



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 356 262**

51 Int. Cl.:
G02B 21/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
G01B 9/02 (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07019794 .2**
96 Fecha de presentación : **10.10.2007**
97 Número de publicación de la solicitud: **1918754**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **07.05.2008**

54 Título: **Microscopio de operación con sistema OCT.**

30 Prioridad: **06.11.2006 DE 10 2006 052 513**
24.04.2007 DE 10 2007 019 679

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.04.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.04.2011

73 Titular/es: **CARL ZEISS SURGICAL GmbH**
Carl-Zeiss-Strasse 22
73447 Oberkochen, DE

72 Inventor/es: **Reimer, Peter;**
Abele, Alfons;
Hauger, Christoph y
Seesselberg, Markus

74 Agente: **Lehmann Novo, María Isabel**

ES 2 356 262 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).

DESCRIPCION

Microscopio de operación con sistema OCT.

La invención se refiere a un microscopio de operación con un sistema óptico de formación de imágenes de microscopio, que comprende un sistema de objetivo principal de microscopio así como un sistema de aumento con aumento variable, con un conjunto de trayectorias de rayos de observación, que atraviesa el sistema óptico de formación de imágenes de microscopio, en que el sistema óptico de formación de imágenes de microscopio convierte un conjunto de trayectorias convergentes de rayos de observación procedente de la zona del objeto en un conjunto de trayectorias paralelas de rayos, en el que está previsto un sistema OCT para examinar la zona del objeto.

Un microscopio de operación del tipo citado al principio es conocido a partir del documento EP 0 815 801 B1. Ahí se describe un microscopio de operación con un objetivo principal de microscopio atravesado por un conjunto de trayectorias estereoscópicas de rayos de observación, que lleva asociado un sistema de zoom para aumento variable. El microscopio de operación contiene un sistema OCT (del inglés "Optical Coherence Tomography", tomografía de coherencia óptica). Este sistema OCT comprende un módulo para generar un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT a partir de radiación láser de coherencia corta con una unidad de análisis para valorar señales de interferencia. Este módulo es una disposición para escanear el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT. Para explorar una zona de operación mediante un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT, la disposición contiene para escanear dos espejos de escaneo, que pueden ser desplazados en torno a dos ejes de movimiento. En el microscopio de operación según el documento EP 0 815 801 B1, el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT es acoplado a través de un espejo divisor al conjunto de trayectorias de rayos de iluminación del microscopio de operación y es guiado con éste a través del objetivo principal de microscopio hacia la zona del objeto. Este microscopio de operación forma para la invención el estado de la técnica más próximo.

Un examen y medida de estructuras de tipo no invasivo en el interior de un tejido biológico se hacen posibles por el método de la tomografía de coherencia óptica. Como procedimiento generador de imágenes ópticas, la tomografía de coherencia óptica hace posible con un sistema OCT correspondiente en particular la generación de imágenes de sección o de volumen de tejidos biológicos con resolución de micrómetros. Un sistema OCT correspondiente comprende una fuente de luz temporalmente incoherente y espacialmente coherente con una longitud de coherencia l_c , cuya luz es aportada a un conjunto de trayectorias de rayos de muestra y a un conjunto de trayectorias de rayos de referencia. El conjunto de trayectorias de rayos de muestra está orientado al tejido a examinar. La radiación láser, que es retrodispersada hacia el conjunto de trayectorias de rayos de muestra debido a centros de dispersión en el tejido, se superpone al sistema OCT con radiación láser del conjunto de trayectorias de rayos de referencia. Mediante esta superposición se produce una 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 de "OCT en dominio de tiempo" y de "OCT en dominio de Fourier".

La configuración de una tomografía "OCT en dominio de tiempo" se describe por ejemplo en el documento US 5.321.501 con ayuda de la figura 1a en página 5, línea 40 – página 11, línea 10. En un sistema así, la longitud de camino óptico del conjunto de trayectorias de rayos de referencia es variada continuamente a través de un espejo de referencia rápidamente movable. La luz del conjunto de trayectorias de rayos de muestra y del conjunto de trayectorias de rayos de referencia es superpuesta sobre un fotodetector. Cuando las longitudes de camino óptico del conjunto de trayectorias de rayos de muestra y del conjunto de trayectorias de rayos de referencia coinciden, se produce sobre el fotodetector una señal de interferencia.

Una tomografía "OCT en dominio de Fourier" se explica por ejemplo en el documento WO 2006/10544 A1. Para medir la longitud de camino óptico de un conjunto de trayectorias de rayos de muestra, es superpuesta nuevamente luz del conjunto de trayectorias de rayos de muestra a luz de un conjunto de trayectorias de rayos de referencia. A diferencia de una tomografía "OCT en dominio de tiempo", para una medición de la longitud de camino óptico del conjunto de trayectorias de rayos de muestra, la luz del conjunto de trayectorias de rayos de muestra y del conjunto de trayectorias de rayos de referencia no es conducida directamente a un detector, sino que primeramente es descompuesta espectralmente mediante un espectrómetro. La intensidad espectral así generada de la señal superpuesta a partir del conjunto de trayectorias de rayos de muestra y el conjunto de trayectorias de rayos de referencia es captada entonces con un detector. Mediante valoración de la señal del detector puede determinarse nuevamente la longitud de onda óptica del conjunto de trayectorias de rayos de muestra.

