplado a su vez a una o más sondas 100. Las interfaces de acoplamiento 50 incluyen elementos ópticos adaptados para permitir que la luz quirúrgica y la luz de iluminación se suministren efectivamente al sitio diana. En el caso de luz de iluminación, la banda espectral ancha para iluminación de "luz blanca" requiere que se transporte un rango espectral relativamente ancho sin pérdidas sustanciales. Asimismo, es deseable minimizar las pérdidas de brillo, de modo que es deseable tener una apertura numérica alta cuando se acopla la fuente de luz a una guía de luz, tal como una fibra óptica. La apertura numérica alta proporciona también una distribución granangular de la luz emitida desde la fibra de iluminación, lo que a su vez permite que se utilice efectivamente una fibra de diámetro más pequeña.

La luz quirúrgica utilizada para OCT utiliza una banda espectral relativamente más estrecha, de modo que puede ser adecuada una fibra de modo único. Pero debido a la precisión axial necesaria para mediciones de OCT precisas, se utiliza típicamente una fibra óptica de dispersión baja, y la fibra óptica debe ser también adecuada para transportar sin pérdidas la radiación infrarroja de longitud de onda más larga. Como ilustra este ejemplo, la fibra óptica y las ópticas de acoplamiento asociadas 50 serán generalmente diferentes para la luz quirúrgica y la luz de iluminación de la misma fuente. Alternativamente, la luz de iluminación y la luz quirúrgica podrían adaptarse a fin de permitir que ambas formas de luz se suministren a través de una guía de luz común. Esto requeriría que se adapten las ópticas de acoplamiento 50 para la guía de luz común de modo que la luz de iluminación y la luz quirúrgica no interfieran una con otra y que, en aplicaciones similares a OCT, permitan que diversas longitudes de onda de luz quirúrgica se separen del haz de retorno. Podría ser también menos deseable que la luz de iluminación se explore con luz quirúrgica utilizada para OCT u otras aplicaciones quirúrgicas, de modo que podría haber necesidad de que se coloque un divisor antes de las ópticas de exploración para redirigir la luz de iluminación fuera de la trayectoria de exploración. En contraste con diversas formas de realización de la presente invención, las sondas quirúrgicas convencionales no han abordado estos problemas asociados con el uso de una fuente de luz común.

En la forma de realización representada, se ilustra un motor OCT 60 como un ejemplo de un módulo quirúrgico. El motor OCT 60 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, el motor OCT 60 puede incluir un interferómetro basado en espectrómetro, también conocido como "OCT de dominio espectral". Esto se refiere a un sistema OCT que utiliza un rango espectral de luz relativamente ancho y mide la interferencia de longitudes de onda discretas dentro de la banda espectral para reconstruir información sobre el tejido diana. Dichas aplicaciones son particularmente adecuadas con la fuente de luz de banda ancha 20 debido a que la luz quirúrgica procedente de la fuente de luz de banda ancha 20 incluirá ya un gran número de longitudes de onda.

El motor OCT 60 incluye también un procesador 62 que puede ser uno o más componentes electrónicos adecuados para procesar información, incluyendo, pero sin limitarse a ello, un microprocesador, un microcontrolador, un circuito integrado de aplicaciones específicas (ASIC) u otro dispositivo programable. El procesador 62 procesa 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. El motor OCT 60 incluye también una memoria 64 que puede tener cualquier forma adecuada de almacenamiento de información, incluyendo almacenamiento electrónico, magnético u óptico, que puede ser volátil o no volátil. Finalmente, el motor OCT 60 incluye un controlador de exploración 66. El controlador de exploración 66 puede ser cualquier combinación adecuada de hardware, software y/o firmware y componentes mecánicos, que pueden incluir un procesador 62 y una memoria 64, adecuados para controlar el movimiento de los componentes ópticos para redirigir la luz quirúrgica utilizada por el motor OCT 60. Por ejemplo, en formas de realización en las que una sonda 100 incluye ópticas de

exploración para el haz OCT, el controlador de exploración 66 puede conectarse a las ópticas de exploración a fin de controlar el mecanismo de exploración.

