

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 399 353**

51 Int. Cl.:

G02B 21/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G01B 9/02 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
A61B 3/13 (2006.01)
A61B 3/12 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.10.2007 E 07019795 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.12.2012 EP 1918755**

54 Título: **Microscopio operatorio oftálmico con sistema OCT**

30 Prioridad:

06.11.2006 DE 102006052513
24.04.2007 DE 102007019680

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
27.03.2013

73 Titular/es:

CARL ZEISS SURGICAL GMBH (100.0%)
Göschwitzer Strasse 51-52
07745 Jena , DE

72 Inventor/es:

REIMER, PETER;
ABELE, ALFONS;
HAUGER, CHRISTOPH y
SEESSELBERG, MARKUS

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 399 353 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

Microscopio operatorio oftálmico con sistema OCT.

La invención concierne a un microscopio operatorio oftálmico con un objetivo principal, un trayecto de rayos de observación que atraviesa el objetivo principal del microscopio, y un sistema OCT (sistema de tomografía de coherencia óptica) para tomar imágenes de una zona de un objeto, comprendiendo el sistema OCT un trayecto de rayos de exploración OCT que se extiende, a través de una disposición de espejo de escaneo, hasta la zona del objeto.

Un microscopio operatorio de la clase citada al principio es conocido por el documento EP 0 697 611 B1. Este microscopio operatorio contiene un sistema OCT que genera un trayecto de rayos de exploración a base de una radiación láser coherente corta. El sistema OCT contiene una unidad de análisis para evaluar señales de interferencia. Comprende un dispositivo para escanear el trayecto de rayos de exploración OCT con dos espejos de escaneo que pueden ser regulados alrededor de dos ejes de movimiento. El trayecto de rayos de exploración OCT en el microscopio operatorio está acoplado, a través de un espejo divisor, con el trayecto de rayos de iluminación del microscopio operatorio. Dicho trayecto es dirigido con este espejo divisor a través del objetivo principal del microscopio hacia la zona del objeto.

El sistema OCT permite por medio de una tomografía de coherencia óptica la representación y medición no invasiva de estructuras dentro de un tejido. Como procedimiento de formación de imágenes ópticas, la tomografía de coherencia óptica hace posible especialmente la generación de imágenes de cortes o de volúmenes de un tejido biológico con una resolución micrométrica. Un sistema OCT correspondiente comprende una fuente para luz temporalmente incoherente y espacialmente coherente con una longitud de coherencia l_c , que se alimenta a un trayecto de rayos de prueba y a un trayecto de rayos de referencia. El trayecto de rayos de prueba está dirigido hacia el tejido que se debe investigar. La radiación láser, que es retrorradiada hacia el trayecto de rayos de prueba debido a centros de dispersión presentes en el tejido, se superpone al sistema OCT con una radiación láser proveniente del trayecto de rayos de referencia. Debido a la superposición se origina un señal de interferencia. A partir de esta señal de interferencia se puede determinar la posición de centros de dispersión para la radiación láser en el tejido examinado.

Para sistemas OCT es conocido el principio de construcción del "OCT en el dominio del tiempo" y del "OCT en el dominio de Fourier".

La constitución de un "OCT en el dominio del tiempo" se encuentra descrita, por ejemplo, en el documento US 5,321,501 en base a la figura 1a en la columna 5, línea 40 - columna 11, línea 10. En este sistema se varía continuamente la longitud del camino óptico del trayecto de rayos de referencia por medio de un espejo de referencia rápidamente móvil. La luz de los trayectos de rayos de prueba y de rayos de referencia se superpone sobre un fotodetector. Cuando coinciden las longitudes de los caminos ópticos de los trayectos de rayos de prueba y de rayos de referencia, se origina una señal de interferencia en el fotodetector.

Un "OCT en el dominio de Fourier" se encuentra explicado, por ejemplo, en el documento WO 2006/10544 A1. Para medir la longitud del camino óptico de un trayecto de rayos de prueba, se superpone nuevamente luz del trayecto de rayos de prueba a luz de un trayecto de rayos de referencia. Sin embargo, a diferencia de un "OCT en el dominio del tiempo", para una medición de la longitud del camino óptico del trayecto de rayos de prueba no se alimenta directamente la luz de los trayectos de rayos de prueba y de rayos de referencia a un detector, sino que se la descompone primero espectralmente por medio de un espectrómetro. La intensidad espectral así generada de la señal superpuesta de los trayectos de rayos de prueba y de rayos de referencia es captada entonces con un detector. Evaluando la señal del detector se puede establecer nuevamente la longitud del camino óptico del trayecto de rayos de prueba.

El problema de la invención consiste en proporcionar un microscopio operatorio oftálmico de constitución compacta que haga posible la toma de imágenes de cortes OCT del ojo humano, pudiendo ser conducido el trayecto de rayos de exploración OCT, sin pérdidas de intensidad, hasta un plano de exploración OCT.

Este problema se resuelve como en el microscopio operatorio oftálmico conocido por el documento EP 0 697 611 B1 previendo entre la disposición de espejo de escaneo y el objetivo principal del microscopio un elemento óptico que concentre el trayecto de rayos de exploración OCT que sale de la disposición de espejo de escaneo y lo transforme en un trayecto de rayos que atraviese el objetivo principal del microscopio.

El elemento óptico esta configurado según la invención como una unidad de lente móvil o está alojado en un dispositivo de cambio de lentes o bien está configurado como un sistema zoom con distancia focal variable, de modo que se puede ajustar un decalaje entre un plano de exploración OCT, en el que una distribución de intensidad del trayecto de rayos de exploración OCT presenta una pequeñísima estrangulación, y un plano focal en el microscopio operatorio.

En una realización del elemento óptico como unidad de lente móvil se pueden explorar planos de corte diferentes de

un ojo humano con una radiación OCT.

