



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 339 780**

51 Int. Cl.:
A61B 1/267 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05015894 .8**
96 Fecha de presentación : **21.07.2005**
97 Número de publicación de la solicitud: **1618836**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **25.01.2006**

54 Título: **Laringoscopio con tomografía de coherencia óptica.**

30 Prioridad: **21.07.2004 DE 10 2004 035 269**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
25.05.2010

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
25.05.2010

73 Titular/es: **ROWIAK GmbH**
Hollerithallee 8
30419 Hannover, DE

72 Inventor/es: **Luerssen, Kathrin y**
Lubatschowski, Holger

74 Agente: **Roeb Díaz-Álvarez, María**

ES 2 339 780 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

Laringoscopia con tomografía de coherencia óptica.

La invención se refiere a un laringoscopio que comprende un segmento conductor de luz para la introducción en la cavidad bucal de un paciente y un dispositivo de observación para el diagnóstico con luz visible, una guía de rayos de luz para la iluminación de una zona de examen con luz de observación visible, una guía de rayos de imagen para la conducción de la luz de observación reflejada por la zona de examen, una primera abertura óptica para la entrada de la luz de observación reflejada por la zona de examen en el laringoscopio y una segunda abertura óptica para la conducción de la luz de observación reflejada hacia la persona que realiza el examen.

Los laringoscopios del tipo antes mencionado se usan en la otorrinolaringología para el diagnóstico óptico y sirven, en especial, para efectuar el diagnóstico por imagen de las cuerdas vocales. Con este fin, el laringoscopio se introduce en la cavidad bucal del paciente y se desplaza en dirección de la faringe hasta que, al bajar el dorso de la lengua tirando de la lengua hacia fuera de la boca y hacia abajo, sea posible observar las cuerdas vocales. Para ello, el laringoscopio habitualmente presenta en el extremo introducido en la cavidad bucal un dispositivo de desviación para curvar el eje de observación óptico entre aproximadamente 70 y 90°.

Los laringoscopios conocidos, como, por ejemplo, el laringoscopio conocido por el documento EP 0901772 A1, permiten así observar las cuerdas vocales en tiempo real. Sin embargo, muchas alteraciones patológicas de las cuerdas vocales no se pueden diagnosticar con seguridad o en absoluto mediante la observación estática posible de las cuerdas vocales.

En la otorrinolaringología es habitual realizar la estroboscopia de las cuerdas vocales durante la fonación (articulación fonética) del paciente. El ajuste correspondiente de la frecuencia del estroboscopio a la frecuencia de vibración de las cuerdas vocales, condicionada por la altura de sonido, permite de este modo observar el comportamiento dinámico de las cuerdas vocales. Un desplazamiento de fases entre la frecuencia del estroboscopio y la frecuencia de vibración de las cuerdas vocales permite contemplar el comportamiento vibratorio de las cuerdas vocales de forma ralentizada.

Sin embargo, con este procedimiento de diagnóstico con frecuencia tampoco se pueden diagnosticar con seguridad o en absoluto alteraciones patológicas que se encuentran, en especial, en las estructuras tisulares profundas de las cuerdas vocales.

Por el documento US 2002/0127632 A1 se conoce el registro de imágenes mediante tomografía de coherencia óptica para mejorar el diagnóstico en la zona de la laringe. Con este fin se introduce un catéter en el canal de entrada del endoscopio. Por los artículos de Feidchtein FI y col. "Endoscopic applications of optical coherence tomography", Optics Express Opt. Soc. America USA, vol. 3, n° 6, 14 de septiembre de 1998 (14/09/1998), páginas 257-270, XP002350131, ISSN: 1094-4087, párrafo 3 "EOCT of the larynx", y de Sergeev AM y col. "In vivo endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa", Optics Express Opt. America USA, vol. 1, n° 13, 22 de diciembre de 1997 (22/12/1997), páginas 432-440, XP002350132, ISSN: 1094-4087, párrafo 1 "Introduction", párrafo 2 "Implementation of endoscopic OCT device" se conocen resultados que demuestran la eficacia del diagnóstico con un endoscopio modificado de esta manera.