5 En un ejemplo de técnicas de formación de imagen 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 se modifica en el extremo distal de la sonda, puede ser desconvolucionada para producir una imagen en profundidad de la parte iluminada del tejido (exploración A). Puede obtenerse una imagen de tejido bidimensional 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, se puede proporcionar una interpretación 3D del tejido. En algunas formas de realización, las exploraciones B pueden ser un grupo de línea que tienen la misma longitud y que se disponen en un radio desde un punto de cruce común. Así, la pluralidad de exploraciones B proporciona una imagen de un área circular en el tejido, que tiene una profundidad.

15 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 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 y desde y hasta la sonda puede no ser paralela al eje longitudinal de la sonda, sino 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 parte del mismo alrededor del eje longitudinal de la zona. Asimismo, la luz recogida por una endosonda en una exploración dirigida hacia delante puede proceder del tejido diana en una región 3D que incluye una parte de una sección de cono alrededor del eje longitudinal de la sonda.

30 La figura 2 muestra una endosonda microquirúrgica 100 que incluye un conjunto de cánula 110 y un alojamiento de pieza de mano 150. 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 transportan luz desde las ópticas de acoplamiento 50 de la fuente de luz de banda ancha 20. En formas de realización alternativas, podrían acoplarse sondas separadas 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.

40 En algunas formas de realización, el conjunto 110 puede estar en contacto con tejido, incluyendo tejido diana para la intervención microquirúrgica. Así, el conjunto 110 puede estar revestido con materiales que impidan una infección o contaminación del tejido. Además, las intervenciones y protocolos quirúrgicos pueden establecer estándares higiénicos para el conjunto 110, todos los cuales se incorporan aquí por referencia en su totalidad. Por ejemplo, puede ser deseable que el conjunto 110 se deseché después de haberse utilizado una vez. En algunas situaciones se puede desechar el conjunto 110 por lo menos cada vez que se realiza la intervención en un paciente diferente o en una parte diferente del cuerpo.

50 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 ser sujetado por un dispositivo automatizado o un dispositivo hecho funcionar de manera remota. Mientras que el conjunto 110 puede estar en contacto con tejido vivo, el elemento 150 no puede estar en contacto directo con tejido vivo. Así, aunque el elemento 150 puede cumplir con estándares higiénicos, estos pueden relajarse de alguna manera 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 de manera repetida antes de ser desechados.

60 Así, algunas formas de realización de la endosonda 100, como se describen aquí, pueden incluir componentes complejos en el elemento 150, y 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 gases 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 un pegado adhesivo. Según otras formas de realización, el conjunto 110 puede retirarse de la pieza de mano 150 para permitir la sustitución fácil de la endosonda 100 para intervenciones repetidas. Algunas formas de realización coherentes con la figura 2 pueden tener un elemento desechable 150 y un conjunto desechable 110.

En algunas formas de realización, una técnica de 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 contiene 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 sonda para crear una imagen de bucle cerrado del tejido diana. Tal situación puede surgir en microcirugía que implica 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 aquí descritas.

La figura 3 es un esquema que ilustra características particulares del conjunto de la cánula 110 de un ejemplo de endosonda 100 según formas de realización particulares de la presente invención. En la forma de realización representada, el conjunto de cánula 110 incluye una cánula 112 que rodea una fibra OCT 114. La cánula 112 puede formarse a partir de cualquier material adecuado para su inserción en una incisión durante operaciones quirúrgicas, tal como acero inoxidable. Un surco o canal puede formarse en la cánula para recibir una fibra de iluminación 116. La fibra de iluminación 116 puede ser de diámetro considerable menor que el de la fibra OCT 114.

En la forma de realización representada, el conjunto de cánula 110 incluye ópticas de exploración 118 colocadas en un extremo distal del conjunto de cánula 110. Las ópticas de exploración 118 incluyen elementos ópticos móviles de cualquier manera adecuada para explorar el haz óptico. Las ópticas de exploración 118 pueden incluir, por ejemplo, lentes de índices de gradiente contragratatorios (GRIN) utilizadas para explorar un haz de medición a través de un área diana. La fibra de iluminación 116 en la cánula 112 rodea las ópticas de exploración 118 de modo que la iluminación no sea explorada con el haz OCT de medición. Esto permite ventajosamente separar la luz de iluminación y la luz quirúrgica para que sean utilizadas fácilmente dentro de la misma sonda 100.

