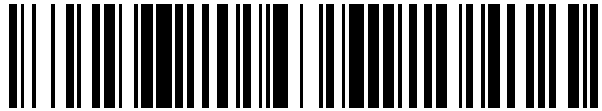


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 592 678**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/18 (2006.01)

G01B 11/00 (2006.01)

G01N 21/47 (2006.01)

G01N 21/41 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.02.2011 PCT/EP2011/000711**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.08.2012 WO12110051**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.02.2011 E 11703622 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.07.2016 EP 2675338**

54 Título: **Sistema y procedimiento para medir las dimensiones internas de un objeto mediante tomografía de coherencia óptica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
01.12.2016

73 Titular/es:
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:
**VOGLER, KLAUS;
WUELLNER, CHRISTIAN;
GORSCHBOTH, CLAUDIA y
DONITZKY, CHRISTOF**

74 Agente/Representante:
CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 592 678 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

Sistema y procedimiento para medir las dimensiones internas de un objeto mediante tomografía de coherencia óptica.

5 La presente invención se refiere a un sistema y un procedimiento para medir de manera óptica las dimensiones internas de un objeto por medio de tomografía de coherencia óptica, en el que dicho objeto comprende unas interfaces internas en las que el índice de refracción (óptica) cambia, de modo que una parte de luz incidente se
10 retrorefleja y/o retrodispersa y puede detectarse. El objeto puede ser generalmente cualquier objeto de muestra que es al menos parcialmente transparente en al menos un volumen parcial interno para longitudes de onda en un intervalo de longitud de onda de funcionamiento utilizada por un dispositivo de tomografía de coherencia óptica (OCT) para medir dimensiones internas en dicho volumen. El objeto puede comprender estructuras internas y externas relativamente complejas asociadas con cambios en el índice de refracción, y puede ser por ejemplo un objeto realizado en plásticos transparentes que presentan estructuras internas complejas
15 realizados a partir de modificaciones de los plásticos asociados con índices de refracción diferentes, o muestras de tejido biológico, tal como un ojo, en particular un ojo humano.

Se conocen aplicaciones de tomografía de coherencia óptica (OCT) para la caracterización de características geométricas y ópticas especialmente de ojos humanos, por ejemplo en el diagnóstico del ojo, cuando se miden las características geométricas y ópticas de diferentes secciones del ojo y de la totalidad del ojo que son relevantes para obtener un modelo del ojo individual de un paciente como base para desarrollar un plan de tratamiento óptimo para el ojo del paciente para cirugía refractiva incluyendo por ejemplo correcciones de refracción basadas en láser. Hoy en día, deben emplearse diferentes dispositivos de diagnóstico basados en diferentes principios de medición para obtener un diagnóstico preciso de las características geométricas y ópticas de diferentes secciones del ojo,
20 incluyendo por ejemplo el segmento corneal y anterior (CAS) del ojo, y de la totalidad del ojo incluyendo la longitud del ojo y la estructura geométrica de partes traseras del ojo incluyendo la retina. La precisión requerida, es decir una resolución axial Δz y una resolución lateral Δx , es diferente para las secciones del ojo mencionadas anteriormente. Por ejemplo, la resolución axial obtenida con dispositivos convencionales para caracterizar la topografía y grosor del CAS está entre aproximadamente 5 y 10 μm , mientras que una precisión o respectivamente exactitud en la medición o resolución de menos de 3 μm , preferentemente menos de 1 μm , sería deseable para una planificación óptima y un cálculo *a priori* de un tratamiento de corrección refractiva. Por otro lado, la longitud, especialmente la longitud axial, del ojo y posiciones de interfaces de índice de refracción principales distribuidas a lo largo de la longitud requiere solo una exactitud o respectivamente resolución Δz de aproximadamente 50 μm o mejor. Convencionalmente, las planificaciones de tratamiento en cirugía refractiva (óptica) de un ojo se basan en mediciones individuales con diferentes dispositivos de diagnóstico, que pueden utilizar diferentes principios de evaluación y medición. Esto conlleva problemas cuando se integran los datos de medición obtenidos a partir de los diferentes dispositivos en un único modelo de un ojo individual e intentar establecer una planificación de tratamiento único integrado, por ejemplo cirugía refractiva. También, la utilización de diferentes dispositivos de diagnóstico consume tiempo porque los dispositivos se utilizan secuencialmente y pueden requerir ajustes específicos de dispositivo entre el dispositivo y el
30 ojo que va a caracterizarse.