Un alojamiento del elemento óptico en un dispositivo de cambio de lentes hace posible una rápida conmutación de ida y vuelta entre planos de exploración diferentes para radiación OCT en una zona de un objeto.

5 Una realización del elemento óptico como sistema zoom con distancia focal variable hace posible una variación sin escalones de planos de corte examinados en un ojo de un paciente con radiación OCT.

En un perfeccionamiento de la invención se han previsto unos medios para ajustar la distancia focal del objetivo principal. De esta manera, con el microscopio operatorio oftálmico se pueden examinar diferentes planos de una zona del objeto sin que se tenga entonces que cambiarse de posición al microscopio operatorio.

10 En un perfeccionamiento de la invención la disposición de espejo de escaneo para escanear el trayecto de rayos de exploración OCT comprende un primer espejo de escaneo. Preferiblemente, está previsto, además, un segundo espejo de escaneo, pudiendo moverse el primer espejo de escaneo alrededor de un primer eje de giro y pudiendo moverse el segundo espejo de escaneo alrededor de un segundo eje de giro, y estando el primer eje de giro y el segundo eje de giro lateralmente decalados en ángulo recto uno con respecto a otro. De esta manera, se puede explorar una zona del objeto con unos modelos de tramado que discurren perpendicularmente uno a otro.

15 En un perfeccionamiento de la invención el sistema OCT comprende un conductor óptico que tiene un tramo de salida de luz para el trayecto de rayos de exploración OCT, al que están asociados unos medios de movimiento. De esta manera, el sistema OCT puede ser adaptado para el empleo de una radiación OCT de longitud de onda diferente.

Formas de realización ventajosas de la invención están representadas en las figuras y se la describe seguidamente.

20 Muestran:

La figura 1, un microscopio operatorio oftálmico con un módulo antepuesto de oftalmoscopia y un primer sistema OCT;

25 La figura 2, el microscopio operatorio oftálmico de la figura 1 con un segundo sistema OCT, estando el módulo antepuesto de oftalmoscopia basculado hacia dentro del trayecto de rayos de observación del microscopio operatorio oftálmico;

La figura 3, una sección del objetivo principal del microscopio a lo largo de la línea III-III de la figura 1;

La figura 4, un tramo del microscopio operatorio oftálmico con un primero y un segundo sistemas OCT;

La figura 5, una distribución de intensidad del rayo de luz de exploración OCT que sale del conductor óptico del sistema OCT en el microscopio operatorio;

30 La figura 6, una distribución de intensidad del rayo de luz de exploración OCT en el plano de exploración OCT en la zona del objeto del microscopio operatorio; y

La figura 7 y la figura 8, formas de realización modificadas para un sistema OCT en el microscopio operatorio.

35 El microscopio operatorio 100 de la figura 1 tiene un objetivo principal 101 con un eje óptico 102 y un plano focal 103. El objetivo principal 101 del microscopio es atravesado por trayectos de rayos de observación estereoscópicos 105 de un tubo binocular 106.

40 Para iluminar la zona de objeto en forma de un ojo de paciente 108, el microscopio operatorio 100 tiene un módulo de iluminación 120 actuante como dispositivo de iluminación. Este módulo de iluminación 120 comprende un primer conductor óptico 121 que proporciona luz de iluminación 122 procedente de una fuente de luz, no representada con más detalle. Con la luz de iluminación 122 que sale del conductor óptico 121 se ilumina un diafragma de campo luminoso regulable 124. Con un espejo de desviación 123, que está dispuesto en el lado del objetivo principal 101 del microscopio que queda alejado del objeto, se dirige la luz de iluminación que sale del conductor óptico 121 hacia la zona del objeto 108 a través del objetivo principal 101 del microscopio.

45 El microscopio operatorio oftálmico 100 lleva asociado un módulo antepuesto de oftalmoscopia 130 con una lente reductora 131 y una lupa oftalmoscópica 132 que pueden ser basculadas hacia dentro y hacia fuera del trayecto de rayos de observación estereoscópicos 105 del microscopio operatorio 100 de conformidad con las flechas dobles 133, 134.

En el microscopio operatorio oftálmico 100 está previsto un primer sistema OCT 140. El microscopio operatorio oftálmico contiene, además, un segundo sistema OCT que se muestra en la figura 2. Estos sistemas OCT hacen posible la toma de imágenes OCT.

50 El sistema OCT 140 de la figura 1 comprende una unidad 141 para la generación y el análisis de un trayecto de

rayos de exploración OCT 142. La unidad 141 está integrada en el microscopio operatorio 100. Sin embargo, puede ser dispuesta también fuera del microscopio operatorio 100 en una consola de trípode correspondiente. La unidad 141 está unida con un conductor óptico 143 que proporciona el trayecto de rayos de exploración OCT 142.

5 El trayecto de rayos de exploración OCT 142 que sale del conductor óptico 143 es conducido con un trayecto de rayos divergente hacia un primer espejo de escaneo 144 y un segundo espejo de escaneo 145 de una unidad de escaneo OCT 146. El trayecto de rayos llega desde allí a un elemento óptico en forma de una lente condensadora 147 para atravesar después el objetivo principal 101 del microscopio. El trayecto de rayos de exploración OCT 142 es concentrado en un plano de exploración OCT 160 en el tramo frontal del ojo 108 del paciente.

10 La luz OCT retrodispersada hacia el trayecto de rayos de exploración OCT desde la zona del objeto en forma de un ojo 108 de un paciente retorna a la unidad 141 a través del objetivo principal 101 del microscopio, la lente condensadora 147 y la unidad de escaneo OCT 146. La luz de exploración OCT retrodispersada desde la zona del objeto es interferida allí con radiación OCT proveniente de un trayecto de rayos de referencia. La señal de interferencia es captada por medio de un detector y evaluada por una unidad de ordenador que determina a partir de esta señal una diferencia de longitud del camino óptico entre centros de dispersión para luz OCT en la zona del
15 objeto y la longitud del camino de la luz en la rama de referencia.