La figura 4 es un diagrama de flujo 200 que ilustra un ejemplo de método que genera luz para iluminación y aplicaciones quirúrgicas utilizando una fuente de luz común. En el paso 202 se genera la luz de banda ancha que incluye luz de iluminación y luz quirúrgica. Como se hace notar anteriormente, la luz de iluminación en este contexto se refiere a luz que cubre por lo menos una mayoría del espectro de luz visible, adecuada para iluminación de "luz blanca" de un sitio diana quirúrgico. La luz quirúrgica se refiere a luz fuera de la banda espectral de la luz de iluminación, que se suministra también al campo quirúrgico iluminado o cerca de éste. En el paso 204, la luz de banda ancha se divide en luz de iluminación y luz quirúrgica. En el paso 206, se acondicionan los haces de luz de iluminación y luz quirúrgica. Por ejemplo, la luz puede filtrarse para eliminar longitudes de onda no deseadas, la uniformidad del haz puede ser mejorada u otras propiedades de haz pueden ajustarse adecuadamente para su compatibilidad con la aplicación final.

La luz de iluminación se acopla a una guía de luz de iluminación utilizando unas primeras ópticas de acoplamiento en el paso 208. Estas pueden ser, por ejemplo, una fibra óptica de diámetro pequeño, en la que la luz se acopla a la fibra óptica con una apertura numérica alta para producir una distribución granangular cuando se emite la luz de iluminación. La luz quirúrgica se acopla a un módulo quirúrgico que controla la aplicación de la luz quirúrgica para el tratamiento o caracterización del tejido en el paso 210. En el paso 212, la luz quirúrgica se acopla a una guía de luz quirúrgica utilizando unas segundas ópticas de acoplamiento. En el paso 214, tanto la guía de luz de iluminación como la guía de luz quirúrgica se acoplan a una sonda quirúrgica. La sonda puede disponerse entonces cerca de un sitio diana quirúrgico para un uso quirúrgico selectivo.

En ciertas formas de realización de la invención, la longitud de onda de la luz quirúrgica puede ser seleccionada por un usuario, de modo que puedan utilizarse diferentes longitudes de onda o rangos de longitud de onda para diferentes aplicaciones. Por ejemplo, un cirujano puede utilizar longitudes de onda OCT para caracterizar tejido, cambiar a continuación a una longitud de onda de tratamiento para tratar el tejido, y luego volver a la longitud de onda OCT para verificar que el tratamiento se realizó con éxito. En general, cualquier método de uso o funcionamiento compatible con las diversas formas de realización descritas en la presente memoria puede emplearse con tales formas de realización.

La figura 5 ilustra un ejemplo de una fuente de láser de banda ancha 20 en forma de una fuente de luz supercontinua 300. La fuente de luz supercontinua incluye un láser supercontinuo 302 que produce energía de láser de banda ancha suministrando impulsos de láser de alta energía a un medio dispersivo no lineal, tal como una fibra de cristal fotónico. Esto amplía efectivamente la distribución espectral del pulso. El láser supercontinuo 302 puede incluir también una electrónica de control y/o una interfaz 308, y la potencia de haz puede vigilarse por un monitor de potencia 310 a fin de mantener la calidad del impulso de banda ancha. En aplicaciones de iluminación, puede ser deseable también estirar adicionalmente los impulsos en el dominio del tiempo utilizando otro medio dispersivo 304, que puede ser parte a su vez de una guía de luz 306 que puede conectarse a una sonda quirúrgica, tal como una sonda 100. Puede realizarse también otro acondicionamiento del haz, tal como filtrado de longitudes de onda no deseadas o dañinas.