Como ejemplo, las planificaciones de tratamiento convencionales en cirugía refractiva del ojo pueden utilizar diferentes dispositivos de diagnóstico fabricados por el solicitante, que incluyen el denominado Allegro Topolyzer (marca comercial) que se utiliza para obtener topografías de córnea, especialmente de la superficie frontal de la córnea y registro de superficies de cámara posterior (PCS), iris, pupila, limbo y ápex; el Allegro Oculyzer (marca comercial) para obtener la topografía de superficies traseras y frontales de la córnea, el grosor de la córnea así como algunos datos geométricos de la cámara anterior del ojo (por ejemplo profundidad de cámara anterior); Allegro Analyzer (marca comercial) para obtener datos de frente de onda fundamentales y perturbaciones de la totalidad del ojo que resultan de aberraciones individuales de por ejemplo la córnea, cristalino y cuerpo vítreo así como para obtener un registro del iris, pupila, limbo y vasos sanguíneos; el Allegro Biograph para determinar el grosor de la córnea, la longitud axial de la totalidad del ojo y la longitud o respectivamente grosores de secciones y elementos adicionales del ojo incluyendo por ejemplo la cámara anterior y el cristalino así como un registro de la pupila, ápex, iris, limbo y vasos sanguíneos; y el Paquímetro para mediciones locales, es decir punto a punto del grosor en el centro de la córnea y determinar la profundidad de grosor de casquete y cortes por ejemplo en queratomileusis *in situ* asistida con láser (LASIK). Otros fabricantes producen dispositivos comparables con propiedades y limitaciones correspondientes y utilizados en diagnósticos de, y planificación de tratamiento (corrección refractiva) para, el ojo humano del estado de la técnica.

Los dispositivos de diagnóstico convencionales que intentan medir de manera precisa la sección frontal del ojo, incluyendo la córnea, cámara anterior, iris, cámara posterior y la superficie frontal del cristalino (ver la figura 8) con la exactitud o respectivamente resolución requerida no pueden medir también por ejemplo la longitud total del ojo y la topografía o respectivamente la geometría de la superficie trasera del cristalino, mientras que se requieren los últimos datos para calcular la refracción total del ojo. Convencionalmente, los datos requeridos para calcular la refracción total del ojo se determinan iterativamente mediante un cálculo basándose en el modelo general del ojo, por lo que se comparan datos calculados con características medidas de frentes de onda que se han propagado en y a través de todo el ojo.

Un ejemplo de un dispositivo de OCT de formación de imágenes *in vivo* de alta calidad para formación de imágenes de segmento anterior se da a conocer en el artículo "Anterior segment imaging with Spectral OCT system using a high-speed CMOS camera" por I. Grulkowski *et al.*, publicado el 12 de marzo de 2009 en OPTICS EXPRESS 4842, Vol. 17, n.º 6. Otro ejemplo se da a conocer en el artículo "Extended *in vivo* anterior eye-segment imaging with full-range complex spectral domain optical coherence tomography" por J. Jungwirth *et al.*, publicado en el Journal of Biomedical Optics Letters, Vol. 14(5), septiembre/octubre de 2009. Un ejemplo adicional de una medición del segmento anterior es un dispositivo CASIA SS-1000 fabricado por la empresa TOMEY y descrito en las especificaciones del sistema presentadas con el mismo.

Un primer ejemplo del estado de la técnica para medir la longitud axial total de un ojo, como se utiliza para generar un modelo de tomograma en 3D, se da a conocer en el artículo "Three-dimensional ophthalmic optical coherence tomography with a refraction correction algorithm", por R.J. Zawadzki *et al.*, publicado en SPIE proceedings, Vol. 5140 y en el artículo "Iterative Berechnung von Ablationsprofilen in der Refraktiven Chirurgie" por Dr. H.P. Iseli *et al.*, publicado en Augenspiegel, Vol. 20, 08-07-2008.

Mientras que el debate del estado de la técnica de mediciones ópticas de dimensiones internas de un objeto de muestra que comprende interfaces internas en las que el índice de refracción cambia se centra en aplicaciones particulares con respecto al diagnóstico del ojo, también se encuentran restricciones y limitaciones similares en investigaciones ópticas de otros tipos de objetos tal como se mencionó anteriormente.

A partir de los problemas mencionados anteriormente del estado de la técnica relacionados con la utilización de diferentes dispositivos para obtener las diferentes características en diferentes volúmenes parciales internos de un objeto, tal como el ojo, es un objetivo general de la presente invención ahorrar tiempo de diagnóstico y costes asociados con la utilización de diversos dispositivos de diagnóstico, y una finalidad técnica particular es conseguir una exactitud adecuada de la medición (resolución) para las diferentes secciones del ojo para permitir un tratamiento individual preciso (personalizado) para la corrección visual del ojo de un paciente.

El objetivo se consigue, según la invención, en general proporcionando un único sistema que permite medir y obtener los diferentes datos en prácticamente una única operación de medición, por ejemplo una única investigación de diagnóstico. Dicho de otra manera, el paciente experimenta (soporta) solo una actividad de medición incluso si se mide más de un parámetro. La invención implica la integración de diferentes dispositivos de tomografía de coherencia óptica (OCT) dedicados a diferentes tareas de medición, para la medición de diferentes volúmenes parciales internos del objeto que va a investigarse con una resolución apropiada (axial y lateral) o respectivamente exactitud diferentes.