Para ajustar el plano de exploración OCT 160 se ha asociado a lente condensadora 147 un mecanismo de regulación 148 por medio del cual puede ser movida esta lente según la flecha doble 149.

20 El primer sistema OCT 140 trabaja a una longitud de onda de $\lambda = 1310$ nm. El segundo sistema OCT en el microscopio operatorio oftálmico 100 está constituido de manera correspondiente al primer sistema OCT 140, pero tiene una longitud de onda de trabajo de $\lambda = 800$ nm. Por supuesto, los sistemas OCT podrían estar diseñados también para otras longitudes de onda de trabajo. Se pueden materializar longitudes de onda de trabajo especialmente en el intervalo de $600 \text{ nm} < \lambda < 1500 \text{ nm}$ y, según sea la aplicación, estas longitudes de onda son ventajosas.

25 La figura 2 muestra el microscopio operatorio oftálmico 100 de la figura 1 con el segundo sistema OCT 150, que está constituido y dispuesto en el mismo de manera correspondiente al primer sistema OCT 140.

Los grupos constructivos idénticos del microscopio operatorio están provistos, en la figura 2, de los mismos símbolos de referencia que en la figura 1.

30 El sistema OCT 150 tiene una unidad 151 para generar y analizar un trayecto de rayos de exploración OCT 152 del sistema OCT 150. Genera en el extremo de salida de un conductor óptico 153 una radiación de exploración OCT 152. Esta radiación de exploración OCT 152 es guiada, al igual que la radiación de exploración OCT 142 del sistema OCT 190 de la figura 1, por una unidad de escaneo OCT 156 con un primer espejo de escaneo 154 y un segundo espejo de escaneo 155, pasando dicha radiación por un elemento óptico configurado como una lente condensadora 157 y a través del objetivo principal 101 del microscopio.

35 La figura 2 muestra un microscopio operatorio oftálmico 100 en un modo de funcionamiento en el que la lente reductora 131 y la lupa oftalmoscópica 132 del módulo antepuesto de oftalmoscopia 130 se han basculado hacia dentro del trayecto de rayos de observación 205 del microscopio operatorio 100. Esto hace posible un examen del fondo 190 del ojo 108 del paciente por medio de luz que retorna a los trayectos de rayos de exploración del microscopio electrónico desde el fondo de ojo 190 y con ayuda de luz de exploración OCT.

40 La lente condensadora 157 concentra el trayecto de rayos de exploración OCT y lo guía hacia el objetivo principal 101 del microscopio. A través de objetivo principal 101 del microscopio, la lente reductora 131 y la lupa oftalmoscópica 132, la radiación de exploración OCT llega al ojo 108 del paciente y es concentrada en el plano de exploración OCT 170 junto al fondo 190 del ojo 108 del paciente.

45 La luz OCT retrodispersada hacia el trayecto de rayos de exploración OCT desde la zona del objeto en forma de un ojo de paciente 108 es conducida de vuelta a la unidad 151 para generar y analizar un trayecto de rayos de exploración OCT a través del objetivo principal 101 del microscopio, la lente condensadora 157 y la unidad de escaneo OCT 156. La luz de exploración OCT retrodispersada desde la zona del objeto es interferida allí nuevamente con radiación OCT proveniente de un trayecto de rayos de referencia. Al igual que en el sistema OCT 140, en el sistema OCT 150 se capta también la señal de interferencia por medio de un detector y se la evalúa con una unidad de ordenador que determina a partir de esta señal una diferencia de longitud del camino óptico entre
50 centros de dispersión para luz OCT en la zona del objeto y la longitud del camino de la luz en la rama de referencia.

La lente condensadora 157 lleva asociado un mecanismo de regulación 157 por medio del cual ésta puede ser movida de acuerdo con la flecha doble 159. De esta manera, se puede ajustar también un plano focal para la radiación de exploración OCT proveniente del sistema OCT 150.

55 La longitud del camino óptico del trayecto de rayos de exploración OCT en el modo de funcionamiento del microscopio operatorio oftálmico 100 mostrado en la figura 2 es más largo que en el modo de funcionamiento según la figura 1. Esto hace necesaria una adaptación de la longitud del camino óptico en el trayecto de rayos de referencia

del sistema OCT 150. Se ha previsto para ello un acoplamiento 180 de la lupa oftalmoscópica 132 y el sistema OCT 150, cuyo acoplamiento hace que, al bascular la lupa oftalmoscópica 132 hacia el trayecto de rayos de observación y el trayecto de rayos OCT, se agrande la longitud del camino óptico del trayecto de rayos de referencia en el sistema OCT en una medida correspondiente a un valor determinado. Este valor se mantiene preferiblemente como ajustable. Un valor establecido se orienta favorablemente a la longitud media de un ojo de paciente.

La figura 3 es una sección a lo largo de la línea III-III de la figura 1. Esta figura explica la evolución de la longitud de los trayectos de rayos de observación estereoscópicos 105, 205 del microscopio operatorio 100 de la figura 1. El objetivo principal 101 del microscopio es atravesado por dos trayectos de rayos parciales estereoscópicos 105, 205. El eje óptico 102 del objetivo principal del microscopio está situado en el centro 310 del mismo. El trayecto de rayos de exploración OCT 142 del sistema OCT 140 de la figura 1 atraviesa el objetivo principal 101 del microscopio en la zona 301. En la zona 302 dicho objetivo es atravesado por el trayecto de rayos de exploración OCT 152 del sistema OCT 150 de la figura 2 y en la zona 303 lo es por la luz de iluminación 122.