Preferentemente, puede aprovecharse la coherencia espacial del haz supercontinuo de modo que la guía de luz 306 sea una guía de luz de nanoescala 306 que tiene un diámetro (u otra dimensión máxima en sección transversal) de menos de 100 micrones. En particular, puede emplearse una guía de luz de nanoescala con una apertura numérica alta, tal como una fibra con una gran diferencia entre el índice de refracción del núcleo y el índice de refracción del

revestimiento, de modo que haya una distribución granangular de la luz emitida. Una alternativa sería estrechar la forma de la punta de la luz de nanoescala, tal como transformándola en un concentrador parabólico compuesto, a fin de producir un ángulo de distribución grande. Unas ópticas de propagación de haz 312 pueden utilizarse también para ensanchar la distribución angular de la luz emitida. Aunque podría ser difícil o imposible producir una distribución angular adecuada a partir de guías de luz tan pequeñas con luz blanca incoherente, la coherencia del láser supercontinuo permite una iluminación suficiente (del orden de 5-15 lúmenes) junto con una distribución angular suficiente para iluminar un campo quirúrgico relativamente amplio.

5

Diversas formas de realización de la presente invención proporcionan luz de iluminación y luz quirúrgica a un área diana quirúrgica utilizando una fuente de luz común. Las formas de realización de la invención anteriormente descritas son a modo de ejemplo solamente. Un experto en la materia puede reconocer diversas formas de realización alternativas respecto de las específicamente descritas. Esas formas de realización alternativas están destinadas también a quedar dentro del alcance de esta descripción. Por tanto, la invención está limitada solamente por las siguientes reivindicaciones.

10

REIVINDICACIONES

1. Fuente de luz para un sistema quirúrgica (10), que comprende:
- 5 una fuente de luz de banda ancha (20) que puede hacerse funcionar para producir luz de banda ancha;
- un divisor de longitud de onda (30) adaptado para dividir la luz de banda ancha en luz de iluminación que tiene un rango espectral que cubre por lo menos una mayoría del espectro visible y luz de tomografía de coherencia óptica (OCT) quirúrgica que tiene un rango espectral fuera del rango espectral de la luz de iluminación;
- 10 por lo menos un módulo quirúrgico adaptado para controlar la aplicación de la luz quirúrgica; en el que el módulo quirúrgico comprende un motor (60) de tomografía de coherencia óptica (OCT); y
- 15 unas primeras ópticas de acoplamiento de iluminación (50) y segundas quirúrgicas (60),
- estando configuradas las primeras ópticas de acoplamiento de iluminación (50) para acoplar ópticamente la luz de iluminación a una guía de luz de iluminación (116) para su suministro a una primera sonda de iluminación (100), y
- 20 estando configuradas las segundas ópticas de acoplamiento quirúrgicas (60) para acoplar ópticamente la luz quirúrgica a una guía de luz (OCT) quirúrgica (114) para su suministro a una segunda sonda quirúrgica (100), y comprendiendo además unas ópticas de exploración (118) para explorar la luz OCT quirúrgica a través de un sitio quirúrgico diana.
2. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que la primera y segunda sondas de iluminación y quirúrgica están integradas en un único alojamiento de pieza de mano (150).
- 25 3. Fuente de luz según la reivindicación 2, en la que un conjunto de cánula (110) de la primera y segunda sondas de iluminación y quirúrgica integradas tiene un diámetro de 0,5 mm o menos.
- 30 4. Fuente de luz según la reivindicación 3, en la que el conjunto de cánula (110) incluye unas ópticas de exploración (118) para explorar un haz de luz quirúrgica a través de un sitio quirúrgico diana.
5. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que la primera y segunda sondas de iluminación y quirúrgica (100) tienen unos alojamientos de pieza de mano independientes.
- 35 6. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que la fuente de luz de banda ancha (20) es un láser supercontinuo.
7. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que la luz quirúrgica tiene un rango espectral en el rango infrarrojo.
- 40 8. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que la luz quirúrgica tiene un rango espectral en el rango ultravioleta.
9. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que el rango espectral de la luz quirúrgica puede seleccionarse de entre por lo menos dos diferentes rangos espectrales.
- 45 10. Fuente de luz según la reivindicación 9, en la que dichos por lo menos dos rangos espectrales diferentes comprenden un primer rango para tomografía de coherencia óptica y un segundo rango para tratamiento quirúrgico de tejido.
- 50 11. Fuente de luz según la reivindicación 1, en la que el motor OCT (60) incluye un interferómetro de dominio espectral.