Según un primer aspecto de la presente invención, tal como se reivindica, se proporciona un sistema para medir de manera óptica dimensiones internas de un objeto que comprende interfaces internas en las que el índice de refracción cambia de modo que una parte de luz incidente se retrorefleja y/o retrodispersa y puede detectarse, por medio de tomografía de coherencia óptica (OCT), comprendiendo el sistema al menos un primer dispositivo de OCT adaptado para medir dimensiones internas en un primer volumen parcial del objeto.

Según la invención, el sistema se caracteriza por una combinación con al menos un segundo dispositivo de OCT adaptado para medir dimensiones internas en un segundo volumen parcial del mismo objeto, en el que dicho segundo volumen parcial es al menos parcialmente diferente del primer volumen parcial.

El documento WO2010134564 A1 da a conocer un sistema según el preámbulo de la reivindicación 1.

La combinación de un primer y un segundo dispositivo de OCT en un único sistema permite medir dimensiones internas en diferentes volúmenes internos del objeto de muestra con una exactitud diferente apropiada o respectivamente requerida utilizando un único sistema, en un tiempo menor comparado con utilizar dos dispositivos de OCT separados cada uno en una única operación de medición.

El primer volumen parcial puede ubicarse cerca de o en un lado frontal del objeto de muestra. El lado frontal puede estar orientado esencialmente hacia el sistema. Y el segundo volumen parcial puede estar ubicado cerca de o en un lado trasero del objeto o puede extenderse esencialmente desde el lado frontal hasta el lado trasero del objeto. El objeto puede ser por ejemplo un ojo, particularmente un ojo humano. La medición de las dimensiones internas en diferentes volúmenes parciales del objeto, especialmente el ojo, con un único sistema integrado ahorra tiempo y esfuerzo de medición, y en el caso de investigar un ojo reduce el sufrimiento experimentado por un paciente.

El primer dispositivo de OCT puede comprender un primer brazo de referencia y un primer brazo de muestra y el segundo dispositivo de OCT puede comprender un segundo brazo de referencia y un segundo brazo de muestra, en el que al menos una sección del primer brazo de muestra y una sección del segundo brazo de muestra se dirigen hacia dicho mismo objeto. Preferentemente, dicha sección del segundo brazo de muestra está al menos parcialmente superpuesta de manera espacial con dicha sección del primer brazo de muestra. Más preferentemente, dicha sección del segundo brazo de muestra y dicha sección del primer brazo de muestra se dirigen a través de un

sistema de lente común. Dirigir los brazos de muestra primero y segundo hacia el mismo objeto, en el que ambos brazos de muestra están superpuestos preferentemente de manera espacial y finalmente dirigidos a través de un sistema de lente común, permite medir diferentes características de un objeto que implica solo un único ajuste mecánico del objeto con respecto al sistema reivindicado.

5 El primer dispositivo de OCT puede estar adaptado para medir el primer volumen parcial ubicado cerca de o en un lado frontal del objeto, tal como la sección corneal y anterior (CAS) de un ojo. El segundo dispositivo de OCT puede estar adaptado para medir una longitud, según se mide por ejemplo a lo largo de una dirección de profundidad, o respectivamente el segundo volumen parcial del objeto, por ejemplo la longitud total desde la superficie anterior de la córnea hasta la retina de un ojo. Combinar los dispositivos OCT primero y segundo con sus objetivos de medición diferentes (diferentes volúmenes parciales que han de medirse) permite reducir el coste, tiempo y esfuerzo de medición comparado con ajustar y utilizar dispositivos de medición diferentes secuencialmente para medir el objeto. Además, el dispositivo de OCT de diagnóstico combinado proporciona un conjunto de datos completo necesario para calcular las propiedades de formación de imágenes de la totalidad del ojo con una exactitud adecuada en un procedimiento ("en una toma").

10 Los dispositivos OCT primero y segundo pueden estar adaptados, respectivamente, para emitir un haz primero y segundo cada uno enfocado con una longitud focal primera y segunda predeterminada, respectivamente, en los que la primera longitud focal puede ser más corta que la segunda longitud focal. Esto permite medir diferentes volúmenes internos objetivo ubicados a diferente profundidad con respecto a una superficie frontal del objeto.