Por el documento WO 99/57507 A se conoce otro dispositivo que describe el diagnóstico por tomografía de coherencia óptica y observación visual simultánea a través de guías de rayos de luz y de observación conducidas en paralelo.

La invención se ha propuesto el objetivo de proporcionar un laringoscopio para mejorar el diagnóstico de alteraciones patológicas, en particular de alteraciones patológicas de las cuerdas vocales.

Este objetivo se alcanza con un laringoscopio de acuerdo con la reivindicación 1.

Esta variante del laringoscopio permite generar por tomografía de coherencia óptica (OCT) imágenes del tejido observado con el dispositivo de observación. En este proceso, un haz de medición de luz ópticamente coherente es guiado hacia un punto de medición y reflejado por las capas de tejido desde diferentes profundidades. A partir de las diferencias entre los distintos trayectos recorridos hacia las capas de tejido individuales, situadas a mayor o menor profundidad, se puede asignar la luz reflejada a las distintas capas de tejido mediante mediciones de interferencia. La profundidad de penetración en el tejido depende de la longitud de onda de la radiación usada; típicamente se usa radiación infrarroja o una radiación próxima al intervalo de infrarrojos, que presenta una profundidad de penetración en el tejido de aproximadamente 3 mm.

Para poder representar por tomografía de coherencia óptica también áreas de tejido más grandes, el haz de medición de la OCT se puede desplazar por un área mayor, y mediante este barrido se puede generar una imagen según el principio de exploración.

Esta variante del laringoscopio permite representar de forma extremadamente ventajosa para el diagnóstico las capas de tejido más profundas de las cuerdas vocales y, por lo tanto, también es capaz de representar alteraciones patológicas en estas capas más profundas del tejido.

ES 2 339 780 T3

Las diferentes guías de rayos del laringoscopio de acuerdo con la invención pueden estar realizadas, en especial, en forma de guiaondas de luz.

El dispositivo de OCT dispuesto en el laringoscopio permite conectar un detector de OCT, dispuesto adyacente o a cierta distancia del laringoscopio, y una fuente de radiación de OCT con un explorador configurado, dado el caso, en ella. Para ello, la guía de rayos de luz y/o la guía de rayos de imagen del dispositivo de OCT se pueden conducir a través de medios conductores desde el laringoscopio hasta el detector de OCT y el explorador de OCT, o el explorador de OCT y el detector de OCT pueden estar fijados directamente en el laringoscopio.

Una primera forma de realización ventajosa consiste en que la guía de rayos de luz y la guía de rayos de imagen discurren de forma coaxial al menos en la zona del segmento del laringoscopio que se introduce en la cavidad bucal. De este modo, la fuente de iluminación se puede acoplar a la guía de rayos de imagen a través de un espejo semipermeable y, por consiguiente, el dispositivo de observación se puede realizar con una única guía de rayos que puede alojarse en un único guiaondas de luz.

Asimismo resulta ventajoso que la guía de rayos de luz de coherencia y la guía de rayos de imagen de coherencia discurren de forma coaxial al menos en la zona del segmento del laringoscopio que se introduce en la cavidad bucal. De este modo, también el dispositivo de OCT del laringoscopio se puede realizar con una única guía de rayos que puede alojarse en un único guiaondas de luz.

Asimismo resulta ventajoso que al menos una guía de rayos del dispositivo de observación y al menos una guía de rayos del dispositivo de OCT transcurran de forma coaxial al menos en la zona del segmento del laringoscopio que se introduce en la cavidad bucal. Esta forma de realización permite realizar el laringoscopio de acuerdo con la invención de forma más compacta. Resulta especialmente ventajoso que las cuatro guías de rayos del laringoscopio discurren de forma coaxial para poder unir así todas las guías de rayos necesarias a lo largo de un único eje óptico, en particular en un único guiaondas de luz. Esto permite configurar el segmento del laringoscopio que se introduce en la cavidad bucal de forma especialmente compacta, por lo que el examen supone sólo una ligera molestia para el paciente.