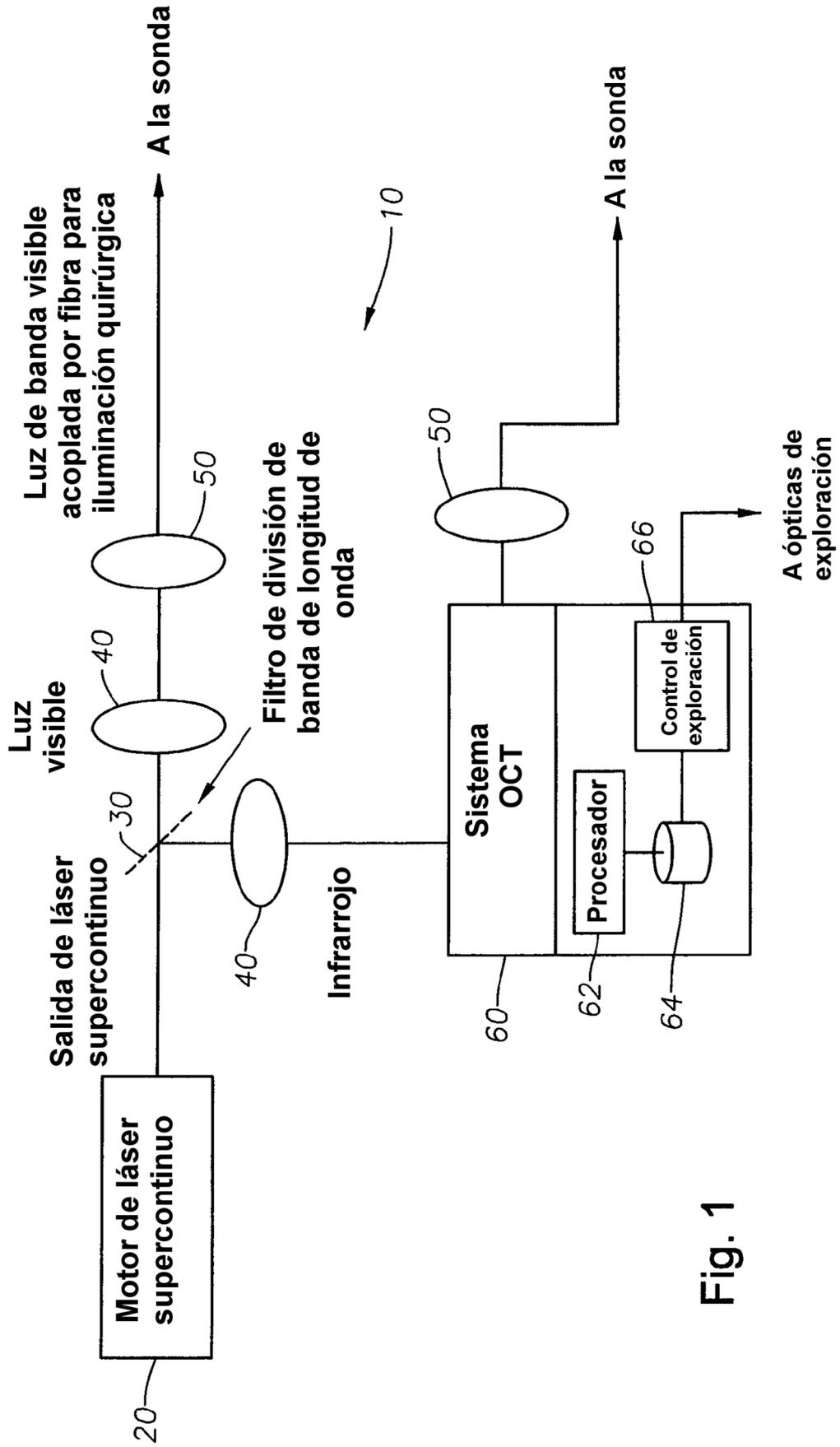


Fig. 1