15 El primer dispositivo de OCT puede estar adaptado para emitir un primer haz de primera radiación que presenta longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda definido por una primera longitud de onda de funcionamiento y un primer ancho de banda, definiendo así una primera resolución axial. El segundo OCT puede estar adaptado para emitir un segundo haz de segunda radiación que presenta longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda definido por una segunda longitud de onda de funcionamiento y un segundo ancho de banda, definiendo así una segunda resolución axial. Entonces, la primera resolución axial puede ser mayor que la segunda resolución axial. Preferentemente, la primera resolución axial puede ser menor que 5 μm y la segunda resolución axial puede ser mayor que 15 μm . Más preferentemente, el primer ancho de banda puede ser mayor que aproximadamente 100 nm y el segundo ancho de banda puede ser menor que aproximadamente 20 nm. Todavía más preferentemente, la primera longitud de onda de funcionamiento puede estar en un intervalo de aproximadamente 700 a aproximadamente 1350 nm, preferentemente de aproximadamente 700 a aproximadamente 900 nm, más preferentemente de aproximadamente 750 a aproximadamente 850 nm, y en particular aproximadamente 820 nm; el primer ancho de banda puede estar en el intervalo entre aproximadamente 100 nm y aproximadamente 200 nm. La segunda longitud de onda de funcionamiento puede estar en un intervalo de aproximadamente 600 nm a aproximadamente 1000 nm, preferentemente de aproximadamente 620 a aproximadamente 750 nm, alternativamente de aproximadamente 800 a aproximadamente 1000 nm, en particular aproximadamente 700 nm; el segundo ancho de banda puede estar en el intervalo entre aproximadamente 5 nm y 10 nm. Proporcionar diferentes resoluciones axiales en la medición de diferentes dimensiones internas y volúmenes parciales del objeto permite ahorrar tiempo de medición y reduce volúmenes de datos y requisitos de almacenamiento de volumen de datos, cuando se requiere una alta resolución menor sobre dimensiones más pequeñas, mientras que una resolución menor sobre dimensiones más grandes es suficiente, dando como resultado menos datos que van a procesarse comparado con un sistema que mide en ambos volúmenes con la misma alta resolución.

20 El primer dispositivo de OCT puede estar adaptado para emitir un primer haz de radiación enfocada que presenta longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda definido por una primera longitud de onda de funcionamiento y una primera apertura numérica, definiendo así una primera resolución lateral. El segundo dispositivo de OCT puede estar adaptado para emitir un segundo haz de radiación enfocada que presenta longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda que contiene una segunda longitud de onda de funcionamiento y una segunda apertura numérica, definiendo así una segunda resolución lateral. Entonces, la primera resolución lateral puede ser diferente de la segunda resolución lateral. Preferentemente, la primera resolución lateral puede ser mayor que la segunda resolución lateral. Más preferentemente, la primera resolución lateral es de aproximadamente 10 μm a 20 μm (y todavía más preferentemente en combinación con una resolución axial de 1 μm a 3 μm) y la segunda resolución lateral es de aproximadamente 50 μm a 200 μm (y todavía más preferentemente en combinación con una resolución axial de 10 μm a 50 μm). Proporcionar diferentes resoluciones laterales en haces diferentes de radiación enfocada permite adaptar la resolución a diferentes requisitos de aplicación y ahorrar tiempo de medición, cantidades de datos y requisitos de almacenamiento de datos.

25 El primer dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de OCT de dominio espectral y el segundo dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de OCT de dominio temporal. Alternativamente, tanto el primer dispositivo de OCT como el segundo dispositivo de OCT pueden ser un dispositivo de OCT de dominio espectral. Todavía alternativamente, tanto el primero como el segundo dispositivo de OCT pueden ser un dispositivo de OCT de dominio temporal. Adaptar el tipo del dispositivo de OCT (dominio espectral o dominio temporal) a los diferentes volúmenes parciales del objeto que va a investigarse permite optimizar la exactitud en la medición, minimizar tiempo de medición y

adaptar/optimizar la velocidad de adquisición de datos según la aplicación de investigación de un objeto.