El laringoscopio se puede configurar adicionalmente con medios para unir y separar al menos una guía de rayos del dispositivo de observación y al menos una guía de rayos del dispositivo de OCT. Con esta variante es posible unir o separar las guías de rayos, por ejemplo en el segmento del laringoscopio situado en el exterior de la cavidad bucal, y, por consiguiente, conseguir por una parte que el segmento que se introduce en la cavidad bucal presente una estructura delgada y, por otra, que el dispositivo de observación y la parte del dispositivo de OCT que se encuentra en el exterior de la cavidad bucal presenten una estructura fácil de construir.

Resulta especialmente ventajoso que los medios para unir y separar las guías de rayos comprendan un conductor óptico pleocroico, en especial dicroico. Por un conductor óptico de este tipo se entiende un elemento óptico que, dependiendo de la longitud de onda de la radiación que pasa a través del elemento, presenta diferentes propiedades ópticas. Un elemento óptico de este tipo puede estar configurado, en particular, para reflejar la radiación de una longitud de onda determinada en un ángulo determinado y no reflejar la radiación de otra longitud de onda. En el caso del laringoscopio de acuerdo con la invención resulta especialmente ventajoso un conductor óptico dicroico, es decir, que reacciona frente a dos longitudes de onda o intervalos de longitudes de onda diferentes, para separar de este modo la radiación de OCT, que típicamente se encuentra en el intervalo de infrarrojos no visible, de la radiación de luz del dispositivo de observación en el intervalo visible.

Asimismo resulta ventajoso que el dispositivo de OCT comprenda un módulo de OCT, con un explorador de OCT y un detector de OCT, que se pueda fijar al laringoscopio. Un laringoscopio de este tipo es especialmente fácil de manejar y permite a la persona que realiza el examen calibrar, enfocar y manipular el laringoscopio de forma sencilla.

Asimismo resulta ventajoso que la distancia de trabajo del dispositivo de OCT coincida aproximadamente con la distancia de trabajo del dispositivo de observación y, en especial, equivalga a la distancia entre la primera abertura óptica del laringoscopio introducido en la cavidad bucal y las cuerdas vocales del paciente. En los exámenes de la zona faríngea siempre es problemático acercar el instrumental de diagnóstico directamente a la zona de examen, pues con frecuencia provoca el reflejo de deglución o, en particular, el reflejo nauseoso en el paciente examinado. Por lo tanto, es especialmente ventajoso que la zona de examen se pueda observar desde una distancia mayor. Así, por ejemplo, resulta especialmente ventajoso que el extremo del laringoscopio que se ha de introducir en la cavidad bucal sólo tenga que ser desplazado hasta donde comienza la faringe, para permitir la observación de las cuerdas vocales a una distancia de aproximadamente 4 a 8 cm. Así pues, la distancia de trabajo del laringoscopio está configurada ventajosamente para esta distancia.

En otra variante del laringoscopio de acuerdo con la invención, el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación coincide esencialmente con el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT.

Por distancia de trabajo se entiende en este contexto la distancia entre la primera abertura óptica y la zona de examen. Por intervalo de trabajo se entiende en este contexto el intervalo de tolerancia dentro del cual se puede variar la distancia de trabajo sin que disminuya notablemente la calidad de la imagen. Los límites del intervalo de distancias que se ha de ajustar se calculan, pues, a partir de la distancia de trabajo más/menos la mitad del intervalo de trabajo.