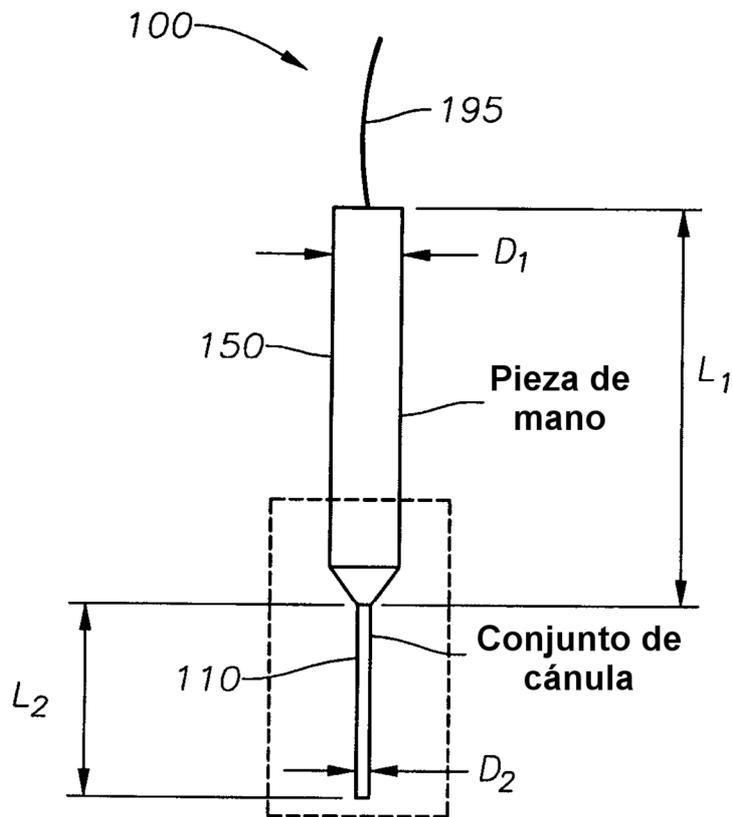


Fig. 2

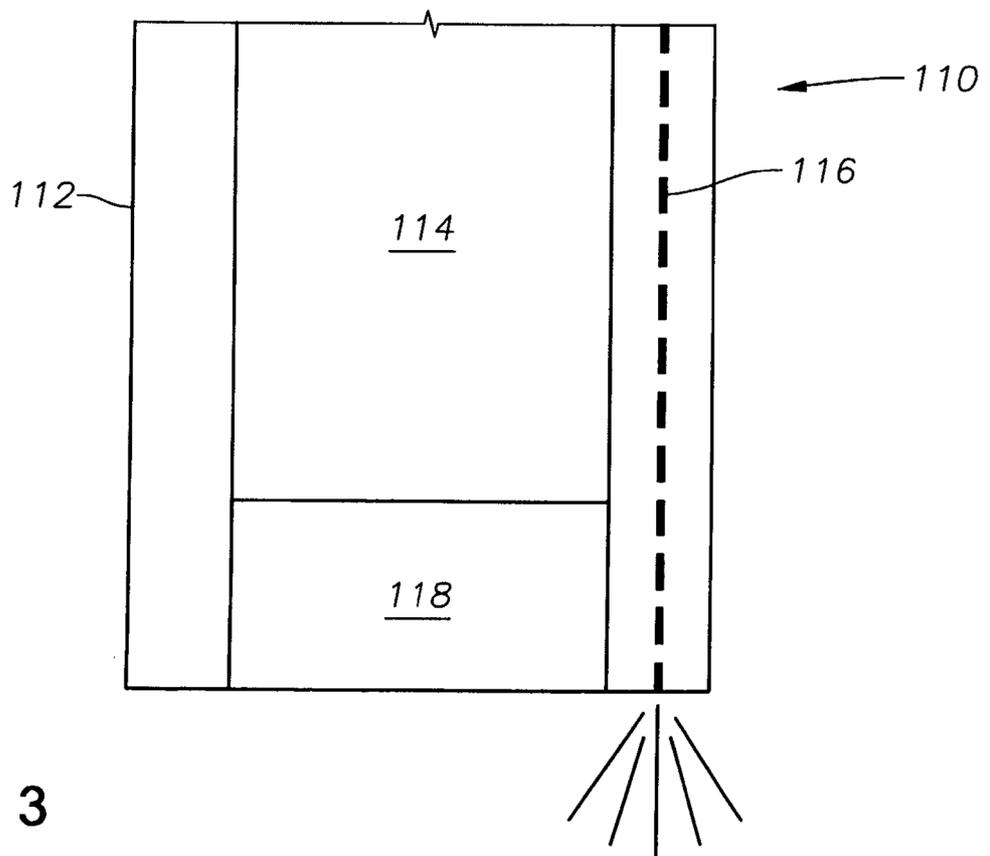