5 El primer dispositivo de OCT puede presentar un primer brazo de muestra que comprende un primer sistema de lente y un sistema de lente común, en el que el primer sistema de lente y el sistema de lente común están dispuestos en un primer eje óptico y forman en combinación una primera parte enfocada de un primer haz en el primer brazo de muestra, en el que la primera parte de haz enfocada presenta una primera longitud focal. El segundo dispositivo de OCT puede presentar un segundo brazo de muestra que comprende un tercer sistema de lente, dicho sistema de lente común y un espejo de reflexión parcialmente de manera espectral dispuesto entre el primer sistema de lente y el sistema de lente común de modo que dirige un segundo haz que pasa a lo largo de una dirección de un segundo eje óptico a través del tercer sistema de lente en la dirección del primer eje óptico y que atraviesa dicho sistema de lente común, en el que el tercer sistema de lente y el sistema de lente común forman en combinación una segunda parte enfocada de un segundo haz en el segundo brazo de muestra, en el que la segunda parte de haz enfocada presenta una segunda longitud focal. En esta configuración, la primera longitud focal puede ser diferente de la segunda longitud focal. Preferentemente, la primera longitud focal es menor que la segunda longitud focal. La longitud focal determina el intervalo de profundidad (intervalo de medición). Por consiguiente, más preferentemente, la segunda profundidad focal se diseña de tal modo (es decir lo suficientemente larga) que la totalidad de la longitud axial del ojo puede medirse mediante el segundo dispositivo OCT. Tales disposiciones, en las que el segundo brazo de muestra emerge desde una segunda dirección a lo largo de un segundo eje óptico diferente de la dirección del primer eje óptico del primer haz, y se redirige entonces en la dirección del primer eje óptico, y entonces atraviesa un sistema de lente común junto con el primer haz, permiten diseñar el primer dispositivo de OCT para que sea diferente del segundo dispositivo de OCT por ejemplo en lo que respecta al tipo (dominio espectral o dominio temporal) del dispositivo OCT, la resolución lateral y axial, la selección del intervalo de longitud de onda de la radiación, la intensidad de la radiación y la modulación en tiempo de la radiación generada por los dispositivos OCT primero y segundo. - En una forma de realización alternativa, por ejemplo destinada a aplicaciones diferentes de mediciones de un ojo, la segunda longitud focal puede ser menor que la primera longitud focal.

30 El primer dispositivo de OCT puede comprender una primera fuente de luz que presenta una primera longitud de onda de funcionamiento y un primer ancho de banda y el segundo dispositivo de OCT puede comprender una segunda fuente de luz que presenta una segunda longitud de onda de funcionamiento y un segundo ancho de banda. En esta configuración, el primer ancho de banda puede ser mayor que aproximadamente 100 nm y el segundo ancho de banda puede ser menor que aproximadamente 20 nm. Preferentemente, la primera longitud de onda de funcionamiento puede ser aproximadamente 820 nm, el primer ancho de banda puede estar en el intervalo entre aproximadamente 100 nm y aproximadamente 250 nm (preferiblemente entre aproximadamente 100 nm y aproximadamente 200 nm), y la segunda longitud de onda de funcionamiento puede ser aproximadamente 700 nm y el segundo ancho de banda puede ser menor que 20 nm, y preferentemente en el intervalo entre aproximadamente 5 nm y aproximadamente 10 nm. Tal configuración espectral de los dispositivos OCT primero y segundo permite investigar el primer volumen parcial con una resolución axial diferente y preferentemente a una longitud de onda de funcionamiento diferente comparado con el segundo volumen parcial.

40 El primer dispositivo de OCT puede presentar un primer brazo de muestra y el segundo dispositivo de OCT puede presentar un segundo brazo de muestra que está al menos parcialmente superpuesto de manera espacial sobre el primer brazo de muestra. Los brazos de muestra primero y segundo pueden atravesar un sistema de lente óptico común bifocal que comprende una primera parte de enfoque que actúa en el primer brazo de muestra y que presenta una primera longitud focal y una segunda parte de enfoque que actúa en el segundo brazo de muestra y que presenta una segunda longitud focal. En esta configuración, la primera longitud focal puede ser menor que la segunda longitud focal. - En una primera forma de realización preferida, la primera parte de enfoque es una parte central circular del sistema de longitud bifocal y la segunda parte de enfoque es una parte anular que rodea la primera parte de enfoque. Más preferentemente, las partes de enfoque primera y segunda pueden presentar característica de transmitancia espectral diferentes, cada uno adaptado para definir un intervalo de longitud de onda apropiado tal como define una longitud de onda de funcionamiento y ancho de banda respectivos, según la necesidad de la investigación de los volúmenes parciales respectivos, que pueden estar a distancias diferentes o respectivamente profundidades en el objeto, a los que se adaptan las longitudes focales respectivas de las partes de enfoque primera y segunda del sistema de lente común. - En una segunda forma de realización alternativa preferida, el sistema de longitud bifocal se representa como un elemento óptico de difracción (*Diffractive Optical Element*) (DOE) diseñado adecuadamente que presenta al menos dos regiones complementarias, estando la primera región diseñada para representar la primera longitud focal y estando la segunda región diseñada para representar la segunda longitud focal.

60 El primer dispositivo de OCT y el segundo dispositivo de OCT pueden comprender una fuente de luz común. Esto reduce adicionalmente costes del sistema y aumenta el grado de integración de los dispositivos OCT primero y segundo.