ES 2 339 780 T3

Los tomógrafos de coherencia óptica conocidos hasta ahora típicamente sólo pueden trabajar en un intervalo de trabajo de 2 a 5 mm. Por lo tanto, para obtener una imagen exacta por OCT, es necesario ajustar regularmente la distancia de trabajo, es decir, la distancia entre la primera abertura óptica y la zona de examen, con una precisión de aproximadamente 2 a 5 mm.

El ajuste exacto de la distancia de trabajo se puede realizar, en particular, de manera que la persona que realiza el examen enfoque la imagen obtenida con el dispositivo de observación mediante medios de enfoque ópticos, actuando estos medios de enfoque también sobre la radiación de OCT de modo que modifican la distancia de trabajo del dispositivo de OCT. Una alternativa o complemento consiste en ajustar la distancia entre la zona de examen y el laringoscopio sin modificar el enfoque y, por consiguiente, sin modificar la distancia de trabajo, moviendo el laringoscopio de manera que la imagen obtenida con el dispositivo de observación se reproduzca con nitidez, alcanzándose así la distancia de trabajo correcta.

Si en el dispositivo de observación se elige un intervalo de profundidad de foco aproximadamente igual al intervalo de trabajo del dispositivo de OCT, siempre queda asegurado al mismo tiempo que, cuando la imagen de la zona de examen obtenida con el dispositivo de observación es nítida, se ha ajustado la distancia de trabajo correcta para el dispositivo de OCT.

Esta forma de realización resulta especialmente ventajosa cuando las guías de rayos del dispositivo de observación y del dispositivo de OCT discurren de forma coaxial y, en consecuencia, penetran en la zona de examen a través de una abertura óptica conjunta o se conducen a través de esta abertura desde la zona de examen hasta el laringoscopio. En este caso, la distancia entre la primera abertura óptica y la zona de examen, que constituye la distancia de trabajo, se puede ajustar enfocando y/o moviendo el laringoscopio, y garantiza que la distancia no se encuentra fuera del intervalo de trabajo del dispositivo de OCT.

Otra variante del laringoscopio de acuerdo con la invención está caracterizada por medios para influir en el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación, en especial para ajustar el intervalo de profundidad de foco al intervalo de trabajo del dispositivo de OCT. En particular, con tales medios se puede reducir el intervalo de profundidad de foco de la óptica de un laringoscopio para ajustarlo de este modo al intervalo de trabajo reducido del dispositivo de OCT.

Resulta especialmente ventajoso que se pueda desconectar la función de los agentes para influir en el intervalo de profundidad de foco. La desconexión de la función se puede efectuar, por ejemplo, retirando o introduciendo elementos ópticos de o en la guía de rayos. En esta variante se puede llevar a cabo primero un examen convencional mediante el laringoscopio con la función desconectada y a continuación se puede conectar la función y realizar el ajuste o enfoque necesario para el diagnóstico mediante el dispositivo de OCT.

En las dos formas de realización antes mencionadas resulta especialmente ventajoso que los medios para influir en el intervalo de profundidad de foco comprendan una abertura en la guía de rayos de imagen cuyo tamaño se elige de tal manera, que el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación coincida esencialmente con el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT, en especial no sea mayor que el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT. Una abertura de este tipo puede comprender, por ejemplo, un diafragma cuyo diámetro de abertura de entrada se elige conforme al intervalo de profundidad de foco deseado. Un diafragma de este tipo se puede virar, dado el caso, hacia fuera de la guía de rayos o se puede sustituir por un diafragma más pequeño para anular la influencia sobre el intervalo de profundidad de foco.

Otra variante de las formas de realización antes mencionadas con medios para influir en el intervalo de profundidad de foco comprende medios para incrementar el aumento total del dispositivo de observación, que se eligen de manera que el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación coincida esencialmente con el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT, en especial no sea mayor que el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT. En esta variante, por una parte es posible el ajuste seguro al intervalo de trabajo del dispositivo de OCT, como se ha descrito anteriormente, y, por otra, es posible ajustar este intervalo de trabajo de forma muy precisa gracias a la imagen ampliada de la zona de examen. Los medios configurados de esta manera para influir en el intervalo de profundidad de foco se pueden configurar, por ejemplo, en forma de una o dos lentes ópticas que, dado el caso, también se pueden retirar de la guía de rayos para desconectar esta función.