La figura 4 muestra el primer sistema OCT 140 y el segundo sistema OCT 150 en el microscopio operatorio 100 de la figura 1 y la figura 2, respectivamente. No obstante, el intervalo de longitudes de onda de los trayectos de rayos de exploración OCT de los dos sistemas OCT 140, 150 es diferente: El primer sistema OCT se basa en una radiación de exploración OCT de la longitud de onda $\lambda_1 = 1310$ nm. El segundo sistema OCT 320 trabaja con una radiación de exploración OCT de la longitud de onda $\lambda_2 = 800$ nm. Para la designación de los grupos constructivos de los sistemas OCT 140 y 150 en la figura 4 se han empleado los mismos símbolos de referencia que en la figura 1 y la figura 2, respectivamente.

El primer espejo de escaneo 144, 154 y el segundo espejo de escaneo 145, 155 de los sistemas OCT 140, 150 están dispuestos de manera que pueden ser hechos girar por medio de unos servoaccionamientos 401, 402, 403, 404 alrededor de dos ejes 405, 406, 407 y 408 que discurren perpendicularmente uno a otro. Esto hace posible escanear los trayectos de rayos de exploración OCT 142, 152 independientemente uno de otro a través de un plano.

El trayecto de rayos de exploración OCT 142 del primer sistema OCT 140 es conducido hacia el objetivo principal 101 del microscopio a través de la lente condensadora 147. El trayecto de rayos de exploración OCT 152 del segundo sistema OCT 150 atraviesa el objetivo principal 101 del microscopio a través de la lente condensadora 157.

La figura 5 muestra el tramo frontal 502 del conductor óptico 143 de la figura 1. El conductor óptico 143 actúa como una fibra monomodo para luz de la longitud de onda $\lambda_1 = 1310$ nm. El diámetro d_1 del núcleo de la fibra del conductor óptico 143 satisface la relación

$$\frac{d_1}{2} < 2.4 \frac{\lambda_1}{2\pi NA_1},$$

en donde NA_1 es la apertura numérica de la superficie frontal del conductor óptico. Preferiblemente, el diámetro d del núcleo de la fibra del conductor óptico 122 está en el intervalo de $5 \mu\text{m} < d < 10 \mu\text{m}$. En este intervalo paramétrico el conductor óptico 143 conduce la luz con modos de ondas de forma gaussiana. El rayo de luz de exploración OCT 501 sale del conductor óptico 143 con un perfil de radiación de forma aproximadamente gaussiana que se caracteriza por un parámetro de talle W_1 y un parámetro de abertura θ_1 , cumpliéndose que:

$$\theta_1 = \frac{\lambda_1}{\pi W_1}$$

Para un diámetro del núcleo de la fibra de $d_1 = 10 \mu\text{m}$ y una longitud de onda $\lambda_1 = 1310$ nm se obtiene así como medida para la divergencia de los rayos un ángulo de abertura de $\theta_1 \approx 0,0827$ rad.

La superficie frontal 502 del conductor óptico 143 se reproduce como imagen en un plano de exploración OCT por medio del objetivo principal del microscopio a través de los espejos de escaneo 144 y 145 en el microscopio operatorio 100 de la figura 1 y la lente condensadora 147.

La figura 6 muestra la evolución de la distribución de intensidad del rayo de luz de exploración OCT 501 perpendicularmente al plano de exploración OCT 601. En el plano de exploración OCT 601 la distribución de intensidad de la radiación de exploración OCT tiene una pequeñísima estrangulación. Fuera del plano de exploración OCT aumenta el diámetro del trayecto de rayos de exploración OCT. Dado que el rayo de luz de exploración OCT 501 sale del conductor óptico 143 de la figura 5 con un perfil de radiación de forma aproximadamente gaussiana, la lente condensadora 147 y el objetivo principal 101 del microscopio operatorio 100 de la figura 1 producen, para el radio de luz de exploración OCT en la zona del plano de exploración OCT 160, una llamada concentración gaussiana 600 del rayo de luz de exploración OCT 501. Esta concentración gaussiana 600 está caracterizada por el parámetro confocal z_1 como medida de la extensión longitudinal del talle de la concentración gaussiana y por el parámetro de talle $W_{1,A}$ como medida del diámetro de la pequeñísima estrangulación 602 del rayo de luz de exploración OCT 501 en el plano de exploración OCT, es decir, del diámetro

del talle de dicha concentración, cumpliéndose que:

$$z_1 = 2 \frac{W_{1,A}^2 \pi}{\lambda_1},$$

en donde λ_1 es la longitud de onda del rayo de luz de exploración OCT. Entre el parámetro de talle $W_{1,A}$ de la concentración gaussiana 600 y el parámetro de talle W_1 del rayo de luz de exploración 501 que sale del conductor óptico 143, mostrado en la figura 5, se cumple la relación siguiente:

$$W_{1,A} = \beta_1 W_1,$$

en donde β_1 es el parámetro de ampliación o de reducción de la reproducción geométrica anteriormente mencionada del extremo de salida del conductor óptico 143 de la figura 1 en el plano de exploración OCT. β_1 está vinculada con la distancia focal f_{147} de la lente condensadora 147 de la figura 1 y la distancia focal f_2 del objetivo principal del microscopio a través de la relación siguiente:

$$\frac{f_2}{f_{147}} = \beta_1$$

El tamaño de las estructuras que se pueden resolver con el rayo de luz de exploración OCT 501 viene determinado por el diámetro de éste en el plano de exploración OCT 601, es decir, por el parámetro de talle W_1 . Si, por ejemplo, una aplicación requiere una resolución lateral del sistema OCT en el microscopio operatorio de aproximadamente 40 μm , la sección transversal del rayo de luz de exploración OCT 501 en el plano de exploración OCT tiene que ascender a aproximadamente 20 μm de conformidad con el teorema de Nyquist. Por tanto, a una longitud de onda dada λ_1 para el rayo de luz de exploración OCT 143 de la figura 1 se tienen que elegir adecuadamente, para una resolución deseada del sistema OCT 140, la ampliación de la reproducción óptica en el trayecto de rayos OCT y el diámetro del núcleo de la fibra en el conductor óptico 143.