65 El primer dispositivo de OCT puede comprender un primer brazo de referencia y el segundo dispositivo de OCT puede comprender un segundo brazo de referencia que está al menos parcialmente superpuesto de manera espacial sobre el primer brazo de referencia. El primer brazo de referencia puede presentar una longitud de trayecto óptico que corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del primer brazo de muestra y puede

comprender un primer espejo y un primer sistema de lente de brazo de referencia que forma una primera parte de brazo de referencia que se enfoca en el primer espejo. El segundo brazo de referencia puede presentar una longitud de trayecto óptico que corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de muestra y puede comprender un segundo espejo, un espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia dispuesto en el primer brazo de referencia delante del primer sistema de lente de brazo de referencia y un segundo sistema de lente de brazo de referencia dispuesto en el exterior del primer brazo de referencia y sustancialmente entre el espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia y el segundo sistema de lente de brazo de referencia, en el que el espejo de reflexión parcial redirige un haz de luz que presenta una longitud de onda en un segundo intervalo de longitud de onda definido por ejemplo por una segunda longitud de onda de funcionamiento y un segundo ancho de banda y que atraviesa el primer sistema de lente de brazo de referencia a lo largo de una primera dirección de brazo de referencia hacia una segunda dirección de brazo de referencia y a través del segundo sistema de lente de brazo de referencia, y en el que el espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia y el segundo sistema de lente de brazo de referencia forman en combinación una segunda parte de brazo de referencia que se enfoca en el segundo espejo. Tal configuración permite al menos una integración parcial o respectivamente superposición de los brazos de referencia primero y segundo de, respectivamente, los dispositivos OCT primero y segundo, mientras que permite que las longitudes de trayectorias ópticas de los brazos de referencia primero y segundo correspondan a sustancialmente las longitudes de trayectorias ópticas de los brazos de muestra primero y segundo correspondientes.

En una forma de realización alternativa de los brazos de referencia, el primer dispositivo de OCT comprende la primera parte de enfoque que está adaptada para actuar sobre el primer brazo de referencia que atraviesa una primera parte de enfoque de un sistema de lente común de brazo de referencia bifocal y el segundo dispositivo de OCT comprende un segundo brazo de referencia que está al menos parcialmente superpuesto de manera espacial sobre el primer brazo de referencia y atraviesa una segunda parte de enfoque de dicho sistema de lente común de brazo de referencia bifocal, en el que la segunda parte de enfoque está adaptada para actuar sobre el segundo brazo de referencia. En esta forma de realización, el primer brazo de referencia comprende además un primer espejo que está reflejando de manera parcialmente espectral luz que presenta longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda definido por ejemplo por una primera longitud de onda de funcionamiento y un primer ancho de banda, y el segundo brazo de referencia comprende además un segundo espejo que refleja de manera espectral luz que presenta longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda definido por ejemplo por una segunda longitud de onda de funcionamiento y un segundo ancho de banda. La longitud focal de la primera parte de enfoque puede adaptarse de manera que la longitud de trayecto óptico del primer brazo de referencia corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del primer brazo de muestra y la longitud focal de la segunda parte de enfoque puede adaptarse de manera que la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de referencia corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de muestra. Preferentemente, la primera parte de enfoque del sistema de lente común de brazo de referencia bifocal es una parte central circular y la segunda parte focal es una parte angular que rodea la primera parte de enfoque. En una configuración, las partes de enfoque primera y segunda del sistema de lente común de brazo de referencia bifocal presentan características de transmisión espectral diferentes adaptadas para los requisitos de aplicación de los haces primero y segundo que tienen como objetivo respectivamente volúmenes parciales primero y segundo del objeto que va a investigarse. En una configuración alternativa, un filtro espectral que presenta una característica de transmitancia espectral seleccionada puede estar dispuesto detrás del sistema de lente común de brazo de referencia bifocal.

Según un segundo aspecto de la invención, tal como se reivindica, se proporciona un procedimiento para medir de manera óptica dimensiones internas de un objeto que comprende interfaces internas en las que el índice de refracción cambia de modo que una parte de luz incidente se retrorefleja y/o retrodispersa y puede detectarse. El objeto puede ser por ejemplo un ojo.

Según la invención, el procedimiento comprende una etapa de medición de dimensiones internas en un primer volumen parcial del objeto y dimensiones internas en un segundo volumen parcial del objeto por medio de tomografía de coherencia óptica (OCT) en una única operación de medición, en el que el segundo volumen parcial es al menos parcialmente diferente del primer volumen parcial. Este procedimiento consigue el mismo efecto técnico y ventajas que el sistema reivindicado definido anteriormente en la presente memoria.

Cuando se realiza el procedimiento reivindicado, se utiliza un sistema tal como se describió anteriormente.