Resulta especialmente ventajoso que los medios para incrementar el aumento total estén configurados para un incremento continuo del aumento total. Una óptica zoom de este tipo permite ajustar el aumento total de forma que esté adaptado a las diferentes circunstancias de examen y anatomías.

Otra variante ventajosa del laringoscopio de acuerdo con la invención comprende medios para ampliar el intervalo de profundidad de foco y/o el campo visual del dispositivo de observación. Esta variante permite observar mejor la zona de examen, con un enfoque más fácil o una zona de observación más amplia, para facilitar la orientación y mejorar el diagnóstico convencional. Estos medios añadidos para ampliar el intervalo de profundidad de foco pueden estar realizados, por ejemplo, en forma de un diafragma más pequeño.

Resulta especialmente ventajoso que se pueda desconectar la función de los medios para ampliar el intervalo de profundidad de foco y/o del campo visual del dispositivo de observación. De este modo, tras una orientación general y

un examen convencional con el laringoscopio, se puede desconectar la función del medio de ampliación, por ejemplo retirando los medios correspondientes de la guía de rayos, y realizar a continuación un examen mediante el dispositivo de OCT.

5 Otra variante se caracteriza por medios para la generación de un rayo piloto visible dirigido hacia la zona de examen del dispositivo de OCT. Puesto que la radiación de la OCT trabaja típicamente en el intervalo no visible, la persona que realiza el examen no puede reconocer el punto de la zona de examen en el que se efectúa el diagnóstico por OCT. Por lo tanto, resulta ventajoso disponer un rayo piloto en dirección coaxial respecto al rayo de OCT y marcar de este modo el punto de medición por OCT. El rayo piloto también puede estar configurado de manera que marque la zona explorada por el rayo de medición de OCT. Esto puede llevarse a cabo por iluminación de toda la zona de medición de OCT o, por ejemplo, bordeando esta zona de medición de OCT.

10 Resulta especialmente ventajoso que la segunda abertura óptica coopere con un aparato registrador de imágenes, en particular con una cámara CCD. De este modo se pueden almacenar las imágenes registradas con el dispositivo de observación y, además, reproducir estas imágenes en un lugar distanciado del laringoscopio.

15 Con este fin resulta igualmente ventajosa la presencia de un aparato reproductor de imágenes para la representación de la imagen tomada con el aparato registrador de imágenes. Un aparato reproductor de imágenes de este tipo se puede proporcionar, por ejemplo, en forma de una pantalla o proyector, y permite la observación de las imágenes registradas con el dispositivo de observación por varios observadores.

20 Resulta especialmente ventajoso configurar la segunda abertura óptica en forma de ocular para que la persona que realiza el examen pueda contemplar directamente con los ojos la zona de examen. Esto posibilita el uso del laringoscopio de acuerdo con la invención de manera convencional y permite, especialmente a aquellas personas que poseen muchos años de experiencia con los laringoscopios convencionales, la aplicación sencilla y complementaria del diagnóstico adicional por imágenes de OCT que se puede obtener con el laringoscopio de acuerdo con la invención.

25 Finalmente, resulta ventajoso unir la guía de rayos de luz con el estroboscopio para iluminar la zona de examen. De este modo, el laringoscopio de acuerdo con la invención permite realizar el diagnóstico laringoestroboscópico conocido y, de forma complementaria, la observación estática convencional y la generación de imágenes por OCT de acuerdo con la invención de las cuerdas vocales.

30 En la figura adjunta se describe una forma de realización preferida. La figura muestra una vista lateral en sección parcial del laringoscopio de acuerdo con la invención introducido en la cavidad bucal de un paciente.