El parámetro confocal z_1 como medida de la extensión longitudinal del talle de la concentración gaussiana determina la zona de profundidad axial desde la cual se puede detectar luz retrodispersada en el trayecto de rayos de exploración OCT 143 de la figura 1: Cuanto más pequeño sea el parámetro confocal z_1 , tanto mayor será la pérdida de resolución lateral del sistema OCT al alejarse del plano de exploración OCT 601 un objeto explorado en la radiación de exploración OCT, ya que la ubicación de centros de dispersión puede localizarse solamente dentro del "embudo" definido por el parámetro de talle W_1 y el parámetro confocal z_1 .

Una vez que, por un lado, se ha limitado la resolución axial de un sistema OCT por la longitud de coherencia l_c de la luz de la fuente de luz utilizada en el sistema OCT, pero, por otro lado, disminuye la resolución lateral del sistema OCT cuando su carrera en profundidad sobrepasa el parámetro confocal, es favorable el ajuste del parámetro confocal z_1 a la longitud de coherencia l_c de la fuente de luz utilizada en el sistema OCT.

Para una longitud de onda determinada λ_1 del rayo de luz de exploración OCT 501 se obtiene entonces la resolución lateral posible del sistema OCT de la figura 1, dado que la longitud de onda λ_1 y el parámetro de Rayleigh z_1 fijan el parámetro de talle $W_{1,A}$. Las unidades ópticas en el trayecto de rayos de exploración OCT 143 de la figura 1 y el dimensionamiento del núcleo de la fibra del conductor óptico 143 han de elegirse entonces de modo que se materialice el parámetro de talle correspondiente.

La lente condensadora 147 en el microscopio operatorio 100 está ajustada preferiblemente de modo que coincidan el plano focal 170 del objetivo principal 101 del microscopio para el dominio espectral visible y el plano de exploración OCT 160 del sistema OCT 140. El talle 502 del rayo de exploración OCT, mostrado en la figura 5, está situado entonces en el plano focal del microscopio operatorio.

El conductor óptico 153 para luz de la longitud de onda $\lambda_2 = 800 \text{ nm}$ actúa como una fibra monomodo para el trayecto de rayos de exploración OCT 152 del OCT 150 de la figura 2. Por este motivo, el diámetro d_2 del núcleo de la fibra del conductor óptico 153 satisface la relación:

$$\frac{d_2}{2} < 2.4 \frac{\lambda_2}{2\pi NA_2},$$

en donde NA_2 es la apertura numérica de la superficie frontal del conductor óptico 153. El rayo de luz de exploración OCT 152 sale nuevamente del conductor óptico 153 con un perfil de radiación de forma aproximadamente gaussiana, el cual se caracteriza por un parámetro de talle W_2 y un parámetro de abertura θ_2 :

$$\theta_2 = \frac{\lambda_2}{\pi W_2}$$

Por tanto, para el parámetro de talle del rayo de luz de exploración OCT 152 en el plano de exploración OCT 170 se cumple que

$$W_{2,A} = \beta_2 W_2,$$

- 5 en donde β_2 es el parámetro de ampliación o reducción de la reproducción geométrica del extremo de salida del conductor óptico 153 de la figura 2 en el plano de exploración OCT 170.

β_2 viene determinada por la distancia focal de la lente condensadora 157 de la figura 2, la distancia focal del objetivo principal 101 del microscopio, la lente reductora 131, la lupa oftalmoscópica 132 y la cornea y el cristalino del ojo 108 del paciente.

- 10 La lente condensadora 157 está ajustada aquí preferiblemente de modo que, cuando el trayecto óptico de rayos de observación forma la imagen del fondo 190 del ojo 108 del paciente a través del objetivo principal 101 del microscopio, el plano de exploración OCT 170 para el sistema OCT 150 en el microscopio operatorio 100 coincide con el fondo de ojo 190.

- 15 Como alternativa al diseño descrito de los sistemas OCT en el microscopio operatorio puede estar previsto un decalaje del plano de exploración OCT y el plano focal en el microscopio operatorio. Preferiblemente, este decalaje no es mayor que el parámetro confocal z del rayo de luz de exploración OCT en la zona del plano de exploración OCT.

- 20 Como quiera que el plano de exploración OCT está más alejado del objetivo principal 101 del microscopio de la figura 1 en una medida igual al parámetro confocal z , se puede maximizar la carrera en profundidad para el sistema OCT en la zona del objeto.

En la figura 7 se muestra una forma de realización modificada para un sistema OCT que puede utilizarse en el microscopio operatorio oftálmico 100 según la figura 1 y la figura 2.

- 25 El sistema OCT 700 comprende, de manera correspondiente al sistema OCT 140 de la figura 1, una unidad 701 para generar y analizar un trayecto de rayos de exploración OCT 702. La unidad 701 está diseñada aquí de modo que se puedan generar y evaluar trayectos de rayos de exploración OCT con longitudes de onda diferentes. Se ha previsto un aparato de control 703 para ajustar la longitud de onda del sistema OCT 700.

- 30 El trayecto de rayos de exploración OCT 702 sale de un conductor óptico 704 que está unido con la unidad 701. Este trayecto llega a dos espejos de escaneo 705, 706 que pueden ser movidos por medio de unos accionamientos, no representados con más detalle, de tal manera que pueda ser explorada una zona de objeto 708 en un plano de exploración OCT 707.

- 35 Para ajustar diferentes planos de exploración OCT se ha previsto, por un lado, en el sistema OCT 700 un cambiador de ampliación 709 que actúa como dispositivo de cambio de lentes y que contiene lentes condensadoras 710, 711 de diferente fuerza de refracción. Estas lentes condensadoras 710, 711 pueden hacerse bascular hacia dentro y hacia fuera del trayecto de rayos de exploración OCT 702. Asimismo, el conductor óptico 704 lleva asociada una unidad de accionamiento 712 que hace posible que se mueva el extremo de salida 713 del conductor óptico de conformidad con las flechas dobles 714 para poder variar de esta manera la posición del plano de exploración OCT 707 en la zona del objeto.