El documento EP 1 220 004 B1 da a conocer un microscopio de operación, que permite a una persona observadora mediante visión por un ocular examinar una zona de operación con un conjunto de trayectorias estereoscópicas de rayos de observación. El microscopio de operación contiene una disposición para la introducción especular de datos con una pantalla y un divisor de rayos conformado como cubo divisor. Este divisor de rayos está dispuesto en el cuerpo de base del microscopio de operación en el conjunto de trayectorias paralelas de rayos de observación entre el objetivo principal del microscopio y el ocular. Dicho divisor superpone una imagen de pantalla representada hacia el infinito con un sistema óptico de pantalla al conjunto de trayectorias paralelas de rayos de observación en el microscopio de operación.

Constituye la tarea de la invención poner a disposición un microscopio de operación de estructura compacta con aumento variable, en el que la captación de imágenes en profundidad de una zona de objeto sea posible con un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT, cuyo recorrido corresponde al recorrido del conjunto de trayectorias ópticas de rayos de observación en el microscopio de operación, que produzca una imagen aumentada de la zona de objeto para una persona observadora en visión por ocular, en que la sección transversal del conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT en la zona de objeto se adapte al aumento escogido.

Esta tarea se resuelve mediante un microscopio de operación del tipo citado al principio, en el que el sistema OCT pone a disposición un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT, que conforme a las propiedades caracterizantes es guiado a través del sistema óptico de formación de imágenes del microscopio.

De este modo, se garantiza en particular para una zona irregular del objeto, que el conjunto de trayectorias ópticas de rayos de observación y la radiación de exploración OCT cubran áreas idénticas de la zona del objeto. Mediante la radiación de exploración OCT puede explorarse con ello exactamente la imagen de observación, que se presenta a una persona observadora en visión por binocular con un microscopio de operación correspondiente. En este caso podrían captarse secciones en profundidad de la zona del objeto, que se basan en radiación de exploración OCT.

Como perfeccionamiento de la invención está previsto un elemento de acoplamiento, que acopla el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT al conjunto de trayectorias de rayos de observación, para conducir el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT superpuesto al conjunto de trayectorias de rayos de observación a través del sistema de formación de imágenes del microscopio hacia la zona del objeto. Preferentemente, el elemento de acoplamiento está conformado como espejo divisor, en particular como espejo plano o como cubo divisor. De este modo se hace posible a un observador simultáneo siempre una visión libre hacia la zona del objeto.

Como perfeccionamiento está dispuesto un elemento de desacoplamiento entre el sistema óptico de formación de imágenes del microscopio y el elemento de acoplamiento, para desacoplar información de imagen del conjunto de trayectorias de rayos de observación.

Como perfeccionamiento de la invención, entre el elemento de acoplamiento y el objetivo principal del microscopio está dispuesto un sistema afocal de lentes, que está conformado preferentemente como sistema de zoom. De este modo es posible variar la resolución lateral de la información OCT obtenible con el sistema OCT, de modo ajustado a la imagen de observación, que se presenta a una persona observadora en visión por ocular con el microscopio de operación.

Como perfeccionamiento de la invención, el sistema OCT comprende un primer espejo de escaneo para escanear el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT. Preferentemente está previsto adicionalmente un segundo espejo de escaneo, en que el primer espejo de escaneo puede ser movido en torno a un primer eje de giro y el segundo espejo de escaneo puede ser movido en torno a un segundo eje de giro. Aquí, el primer y el segundo eje de giro están dispuestos con desplazamiento lateral entre sí formando un ángulo recto. De este modo es posible un escaneo de una zona del objeto correspondientemente a un patrón de trama que discurre perpendicularmente.

Como perfeccionamiento de la invención, el sistema OCT comprende una guía de luz, que tiene una parte de salida de luz para el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT, en que están previstos medios para mover la parte de salida de luz de la guía de luz. De este modo puede variarse un plano de exploración OCT en la zona del objeto y es posible ajustar el sistema a longitudes de onda OCT diferentes teniendo en cuenta los componentes ópticos diseñados para luz visible en el conjunto de trayectorias de rayos de observación para observación simultánea.

Como perfeccionamiento de la invención, en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT está previsto un sistema óptico desplazable para el ajuste de una imagen geométrica de un extremo de salida de una guía de luz en un plano de exploración OCT. De este modo, el plano de exploración OCT del microscopio de operación puede ser desplazado con relación al plano de observación de los conjuntos de trayectorias de rayos de observación del sistema y es posible, en caso de ajuste de la escala de formación de imágenes para el sistema óptico de formación de imágenes del microscopio, reajustar la escala de formación de imágenes para la radiación de exploración OCT de tal modo que la escala de formación de imágenes en el conjunto de trayectorias ópticas de rayos de observación corresponda a la escala de formación de imágenes en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT. Preferentemente, las escalas de formación de imágenes en cuestión pueden mantenerse así idénticas.

Como perfeccionamiento de la invención, el elemento óptico desplazable lleva asociada una unidad de accionamiento. De este modo puede variarse por ejemplo el plano de exploración OCT en una cantidad prefijada con relación al plano de observación del microscopio de operación.

Como perfeccionamiento de la invención, el sistema OCT está diseñado para poner a disposición un primer rayo de luz de exploración OCT con una primera longitud de onda y para poner a disposición un segundo rayo de luz de exploración OCT con una segunda longitud de onda diferente a la primera longitud de onda. De este modo, el microscopio de operación puede ser optimizado para examinar estructuras de tejido y órganos corporales diferentes de un paciente.

Como perfeccionamiento de la invención están previstos un primer y un segundo sistema OCT, que ponen a disposición rayos de luz de exploración OCT de diferente longitud de onda. De este modo es posible examinar una zona del objeto sobre la base de diferentes longitudes de onda OCT con resolución máxima. En particular, pueden ser

examinados así tejidos para profundidad de penetración diferente con rayos de luz de exploración OCT. Además es posible así diseñar el microscopio de operación para diferentes aplicaciones.