35 La figura muestra un paciente 1 con cuerdas vocales 2a, b y un laringoscopio 10 introducido parcialmente en la cavidad bucal.

40 El laringoscopio 10 presenta un primer segmento 11 que se puede introducir en la cavidad bucal y está configurado esencialmente en forma de tubo. El primer segmento 11 se prolonga hacia fuera de la cavidad bucal en forma de un segundo segmento 12 tubular.

45 Dentro de los segmentos 11, 12 discurre un eje óptico 13 a lo largo del cual discurren de forma coaxial la guía de rayos de luz y la guía de rayos de imagen del dispositivo de observación, y la guía de rayos de luz de coherencia y la guía de rayos de imagen de coherencia del dispositivo de OCT. Estas cuatro guías de rayos se conducen a través de varios elementos ópticos 14a-d dispuestos a cierta distancia entre sí a lo largo del eje óptico 13.

50 En el extremo del segmento 11 introducido en la cavidad bucal está dispuesto un dispositivo desviador del haz 15, por ejemplo un prisma, que desvía el haz entre aproximadamente 70 grados y 90 grados.

55 En el extremo del laringoscopio situado en el exterior del paciente está dispuesto en la guía de rayos, a lo largo del eje óptico 13, un divisor de rayos 16 dicróico en forma de un espejo que desvía la radiación de OCT en 90 grados y deja pasar la radiación comprendida en el intervalo de luz visible sin desviarla. De este modo, la guía de rayos de luz de coherencia y la guía de rayos de imagen de coherencia se desvían 90 grados y se conducen a un módulo de OCT 20.

60 El módulo de OCT 20 está unido a través de un fibroscopio 21 a una fuente de radiación de OCT y un detector de OCT (no representado). En el módulo de OCT 20 está dispuesto un explorador de OCT para la desviación y el barrido de una zona de examen por OCT y una óptica telescópica para la adaptación de la radiación de OCT a la óptica de la guía de rayos de imagen en el segmento 11, 12, que registra la radiación de OCT reflejada por las cuerdas vocales.

65 La luz del intervalo visible que atraviesa el divisor de rayos 16 dicróico se conduce a través de una lente ocular 31 a una cámara CCD 30, lo que permite reproducir las cuerdas vocales 2a, b en una pantalla (no representada). La cámara CCD 30 está sujeta al laringoscopio de forma separable para que la persona que realiza el examen pueda contemplar también directamente las cuerdas vocales 2a, b a través del ocular 31.

Enfrente del módulo de OCT 20, respecto al eje óptico 13, se encuentra un asa 40 que permite a la persona que realiza el examen manipular y orientar el laringoscopio de forma sencilla.

REIVINDICACIONES

1. Laringoscopio que comprende

- un segmento (11) conductor de luz para la introducción en la cavidad bucal de un paciente y
- un dispositivo de observación (14a-d, 31, 30) para el diagnóstico con luz visible, que comprende
 - una guía de rayos de luz (13) para la iluminación de una zona de examen (2a, b) con luz de observación visible,
 - una guía de rayos de imagen (13) para la conducción de la luz de observación reflejada por la zona de examen,
 - una primera abertura óptica (14a) para la entrada de la luz de observación reflejada por la zona de examen en el laringoscopio y
 - una segunda abertura óptica (31) para la conducción de la luz de observación reflejada hacia la persona que realiza el examen,
- un dispositivo de OCT (14a-d, 16) para el diagnóstico por tomografía de coherencia óptica, que comprende
 - una guía de rayos de luz de coherencia (13) para la iluminación de una zona de examen con la radiación coherente y
 - una guía de rayos de imagen de coherencia (13) para la conducción de la radiación coherente reflejada por la zona de examen a un módulo de OCT (20) para la generación de una imagen de las capas tisulares de la zona de examen,

caracterizado porque la distancia de trabajo del dispositivo de OCT coincide aproximadamente con la distancia de trabajo del dispositivo de observación y equivale, en particular, a la distancia entre la primera abertura óptica del laringoscopio introducido en la cavidad bucal de un paciente y las cuerdas vocales del paciente, y porque el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación coincide esencialmente con el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT.