Las formas de realización adicionales, ventajas y efectos técnicos de la invención pueden resultar evidentes a partir de la siguiente descripción detallada de formas de realización particulares, que no pretende imponer restricciones en el alcance de la invención y que se proporciona haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 ilustra una forma de realización de un dispositivo de OCT de dominio espectral convencional;

la figura 2 ilustra una forma de realización de un dispositivo de OCT de dominio temporal convencional;

la figura 3 ilustra una primera forma de realización de un sistema según la invención, en el que un primer

dispositivo de OCT y un segundo dispositivo de OCT diferente del primer dispositivo de OCT se combina superponiendo solo partes de un primer y segundo brazo de muestra dirigido a través de un sistema de lente común hacia un mismo objeto que va a investigarse;

5 la figura 4 ilustra una segunda forma de realización de un sistema según la invención, en el que los dispositivos OCT primero y segundo se integran adicionalmente para presentar un brazo de muestra común combinado;

10 la figura 5 ilustra un diseño espectral de un sistema según la invención, que proporciona radiación que comprende longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda tal como define una primera longitud de onda de funcionamiento y un primer ancho de banda y radiación que comprende longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda definido por una segunda longitud de onda de funcionamiento y un segundo ancho de banda;

15 la figura 6 ilustra una tercera forma de realización de un sistema según la invención, en el que ambos dispositivos OCT primero y segundo son un dispositivo de OCT de dominio espectral y presentan brazos de referencia parcialmente integrados;

20 la figura 7 ilustra una cuarta forma de realización de un sistema según la invención, en el que ambos dispositivos OCT primero y segundo son un dispositivo de OCT de dominio espectral y en el que el diseño del brazo de referencia difiere del de la forma de realización mostrada en la figura 6; y

la figura 8 es una sección transversal a través de un ojo humano para ilustrar los diferentes volúmenes parciales y interfaces internas del ojo que va a investigarse.

25 La figura 1 muestra un dispositivo de tomografía de coherencia óptica (OCT) convencional a título de ejemplo del tipo de dominio espectral (SD-OCT). El SD-OCT, con número de referencia 100, comprende preferentemente una fuente de luz de banda ancha 102, una fibra óptica de fuente de luz 104, un acoplador de fibra óptica 106, una fibra óptica utilizada bidireccionalmente 108, un separador de haz 112, un brazo de muestra que comprende un primer sistema de lente común 110 (común para brazo tanto de muestra como de referencia), un separador de haz 112 y un sistema de lente de brazo de muestra 114, y un brazo de referencia que comprende un separador de haz 112, un sistema de lente de brazo de referencia 116 y un espejo de brazo de referencia 117; un brazo de detección que comprende el acoplador de fibra 106, una fibra óptica de brazo de detección 118, un primer sistema de lente de colimación 120, una rejilla óptica 122, un segundo sistema de lente de formación de imágenes espectral 124, y una matriz de detectores espectrométricos 126 que comprende una pluralidad de células de detector 128-1 a 128-n para medir un patrón de interferencia resuelto de manera espectral. El SD-OCT 100 comprende además una unidad de cálculo 132 para realizar una transformada rápida de Fourier de dicho patrón de interferencia resuelto de manera espectral 130 para calcular una distribución 134 de profundidad de interfaces de índice de refracción 14, 14', 14" en un objeto (10) de muestra.

40 Durante el funcionamiento del SD-OCT 100, la fuente de luz 102 genera radiación de luz de banda ancha, es decir radiación de luz que comprende radiación de longitud de onda distribuida en un intervalo de longitud de onda espectral relativamente amplio. La radiación generada se transmite a través de la fibra óptica de fuente de luz 104 mediante el acoplador de fibra 106 a través de la fibra óptica utilizada bidireccionalmente 108, desde un extremo distal desde el que se emite la radiación en forma de un haz divergente B1 que atraviesa el primer sistema de lente de brazo de muestra 110, que convierte el haz B1 en un haz de luz esencialmente paralela (tal como se muestra en la figura 1) que atraviesa el separador de haz 112. En el separador de haz 112, una parte del haz de luz paralela se transmite al brazo de muestra SA1 del SD-OCT 100 hacia un segundo sistema de lente de brazo de muestra 114, que enfoca el haz en una parte de haz enfocado que presenta su foco ubicado en el objeto 10.

50 El objeto 10 comprende en su volumen interno una pluralidad de interfaces internas 14, 14', 14" en las que el índice de refracción cambia y que por tanto provoca reflexiones parciales de haz enfocado que ilumina el objeto 10. La radiación reflejada desde las interfaces internas 14, 14', 14" plurales se capta mediante el segundo sistema de lente de brazo de muestra 114, transmitida a través del mismo como un haz de luz esencialmente paralela, se transmite a través del separador de haz 112 y se enfoca mediante el primer sistema de lente de brazo de muestra 110 al extremo distal de la fibra óptica utilizada bidireccionalmente 108.