- 40 El trayecto de rayos de exploración OCT 707 llega al plano de exploración OCT a través de la lente condensadora 709, la cual concentra el trayecto de rayos de exploración y lo retransmite al objetivo principal del microscopio operatorio correspondiente.

- 45 La figura 8 muestra una forma de realización adicional de un sistema OCT para un microscopio operatorio oftálmico. El sistema OCT tiene, al igual que el sistema OCT 700, una unidad 801 para generar y analizar un trayecto de rayos de exploración OCT 802 que sale de un conductor óptico 803. En el sistema OCT 800 se conduce el trayecto de rayos de exploración OCT 802 que sale del extremo de salida 804 del conductor óptico a través de un sistema de espejo de escaneo correspondiente 805 y a través de una unidad de lente 806 con fuerza de refracción ajustable que actúa como sistema zoom. Así, es nuevamente posible variar la posición del plano de exploración OCT 807 en una zona de objeto 808.

Otra forma de realización modificada del microscopio operatorio 100 explicado con ayuda de la figura 1 contiene un objetivo principal enfocable del microscopio con una distancia focal ajustable. Esta medida posibilita también el cambio de posición de un plano de exploración OCT y la variación de la reproducción geométrica del extremo de salida del conductor óptico en el plano de exploración OCT.

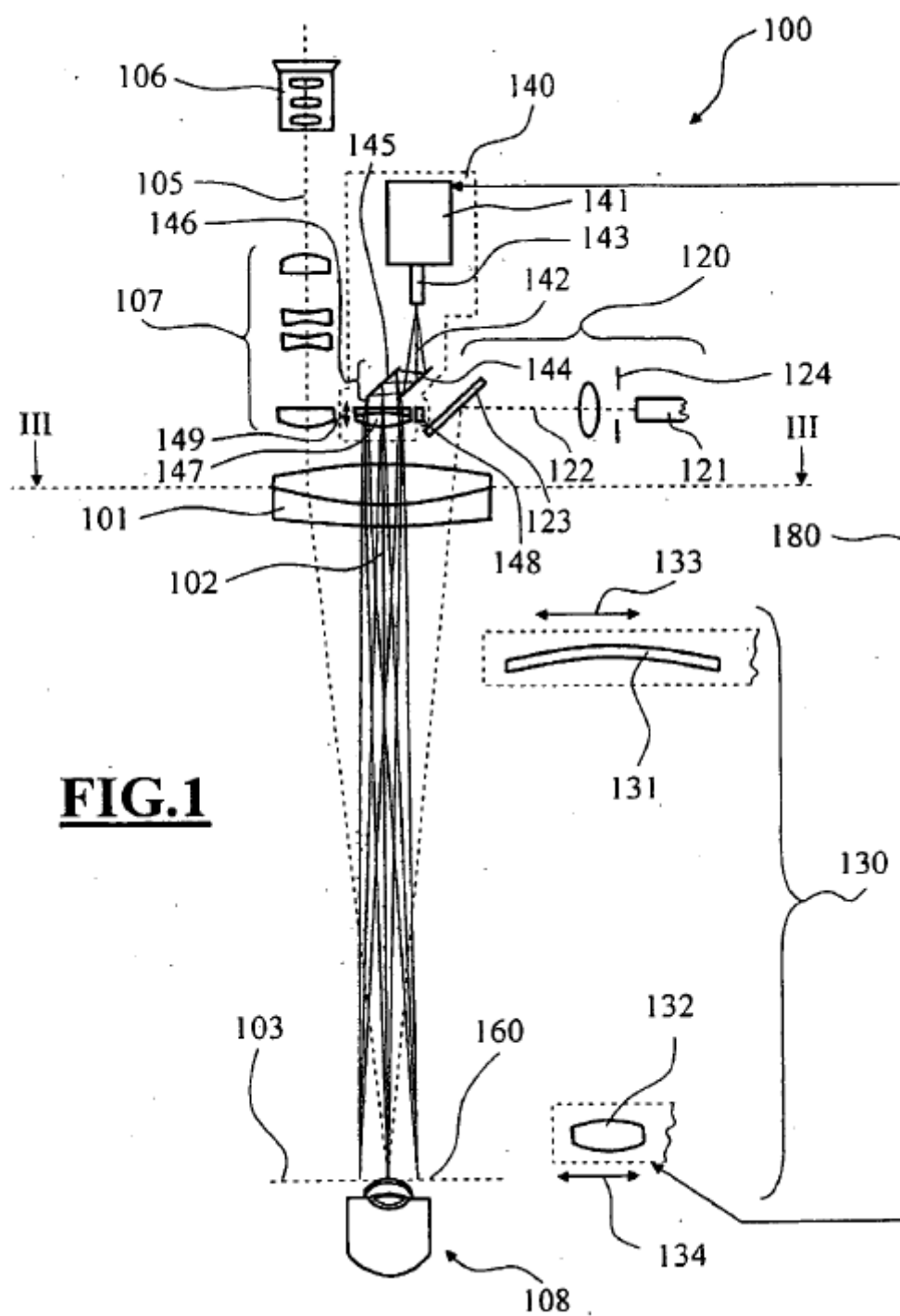
REIVINDICACIONES

1. Microscopio operatorio oftálmico (100) que comprende

- un objetivo principal (101) de microscopio;
- 5 - un trayecto de rayos de observación (105, 205) que atraviesa el objetivo principal (101) del microscopio para visualizar una zona de objeto (108); y
- un sistema OCT (140, 150, 700, 800) para tomar imágenes de la zona (108) del objeto, comprendiendo el sistema OCT (140, 150, 700, 800) un trayecto de rayos de exploración OCT (142, 152, 702, 802) que es conducido a través de una disposición de espejo de escaneo (146, 156, 705, 706, 805) hasta la zona (108) del objeto,
- 10 - en donde está previsto entre la disposición de espejo de escaneo (146, 156, 705, 706, 805) y el objetivo principal (101) del microscopio un elemento óptico (147, 157, 711, 806) que concentra el trayecto de rayos de exploración OCT (142, 152, 702, 802) que sale de la disposición de espejo de escaneo (146, 156, 705, 706, 805) y lo transforma en un trayecto de rayos que atraviesa el objetivo principal (101) del microscopio,