Fig. 3

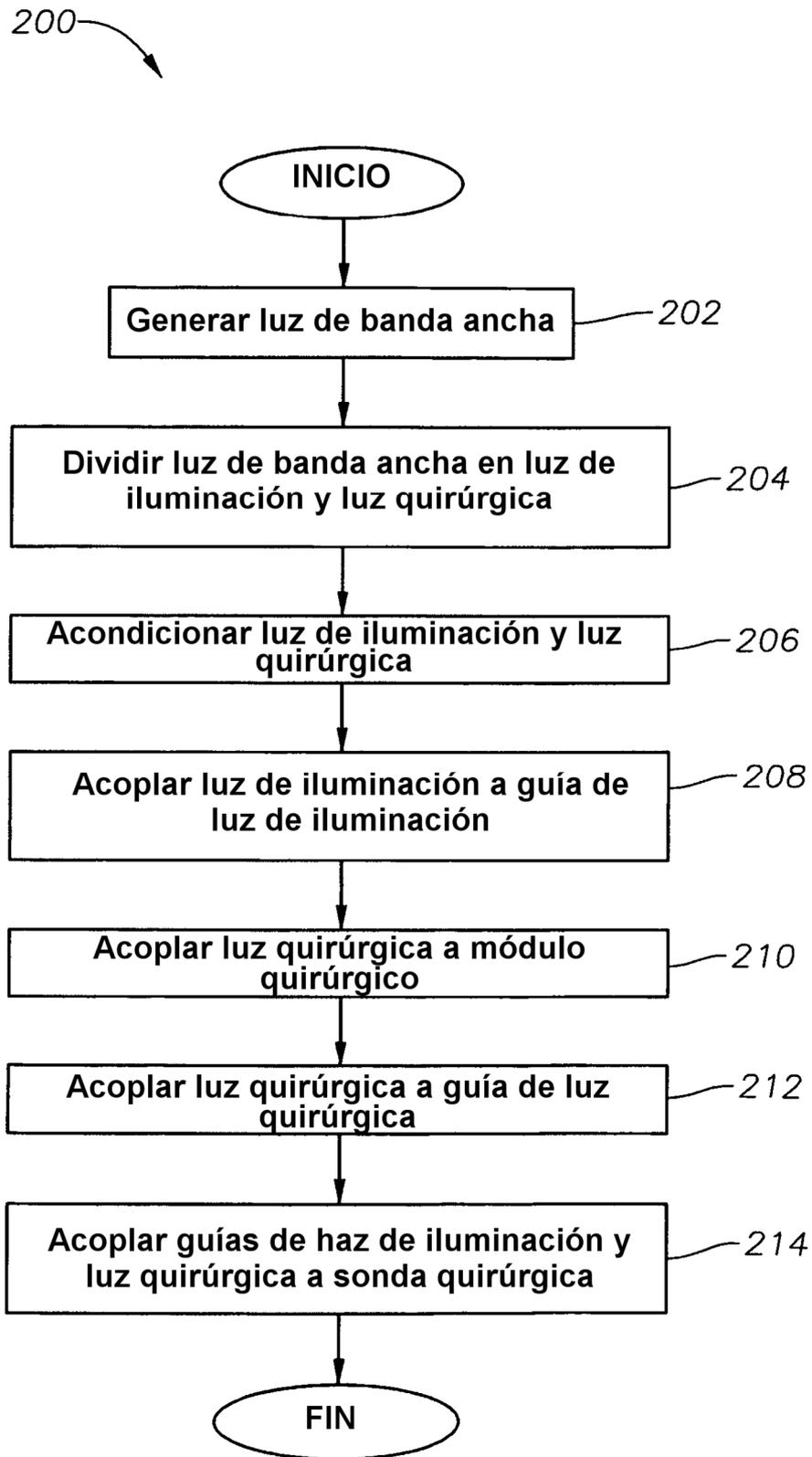