Como perfeccionamiento de la invención está previsto un acoplamiento del sistema óptico de formación de imágenes del microscopio y de un sistema OCT, para ajustar, en caso de una modificación de la distancia de trabajo del microscopio de operación, una variación correspondiente de la longitud de camino óptico en el sistema OCT. De este modo se garantiza que una zona del objeto representada de forma nítida mediante el sistema de formación de imágenes del microscopio también pueda ser explorada con el sistema OCT.

Como perfeccionamiento de la invención está previsto un acoplamiento del sistema de formación de imágenes del microscopio y del sistema óptico de colimación del sistema OCT, para adaptar entre sí la escala de formación de imágenes en el conjunto de trayectorias ópticas de rayos de observación y la escala de formación de imágenes en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT. De este modo se garantiza que el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT explora la zona de observación visible en los conjuntos de trayectorias ópticas de rayos de observación.

Formas de realización ventajosas de la invención están representadas en las figuras y son descritas a continuación.

Muestran:

- la figura 1 un primer microscopio de operación con un sistema OCT integrado;
- la figura 2 un corte del objetivo principal de microscopio en el microscopio de operación a lo largo de la línea II-II de la figura 1;
- la figura 3 una parte del microscopio de operación con un primer y un segundo sistema OCT;
- la figura 4 una distribución de intensidad del rayo de luz de exploración OCT que sale de la guía de luz de un sistema OCT en el microscopio de operación; y
- la figura 5 una distribución de intensidad del rayo de luz de exploración OCT en el plano de exploración OCT en la zona del objeto del microscopio de operación.

El microscopio de operación 100 de la figura 1 tiene un sistema de objetivo principal de microscopio 101, enfocable mediante un actuador 150, con un eje óptico 102 así como con un plano focal 103 correspondientemente desplazable. El sistema de objetivo principal de microscopio 101 comprende sistemas ópticos parciales 151, 152 y 153. Es atravesado por conjuntos de trayectorias estereoscópicas de rayos de observación de un tubo de binocular 104 y por el conjunto de trayectorias de rayos de iluminación 105 de una disposición de iluminación 106 con un espejo de iluminación 107. Este espejo de iluminación está dispuesto por el lado, apartado del objeto, del sistema de objetivo principal de microscopio 101.

El tubo de binocular 104 lleva asociado un sistema de aumento 108 con zoom. El sistema de objetivo principal de microscopio 101 y el sistema de aumento 108 con zoom forman el sistema óptico de formación de imágenes de microscopio del microscopio de operación 100. La figura 1 muestra un conjunto derecho de trayectorias de rayos de observación 109 del conjunto de trayectorias estereoscópicas de rayos de observación en el microscopio de operación 100.

Entre el tubo de binocular 104 y el sistema de aumento 108 con zoom se encuentra en el conjunto derecho de trayectorias paralelas de rayos de observación 109 un primer cubo divisor 112, que está constituido por prismas rectangulares 110, 111. Un cubo divisor idéntico al primer cubo divisor 112 está dispuesto en una posición correspondiente en el conjunto izquierdo de trayectorias paralelas de rayos de observación. El primer cubo divisor 112 y el segundo cubo divisor tienen una función doble: funcionan como elementos de acoplamiento, que acoplan la señal de una primera pantalla 113 y de una segunda pantalla no mostrada en la figura 1 al conjunto derecho de trayectorias de rayos de observación 109 y al conjunto izquierdo de trayectorias de rayos de observación del microscopio de operación.

A la imagen de la zona de objeto 114 en el tubo de binocular 104 se le superpone con ello la señal de la primera pantalla 113 y de la segunda pantalla. Al mismo tiempo, el primer cubo divisor 112 y el segundo cubo divisor actúan como elementos para acoplar un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 190 puesto a disposición por un primer sistema OCT 120.

El microscopio de operación 100 contiene un primer sistema OCT 120 para la toma de imágenes OCT. El sistema OCT comprende una unidad 121 para generar y analizar un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 190, que sale de una guía de luz 122. El conjunto de trayectorias de rayos de exploración 190 que sale de la guía de luz 122 es conducido hacia un primer espejo de escaneo 124 y hacia un segundo espejo de escaneo 125 de una unidad de escaneo OCT 126. Este conjunto de trayectorias atraviesa después de la unidad de escaneo OCT 126 un sistema óptico de colimación 130 con una lente 131 y una lente 132. El sistema óptico de colimación 130 tiene un accionamiento 133 y agrupa el conjunto de trayectorias de rayos de exploración 190 en un haz de rayos paralelos 140.

Por supuesto también es posible desviar un conjunto de trayectorias paralelas de rayos de exploración OCT con el primer espejo de escaneo 124 y el segundo espejo de escaneo 125 de la unidad de escaneo OCT 126. Para ello es necesario un sistema óptico de colimación apropiado, por ejemplo una lente convergente, que es dispuesta entre la guía de luz 122 y la unidad de escaneo OCT 126. No es necesario entonces un sistema óptico de colimación 130, que se encuentre sobre el lado, apartado de la guía de luz, de la unidad de escaneo OCT 126.

El haz de rayos 140 procedente de la unidad de escaneo OCT 126 es conducido hacia el cubo divisor 112 en el conjunto de trayectorias de rayos de observación 106. El cubo divisor 112 es esencialmente transparente para el intervalo espectral visible para el ser humano de la luz de observación en este conjunto de trayectorias de rayos de observación. Este cubo refleja sin embargo el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT y superpone éste al conjunto de trayectorias de rayos de observación 106. Hay que hacer notar que el cubo divisor 112 podría ser realizado también como elemento de espejo con placa plana.