2. Laringoscopio según la reivindicación 1, **caracterizado** porque la guía de rayos de luz (13) y la guía de rayos de imagen (13) discurren de forma coaxial al menos en la zona del segmento (11) del laringoscopio introducido en la cavidad bucal.

3. Laringoscopio según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque la guía de rayos de luz de coherencia (13) y la guía de rayos de imagen de coherencia (13) discurren de forma coaxial al menos en la zona del segmento (11) del laringoscopio introducido en la cavidad bucal.

4. Laringoscopio según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque al menos una guía de rayos (13) del dispositivo de observación y al menos una guía de rayos (13) del dispositivo de OCT discurren de forma coaxial al menos en la zona del segmento (11) del laringoscopio introducido en la cavidad bucal.

5. Laringoscopio según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** por medios (16) para la unión y separación de al menos una guía de rayos (13) del dispositivo de observación y al menos una guía de rayos (13) del dispositivo de OCT.

6. Laringoscopio según la reivindicación 5, **caracterizado** porque los medios para la unión y separación de las guías de rayos comprenden un divisor de rayos (16) pleocroico, en especial dicroico.

7. Laringoscopio según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque el dispositivo de OCT comprende asimismo un módulo de OCT (30) que se puede fijar al laringoscopio y que presenta un explorador de OCT y una óptica telescópica.

8. Laringoscopio según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** por medios (14a-d) para influir en el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación, en particular para adaptar el intervalo de profundidad de foco al intervalo de trabajo del dispositivo de OCT.

9. Laringoscopio según la reivindicación 8, **caracterizado** porque se puede desconectar la función de los medios para influir en el intervalo de profundidad de foco.

10. Laringoscopio según una de las reivindicaciones 8 a 9, **caracterizado** porque los medios para influir en el intervalo de profundidad de foco comprenden una abertura en la guía de rayos de imagen cuyo tamaño se elige de tal

ES 2 339 780 T3

manera que el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación coincida esencialmente con el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT y, en particular, no sea superior al intervalo de trabajo del dispositivo de OCT.

5 11. Laringoscopia según una de las reivindicaciones 8 a 10, **caracterizado** porque los medios para influir en el intervalo de profundidad de foco comprenden medios (31) para incrementar el aumento total del dispositivo de observación, que se eligen de manera que el intervalo de profundidad de foco del dispositivo de observación coincida esencialmente con el intervalo de trabajo del dispositivo de OCT y, en particular, no sea superior al intervalo de trabajo del dispositivo de OCT.

10 12. Laringoscopia según la reivindicación 11, **caracterizado** porque los medios para incrementar el aumento total están configurados para un incremento continuo del aumento total.

15 13. Laringoscopia según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** por medios (31) para ampliar el intervalo de profundidad de foco y/o el campo visual del dispositivo de observación.

14. Laringoscopia según la reivindicación 13, **caracterizado** porque se puede desconectar la función de los medios para ampliar el intervalo de profundidad de foco y/o el campo visual del dispositivo de observación.

20 15. Laringoscopia según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** por medios para generar un haz piloto visible dirigido hacia la zona de examen del dispositivo de OCT.

16. Laringoscopia según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque la segunda abertura óptica (31) coopera con un aparato registrador de imágenes (30), en particular con una cámara CCD.

25 17. Laringoscopia según la reivindicación 16, **caracterizado** por un aparato reproductor de imágenes para la representación de la imagen tomada con el aparato registrador de imágenes.

30 18. Laringoscopia según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque la segunda abertura óptica (31) está configurada en forma de ocular para que la persona que realiza el examen pueda contemplar la zona de examen directamente con los ojos.