caracterizado porque

- 15 - el elemento óptico está configurado como una unidad de lente móvil (147, 157) o está alojado en un dispositivo de cambio de lentes (709) o bien está configurado como un sistema zoom (806) con distancia focal variable, de modo que se puede ajustar un decalaje entre un plano de exploración OCT, en el que una distribución de intensidad del trayecto de rayos de exploración OCT presenta una pequeñísima estrangulación, y un plano focal en el microscopio operatorio.
- 20 2. Microscopio operatorio oftálmico según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el decalaje no es mayor que un parámetro confocal (z) del trayecto de rayos de exploración OCT en la zona del plano de exploración OCT.
- 3. Microscopio operatorio oftálmico según cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, **caracterizado** porque están previstos unos medios para ajustar la distancia focal del objetivo principal del microscopio.
- 25 4. Microscopio operatorio oftálmico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque la disposición de espejo de escaneo (146, 156) para escanear el trayecto de rayos de exploración OCT comprende un primer espejo de escaneo (144, 154) que puede ser movido alrededor de un primer eje de giro (301, 303).
- 5. Microscopio operatorio oftálmico según la reivindicación 4, **caracterizado** porque está previsto un segundo espejo de escaneo (145, 155) que puede ser movido alrededor de un segundo eje de giro (302, 304), estando el primer eje de giro (301, 303) y el segundo eje de giro (302, 304) lateralmente decalados en ángulo recto uno con respecto a otro.
- 30 6. Microscopio operatorio oftálmico según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado** porque el sistema OCT comprende un conductor óptico (704) que presenta un tramo de salida de luz (713) para el trayecto de rayos de exploración OCT, estando previstos unos medios (712) para mover el tramo de salida de luz (713) del conductor óptico (704).