La luz del conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 190 es agrupada en haz en un plano de exploración OCT 195 a través del objetivo principal de microscopio 101. El plano de exploración OCT 195 es el plano de la imagen geométrica del extremo de salida de la guía de luz 122 en la zona del objeto, cuya imagen es fijada por los elementos ópticos en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT con la unidad de escaneo OCT 126, la lente convergente 130, el cubo divisor 112 y el objetivo principal de microscopio 101. Es decir, la imagen geométrica correspondiente del extremo de salida de la guía de luz está situada en el plano de exploración OCT 195.

La luz retrodispersada hacia el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT llega a través del objetivo principal de microscopio 101, el sistema de aumento 108 con zoom y el cubo divisor 112 de vuelta a la unidad 121. Ahí se hace interferir la luz de exploración OCT, retrodispersada desde la zona de objeto 114, con radiación OCT de un conjunto de trayectorias de rayos de referencia. La señal de interferencia es captada mediante un detector y es valorada mediante una unidad de computación, que determina a partir de esta señal una diferencia de longitud de camino óptico entre los centros de dispersión para luz OCT en la zona de objeto 114 y la longitud de camino de la luz en la rama de referencia.

En caso de una variación de la distancia de trabajo 180 del microscopio de operación 100 mediante desplazamiento del sistema de objetivo principal de microscopio 101 también es modificada la longitud de camino óptico de los conjuntos de trayectorias de rayos de exploración de los sistemas OCT en cuestión en el microscopio de operación. El actuador 150 del sistema de objetivo principal de microscopio 101 enfocable está conectado eléctricamente por ello a los sistemas OCT en el microscopio de operación a través de una línea de señales. Esto provoca un acoplamiento de los sistemas OCT con el sistema de objetivo principal de microscopio para adaptar correspondientemente si es necesario, en caso de una variación de la distancia de trabajo 180 del microscopio de operación respecto a la zona de objeto 114, la longitud de camino óptico de los conjuntos de trayectorias de rayos de referencia en los sistemas OCT.

Para poder aportar a una unidad de documentación 140 información de imagen de la zona de objeto 114, entre el sistema de aumento 108 con zoom y el cubo divisor 112 se encuentra un elemento de desacoplamiento 141.

La figura 2 es un corte a través de la línea II-II de la figura 1. Esta figura explica la evolución de los conjuntos de trayectorias estereoscópicas de rayos de observación en el microscopio de operación 100 de la figura 1. El eje óptico 102 del objetivo principal de microscopio 101 está situado en su centro. El conjunto derecho de trayectorias de rayos de observación 109 y el conjunto izquierdo de trayectorias de rayos de observación 110 atraviesan el objetivo principal de microscopio 101 con el conjunto de trayectorias de rayos de iluminación 105 desviado por el espejo de iluminación 107 en zonas de sección 201, 202 y 203 separadas entre sí.

La figura 3 muestra el primer sistema OCT 120 y el segundo sistema OCT 320 en el microscopio de operación 100 de la figura 1. Al igual que el primer sistema OCT 120, el segundo sistema OCT 320 comprende una unidad 321 para generar y analizar un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT. El intervalo de longitudes de onda de los conjuntos de trayectorias de rayos de exploración OCT de ambos sistemas OCT 120, 320 es sin embargo diferente: el primer sistema OCT se basa en radiación de exploración OCT de longitud de onda $\lambda_1 = 1310 \text{ nm}$. El segundo sistema OCT 320 trabaja con radiación de exploración OCT de longitud de onda $\lambda_2 = 800 \text{ nm}$. Por supuesto, los sistemas OCT podrían estar diseñados también para otras longitudes de onda de trabajo. Las longitudes de onda de trabajo pueden tomarse en particular en el intervalo $600 \text{ nm} < \lambda < 1500 \text{ nm}$ y son ventajosas según sea la aplicación.

El conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 190 del primer sistema OCT 120 es acoplado a través de la lente convergente 130 en el primer cubo divisor al conjunto derecho de trayectorias de rayos de observación del microscopio de operación 100. El conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 390 del segundo sistema OCT 320 es superpuesto a través de una segunda lente convergente en el segundo cubo divisor en el conjunto izquierdo de trayectorias de rayos de observación del microscopio de operación 100.

Como el sistema OCT 120, el sistema OCT 320 contiene para ello una unidad de escaneo OCT 326 con espejos de escaneo 324, 325 y con una lente convergente 330, que agrupa el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 390 en un haz de rayos paralelos.

El primer espejo de escaneo 124, 324 y el segundo espejo de escaneo 125, 325 de los sistemas OCT 120, 320 están dispuestos de forma giratoria en torno a dos ejes 305, 306, 307 y 308, que discurren perpendicularmente

entre sí, mediante actuadores 301, 302, 303, 304. Esto hace posible escanear los conjuntos de trayectorias de rayos de exploración OCT 190, 390 independientemente entre sí sobre un plano.