19. Laringoscopia según una de las reivindicaciones precedentes, **caracterizado** porque la guía de rayos de luz (13) se puede unir con un estroboscopio para iluminar la zona de examen.

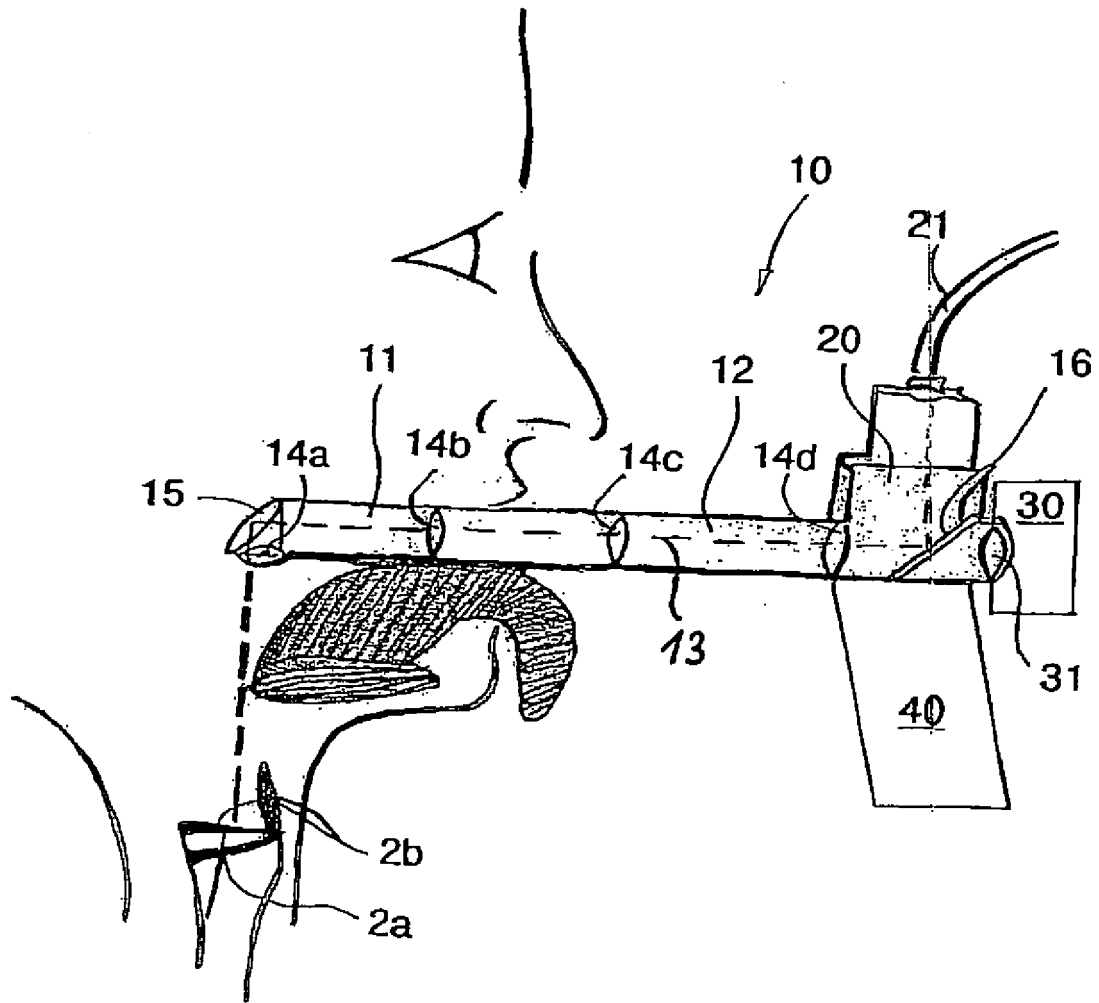


Fig.