Fig. 4

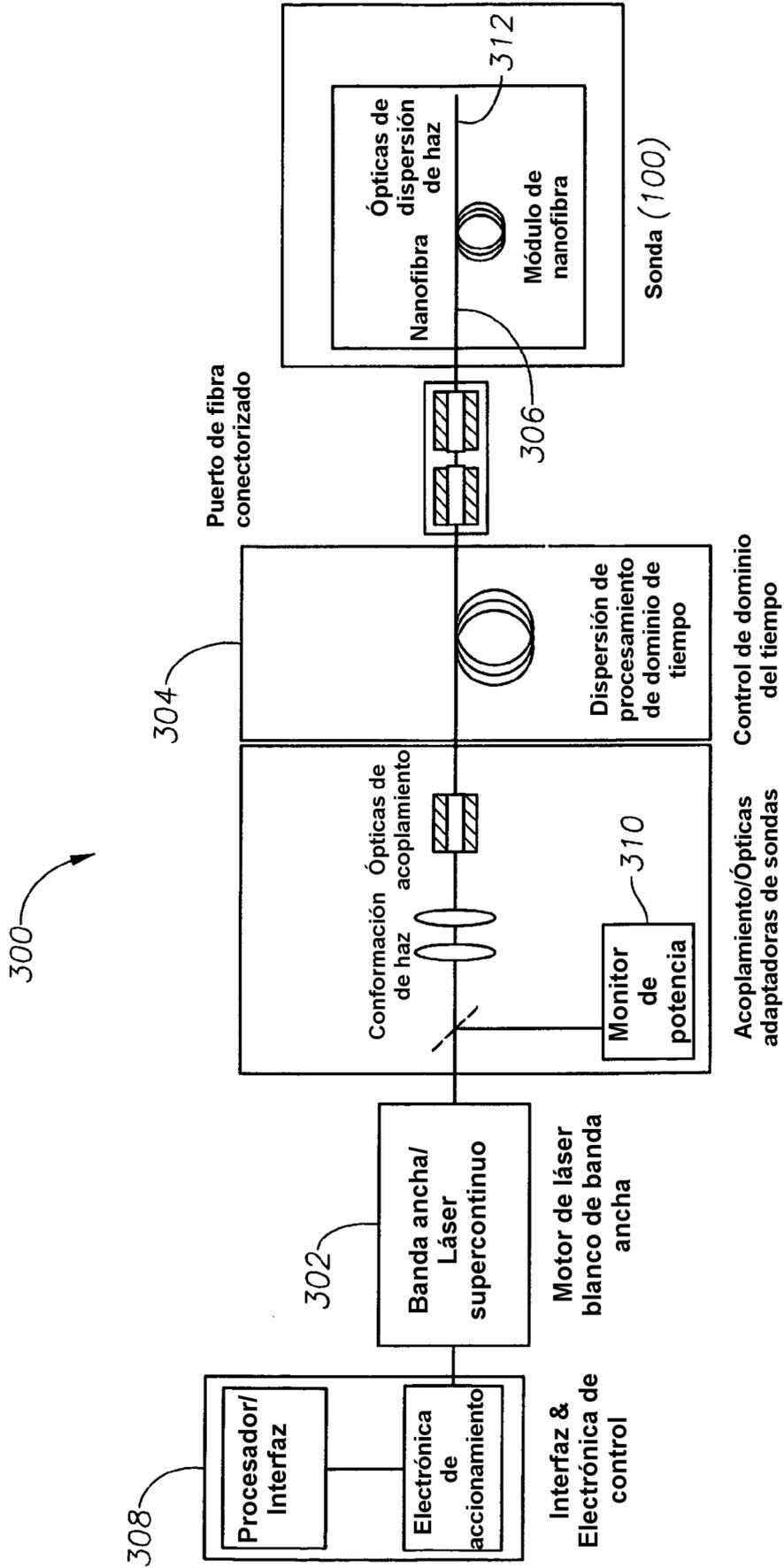


Fig. 5