Para hacer posible a un operador el ajuste de los planos de exploración OCT con relación al plano de objeto de los conjuntos de trayectorias ópticas de rayos de observación en el microscopio de operación 100 de la figura 1, está prevista una capacidad de desplazamiento de las lentes convergentes 131, 331 y del extremo de salida 133, 333 de las guías de luz 127, 327. Para ello, las lentes convergentes 131, 331 y las guías de luz 127, 327 llevan asociadas unidades de accionamiento 371, 372, 373 y 374. Mediante estas unidades de accionamiento, las lentes convergentes 131, 331 y las guías de luz 127, 327 pueden ser desplazadas correspondientemente a las flechas dobles 374, 375, 376 y 377. En particular, a través de ello no sólo puede variarse la posición de los planos de exploración OCT, sino que se puede ajustar a un valor deseado también un aumento o respectivamente una reducción del extremo de salida de las guías de luz 127, 327.

La figura 4 muestra la parte frontal 402 de la guía de luz 127 de la figura 1. La guía de luz 127 actúa para luz de longitud de onda $\lambda_1 = 1310 \text{ nm}$ como fibra monomodo. El diámetro d del núcleo de fibra de la guía de luz 127 cumple la relación

$$\frac{d}{2} < 2.4 \frac{\lambda_1}{2\pi NA},$$

en que NA es la apertura numérica de la superficie frontal de la guía de luz. Preferentemente, el diámetro d del núcleo de fibra de la guía de luz 127 tiene por ello un valor en el intervalo $5 \mu\text{m} < d < 10 \mu\text{m}$. En este intervalo de parámetros, la guía de luz 127 conduce la luz con modos de onda gaussianos. El rayo de luz de exploración OCT 401 sale de la guía de luz 127 con un perfil de radiación aproximadamente gaussiano, que está caracterizado por un parámetro de cintura (anchura mínima) W_1 y un parámetro de apertura θ_1 , cumpliéndose que:

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

Para un diámetro de núcleo de fibra $d_1=10 \mu\text{m}$, una longitud de onda $\lambda_1 = 1310 \text{ nm}$, resulta con ello como medida para la divergencia de rayos un ángulo de apertura de $\theta_0 \approx 0,0827 \text{ rad}$.

La superficie frontal 402 de la guía de luz 122 es representada sobre la zona de objeto 108 hacia el plano de exploración OCT 195 a través de los espejos de escaneo 124 y 125 en el microscopio de operación 100 de la figura 1, la lente convergente 130, el espejo divisor 150, el espejo de desvío 107 y el sistema de objetivo principal de microscopio 101.

La figura 5 muestra la evolución de la distribución de intensidad del rayo de luz de exploración OCT 401 perpendicularmente al plano de exploración OCT 501. En el plano de exploración OCT 501, la distribución de intensidad de la radiación de exploración OCT tiene la menor anchura. Fuera del plano de exploración OCT aumenta el diámetro del conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT. Como el rayo de luz de exploración OCT 401 sale de la guía de luz 122 de la figura 4 con un perfil de radiación aproximadamente gaussiano, la lente convergente 130 y el sistema de objetivo principal de microscopio 101 producen para el rayo de luz de exploración OCT en la zona del plano de exploración OCT 160 un denominado haz gaussiano 500 del rayo de luz de exploración OCT 401. Este haz gaussiano 500 está caracterizado por el parámetro confocal z como medida para la extensión longitudinal de la cintura del haz gaussiano, así como por el parámetro de cintura W como medida para el diámetro de la menor anchura 502 del rayo de luz de exploración OCT 401, es decir para el diámetro de su cintura, cumpliéndose que:

$$z = 2 \frac{W^2 \pi}{\lambda_1},$$

en que λ_1 es la longitud de onda del rayo de luz de exploración OCT. Entre el parámetro de cintura W del haz gaussiano 500 y el parámetro de cintura W_1 del rayo de luz de exploración 401, mostrado en la figura 4, que sale de la guía de luz 122 se cumple la siguiente relación:

$$W = \beta W_1,$$

en que β es el parámetro de aumento o respectivamente reducción de la imagen geométrica anteriormente citada del extremo de salida de la guía de luz 122 de la figura 1 en el plano de exploración OCT. β está ligado a la distancia focal f_1 del sistema óptico de colimación 130 de la figura 1 y a la distancia focal f_2 del sistema óptico de formación de imágenes del microscopio con sistema de objetivo principal de microscopio 101 y sistema de aumento 108 a través de la siguiente relación:

$$\frac{f_2}{f_1} = \beta$$

El sistema óptico de colimación desplazable de los sistemas OCT hace posible adaptar el parámetro de formación de imágenes β para los correspondientes conjuntos de rayos OCT a una variación de la escala de formación de imágenes del sistema de formación de imágenes del microscopio. Preferentemente, para la adaptación a ello se escogen iguales las escalas de formación de imágenes en cuestión.

5 Para un patrón de escaneo determinado del conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT, esto provoca que este patrón se adapte entonces automáticamente a la imagen observada, que se presenta a una persona observadora en visión por ocular en el microscopio de operación 100 de la figura 1.

10 El tamaño de estructuras que pueden ser resueltas con el rayo de luz de exploración OCT 401, está determinado por su diámetro en el plano de exploración OCT 160, es decir por el parámetro de cintura W . Si una aplicación requiere por ejemplo una resolución lateral del sistema OCT en el microscopio de operación de aproximadamente $40 \mu\text{m}$, según el teorema de Nyquist la sección transversal del rayo de luz de exploración OCT 401 sobre la superficie debe tener un valor de aproximadamente $20 \mu\text{m}$. Para una longitud de onda λ dada para el rayo de luz de exploración OCT 123 de la figura 1, deben escogerse por ello apropiadamente para una resolución deseada del sistema OCT 120 el aumento de la formación óptica de imágenes en el conjunto de trayectorias de rayos OCT y el diámetro del núcleo de fibra en la guía de luz 122.