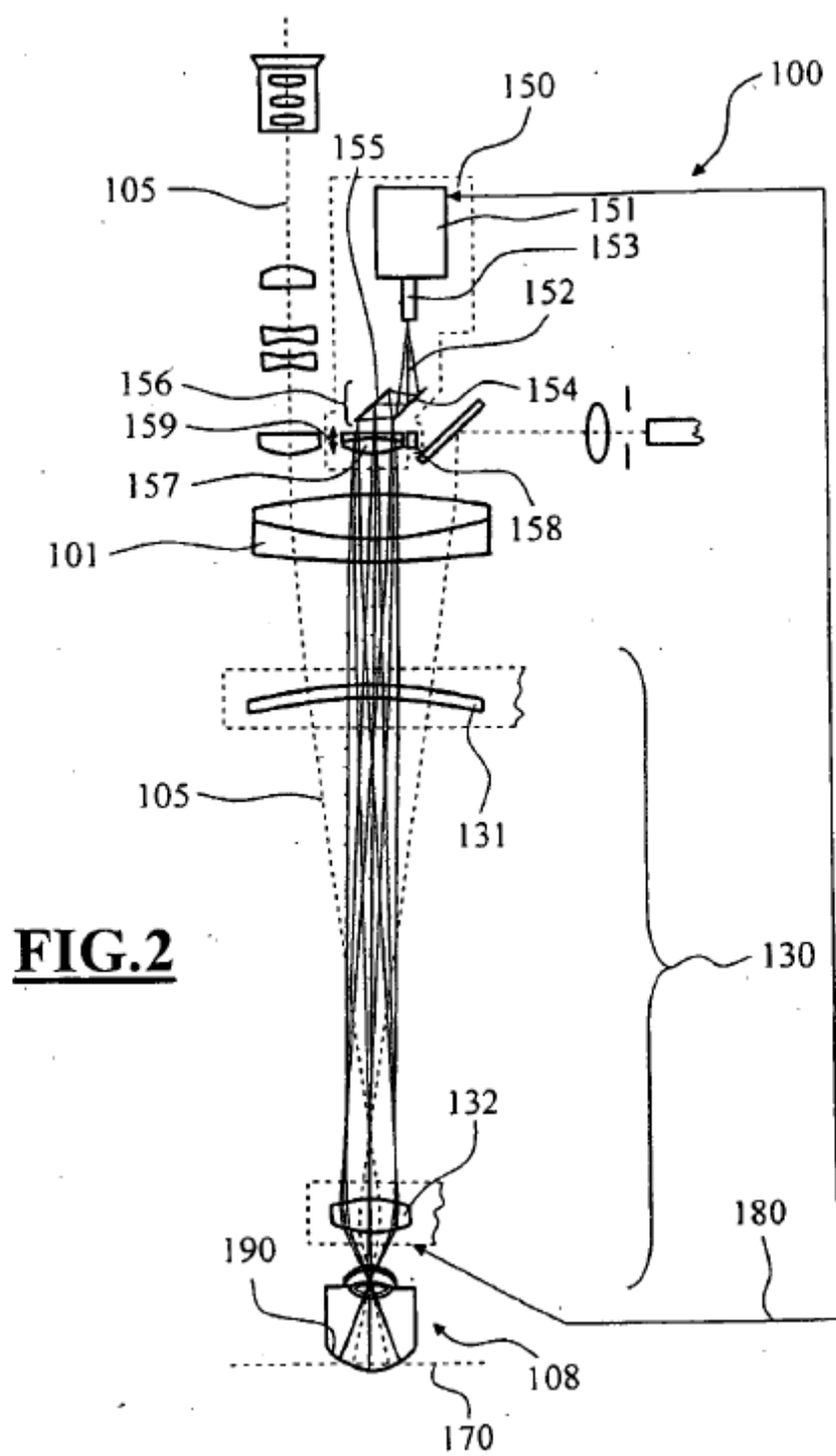


FIG.3

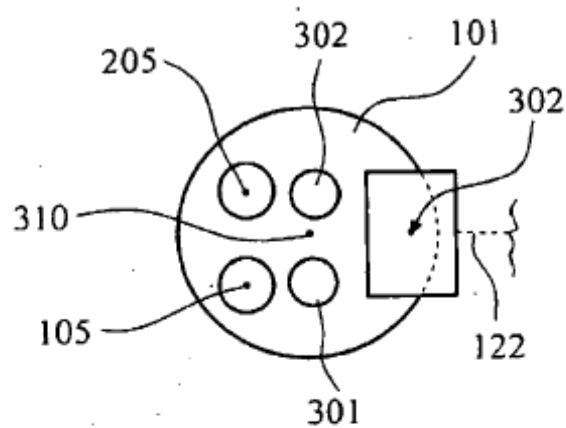


FIG.4

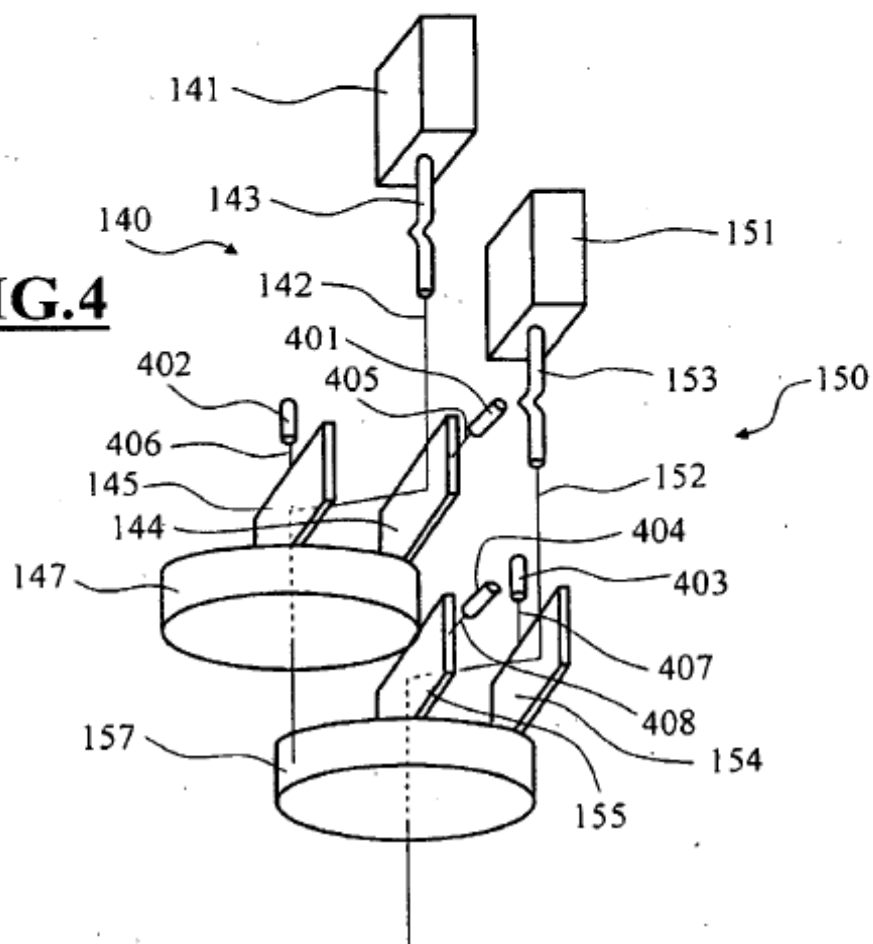


FIG.5

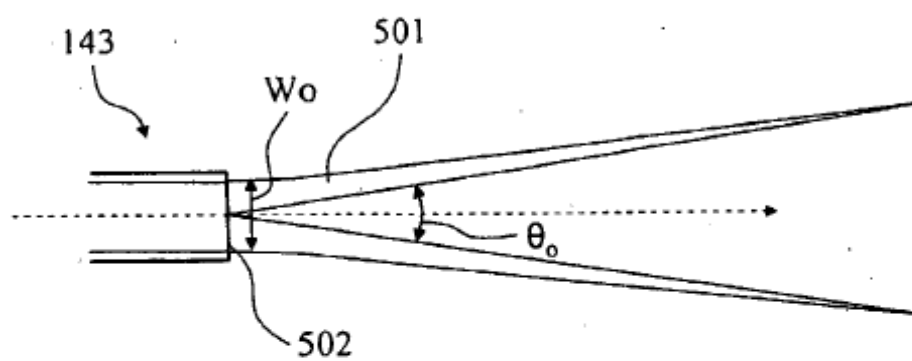


FIG.6

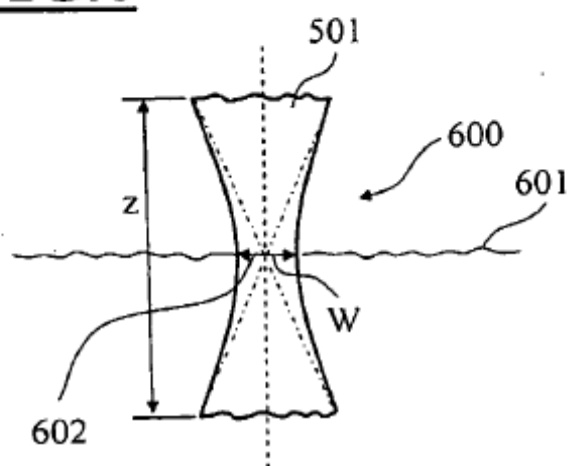


FIG.7