15 El parámetro confocal z como medida para la extensión longitudinal de la cintura del haz gaussiano determina el intervalo de profundidad axial, en el que puede detectarse luz retrodispersada en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 123 de la figura 1: cuanto menor sea el parámetro confocal z , tanto mayor es la pérdida del sistema OCT en resolución lateral en caso de alejamiento respecto al plano de exploración OCT 160 de un objeto explorado con radiación de exploración OCT, ya que el lugar de puntos de dispersión sólo puede localizarse dentro del "embudo" definido por el parámetro de cintura W y el parámetro confocal z .

20 Después de que la resolución axial de un sistema OCT por un lado está limitada por la longitud de coherencia l_c de la luz de la fuente de luz empleada en el sistema OCT, y por otro lado la resolución lateral del sistema OCT disminuye, cuando su recorrido en profundidad supera al parámetro confocal, es ventajoso el ajuste del parámetro confocal z al recorrido en profundidad del sistema OCT.

25 Para una determinada longitud de onda λ del rayo de luz de exploración OCT 401, resulta entonces la resolución lateral posible del sistema OCT de la figura 1, ya que la longitud de onda λ y el parámetro de Rayleigh z fijan el parámetro de cintura W . Las unidades del sistema óptico en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT 123 de la figura 1 y las dimensiones del núcleo de fibra de la guía de luz 122 deben ser escogidas entonces de tal modo que resulte el parámetro de cintura en cuestión. Lo correspondiente es válido para las unidades del sistema óptico en el conjunto de trayectorias de exploración OCT del segundo sistema OCT 320 en el microscopio de operación.

30 El microscopio de operación 100 de la figura 1 está diseñado de tal modo que el plano focal 103 del objetivo principal de microscopio 101 para el intervalo espectral visible coincide con los planos de exploración OCT 195 de los sistemas OCT en el microscopio de operación. Entonces, la cintura 502 mostrada en la figura 5 del rayo de luz de exploración OCT en cuestión está situada en el plano focal del microscopio de operación.

35 Alternativamente a este diseño del microscopio de operación puede estar previsto también un desplazamiento entre el plano de exploración OCT y el plano focal del microscopio de operación. Preferentemente, este desplazamiento no es mayor que el parámetro confocal del rayo de luz de exploración OCT en la zona del plano de exploración OCT. Esto hace posible visualizar mediante tomografía OCT por ejemplo una zona del objeto situada inmediatamente debajo del plano focal del microscopio de operación. Puede ser sin embargo también razonable prever para determinadas aplicaciones un desplazamiento definido, que supere al parámetro confocal, por ejemplo para poder examinar con el microscopio de operación el lado delantero de la córnea de un ojo del paciente y simultáneamente mediante el sistema OCT el lado trasero de la córnea del paciente o su cristalino.

40 Mediante el recurso de que el plano de exploración OCT está separado en una distancia adicional igual al parámetro confocal z respecto al sistema de objetivo principal de microscopio 101 de la figura 1, puede maximizarse el recorrido en profundidad para el sistema OCT en la zona del objeto.

REIVINDICACIONES

1. Microscopio de operación (100)

- con un sistema óptico de formación de imágenes de microscopio (101, 108), que comprende un sistema de objetivo principal de microscopio (101) así como un sistema de aumento (108) con aumento variable;
- con un conjunto de trayectorias de rayos de observación (109) para examinar una zona de objeto, cuyo conjunto de trayectorias atraviesa el sistema óptico de formación de imágenes de microscopio (101, 103);

5 en que

- el sistema óptico de formación de imágenes (101, 108) convierte un conjunto de trayectorias convergentes de rayos de observación (109) procedente de la zona de objeto (114) en un conjunto de trayectorias paralelas de rayos; y
- con un sistema OCT (120, 130) para examinar la zona de objeto (114),

10 caracterizado porque

- el sistema OCT (120, 320) pone a disposición un conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190, 390), que es conducido a través del sistema de objetivo principal de microscopio y del sistema de aumento del sistema óptico de formación de imágenes de microscopio (101, 108).

15 2. Microscopio de operación según la reivindicación 1, caracterizado porque está previsto un elemento de acoplamiento (112), que acopla el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190, 390) al conjunto de trayectorias de rayos de observación (109, 110), para conducir este conjunto de trayectorias superpuesto al conjunto de trayectorias de rayos de observación (109) a través del sistema óptico de formación de imágenes de microscopio hacia la zona de objeto (114).

20 3. Microscopio de operación según la reivindicación 2, caracterizado porque está prevista una pantalla (113) y el elemento de acoplamiento (112) para el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190, 390) actúa como elemento de acoplamiento para la información de pantalla, para superponer al conjunto de trayectorias de rayos de observación (109) información de pantalla.

25 4. Microscopio de operación según la reivindicación 2 ó 3, caracterizado porque el elemento de acoplamiento (112) está conformado como espejo divisor, en particular como espejo plano o cubo divisor.

30 5. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 2 hasta 4, caracterizado porque entre el sistema óptico de formación de imágenes de microscopio (101, 108) y el elemento de acoplamiento (112) está dispuesto un elemento de desacoplamiento (141), para desacoplar del conjunto de trayectorias de rayos de observación (109) información de imagen.

35 6. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 5, caracterizado porque el sistema de aumento del sistema óptico de formación de imágenes de microscopio está conformado como sistema afocal de lentes (108).

7. Microscopio de operación según la reivindicación 6, caracterizado porque el sistema afocal de lentes está conformado como sistema de zoom (108).

8. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 7, caracterizado porque el sistema OCT (120) comprende, para el escaneo del conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190), un primer espejo de escaneo (124), que puede ser movido en torno a un primer eje de giro (306).

40 9. Microscopio de operación según la reivindicación 8, caracterizado porque está previsto un segundo espejo de escaneo (125), que puede ser movido en torno a un segundo eje de giro (306), y en que el primer eje de giro (306) y el segundo eje de giro (305) están situados de forma lateralmente desplazada formando un ángulo recto entre sí.

45 10. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 9, caracterizado porque el sistema OCT comprende una guía de luz (127, 327), que tiene una parte de salida de luz (402) para el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190, 390), en que están previstos medios (371, 372) para mover la parte de salida de luz (402) de la guía de luz (127, 327).

11. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 10, caracterizado porque el sistema OCT comprende un sistema óptico de colimación (130), que aporta al elemento de acoplamiento (112) un conjunto de trayectorias paralelas de rayos de exploración (109).

50 12. Microscopio de operación según la reivindicación 11, caracterizado porque está previsto un acoplamiento del sistema óptico de formación de imágenes de microscopio (101, 108) y del sistema óptico de colimación (130) del

sistema OCT (120), para adaptar entre sí las escalas de formación de imágenes en el conjunto de trayectorias de rayos de observación (109) y en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190).

5 13. Microscopio de operación según la reivindicación 10, caracterizado porque en el conjunto de trayectorias de rayos de exploración OCT (190) está previsto un sistema óptico desplazable (130, 131, 331) para el ajuste de una imagen geométrica del extremo de salida (402) de la guía de luz (127, 327) en un plano de exploración OCT (195).

14. Microscopio de operación según la reivindicación 13, caracterizado porque el sistema óptico desplazable (130, 131, 331) lleva asociada una unidad de accionamiento (373, 374).

10 15. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 14, caracterizado porque el sistema OCT está diseñado para poner a disposición un primer rayo de luz de exploración OCT con una primera longitud de onda y para poner a disposición un segundo rayo de luz de exploración OCT con una segunda longitud de onda diferente a la primera longitud de onda.

16. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 15, caracterizado porque están previstos un primer sistema OCT (120) y un segundo sistema OCT (320), que ponen a disposición rayos de luz de exploración OCT (190, 390) de diferente longitud de onda.

15 17. Microscopio de operación según una de las reivindicaciones 1 hasta 16, caracterizado porque está previsto un acoplamiento del sistema óptico de formación de imágenes de microscopio (101, 108) y del sistema OCT (120, 320), para ajustar, en caso de una modificación de la distancia de trabajo (180) del microscopio de operación (100), una correspondiente variación de la longitud de camino óptico del conjunto de trayectorias de rayos de referencia en el sistema OCT (120, 320).

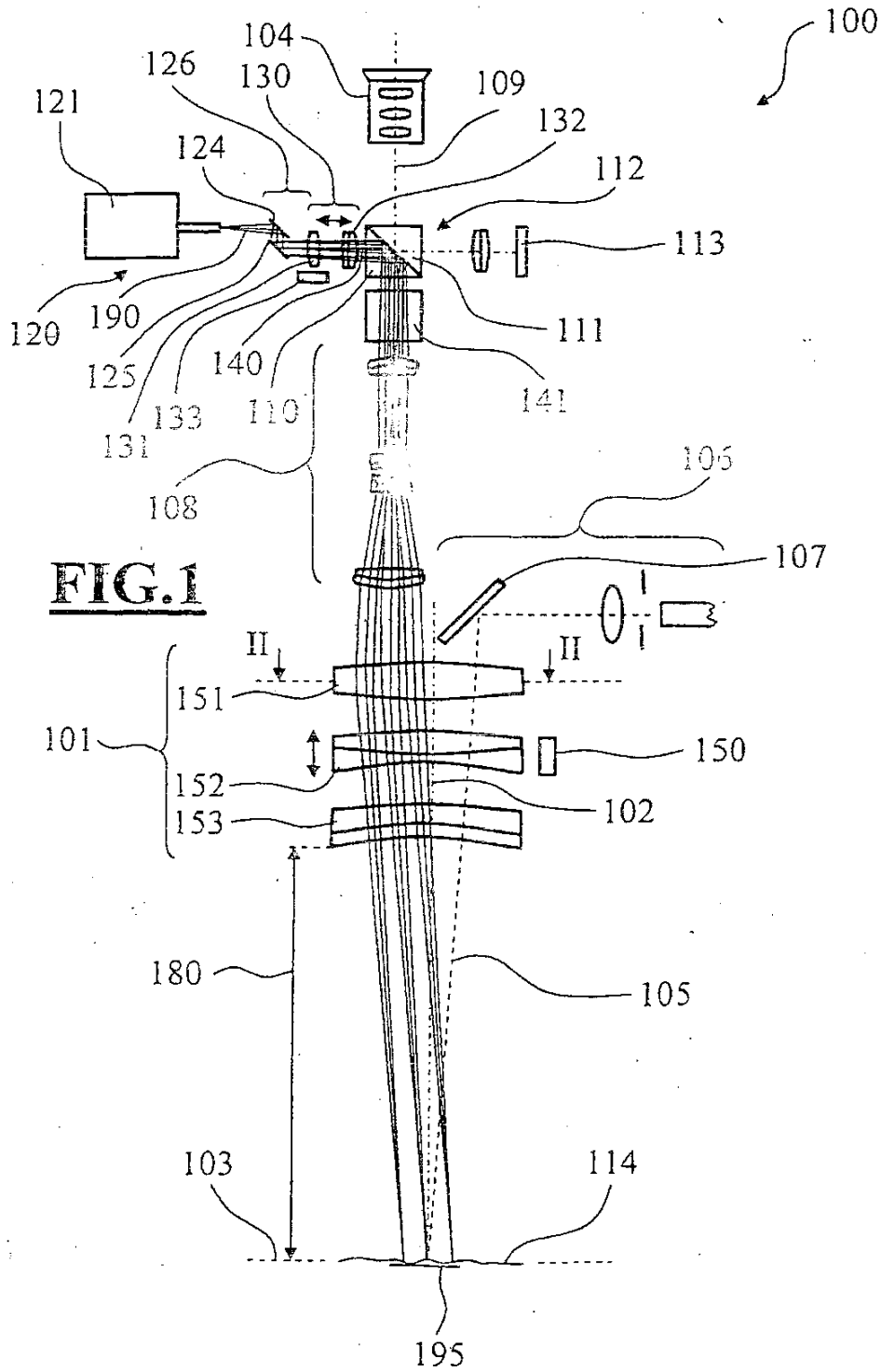


FIG.2

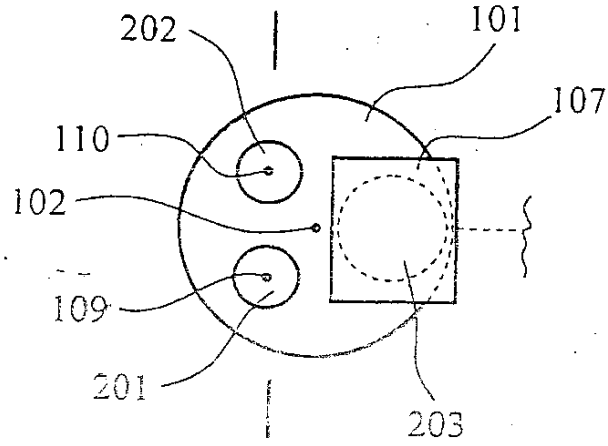


FIG.3

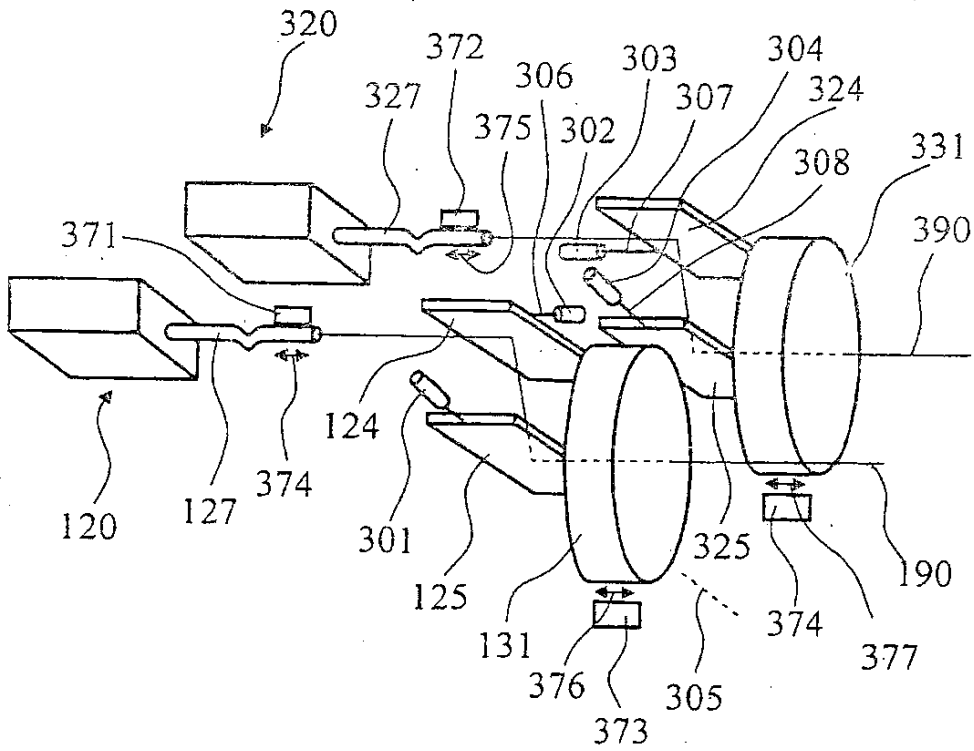


FIG.4

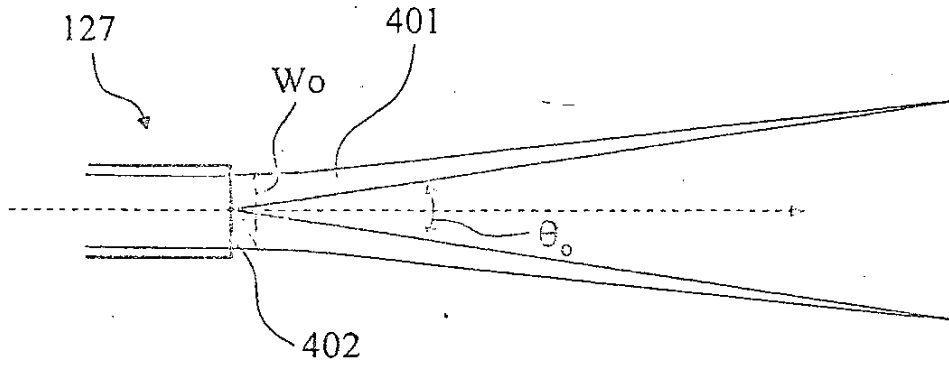


FIG.5