60 Otra parte de la radiación transmitida desde la fibra óptica utilizada bidireccionalmente 108 a través del primer sistema de lente de brazo de muestra 110 como un haz de radiación esencialmente paralela se refleja parcialmente mediante una superficie plana sustancialmente interna, que es oblicua, preferentemente a un ángulo de sustancialmente 45° orientado con respecto al haz entrante de radiación esencialmente paralela, de modo que forma el brazo de referencia RA1 dirigido hacia el sistema de lente de brazo de referencia 116, que enfoca el haz de radiación esencialmente paralela sobre el espejo de brazo de referencia 117. El espejo de brazo de referencia 117 está dispuesto estacionario y refleja el haz de radiación enfocada, de modo que la radiación divergente reflejada se capta mediante el sistema de lente de brazo de referencia 116 que transmite la radiación reflejada como un haz de radiación esencialmente paralela desde el brazo de referencia. La radiación que vuelve desde el brazo de referencia se dirige mediante dicha superficie interna plana del separador de haz 112 hacia el primer sistema de lente de brazo

de muestra 110, que transmite y enfoca la luz que vuelve desde el brazo de referencia RA1 sobre el extremo distal de la fibra óptica utilizada bidireccionalmente 108. La fibra óptica 108 por tanto transmite tanto la radiación que vuelve desde el brazo de muestra SA1 según se refleja desde las interfaces internas 14, 14', 14" del objeto 10 como la radiación que vuelve desde el brazo de referencia RA1 según se refleja desde el espejo de brazo de referencia 117, permitiendo que estos haces de radiación interfieran. La radiación de interferencia se transmite a través de la fibra óptica 108, mediante el acoplador de fibra 106 hacia y a través de la fibra óptica de brazo de detección 118, desde un extremo distal del que emerge la radiación de interferencia como un haz divergente, que se capta y transmite mediante el primer sistema de lente de detección 120 a un haz de luz esencialmente paralela hacia la rejilla óptica 122. La rejilla 122 refleja el haz entrante de luz de interferencia en una pluralidad de haces de luz esencialmente paralela con ángulos de reflexión diferentes según las diferentes longitudes de onda de la radiación que incide en la rejilla 122. El experto en la materia conoce la estructura y función de la rejilla 122 como un elemento de resolución espectral que refleja la radiación incidente a ángulos de reflexión diferentes según la longitud de onda de la radiación, de modo que se omite en la presente memoria una descripción de la misma.

La pluralidad de haces resueltos de manera espectral de radiación reflejada desde la rejilla 122 se capta mediante el segundo sistema de lente de detección 124 y se enfoca, según el ángulo de reflexión desde la rejilla 122, sobre la matriz de detectores espectrométricos, sobre la que inciden los haces resueltos de manera espectral enfocados, y se detectan mediante los correspondientes de la pluralidad de células de detector 128-1 a 128-n.

Según esta disposición de la primera lente de detección 120, la rejilla óptica 122, el segundo sistema de lente de detección 124 y la matriz de detectores espectrométricos 126, una posición particular a lo largo de la matriz de detectores espectrométricos 126 o respectivamente una célula de detector particular 128-i corresponde a una longitud de onda particular respectiva de la radiación de interferencia que se origina a partir de la interferencia de la radiación que vuelve desde el brazo de muestra SA1 y desde el brazo de referencia RA1. La matriz de detectores espectrométricos 126 detecta por tanto el patrón de interferencia resuelto de manera espectral 130, que esencialmente es una distribución espectral de la intensidad de la radiación de interferencia. La distribución espectral se somete a una transformada de Fourier, implementada por ejemplo en la unidad de cálculo de transformada rápida de Fourier 132, para producir la distribución 134 de profundidad de interfaces de índice de refracción ilustrada en la figura 1. La distribución 134 comprende esencialmente una distribución de la intensidad o respectivamente amplitud $a(z)$ de la radiación de interferencia en función de la longitud del trayecto óptico z según se mide en el brazo de muestra SA1 para las contribuciones de la radiación reflejada por las interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10. Tal como se ilustra en la figura 1, la distribución 134 comprende tres picos que corresponden a las tres interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10 tal como se representa en la figura 1.

Dicho de otra manera, la distribución espectral de banda ancha de radiación emitida desde la fuente de luz 102 interfiere, después de la reflexión de las discontinuidades de índice de refracción o respectivamente interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10 en el brazo de muestra SA1, con la distribución espectral de banda ancha de radiación reflejada en el brazo de referencia RA1. Los intervalos espectrales de interferencia respectivos que corresponden a la resolución espectral conseguida por la rejilla óptica 122 en combinación con las células de detector particulares 128-i, corresponden a información de profundidades diferentes de las interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10. La transformada de Fourier calculada del espectro registrado mediante la matriz de detectores espectrométricos 126 produce entonces información sobre la posición de profundidad de las interfaces a lo largo de la dirección de profundidad z dentro del objeto 10.

En caso de que el objeto 10 sea un ojo humano, las diferencias de índice de refracción de las diferentes partes del ojo 20 (tal como se ilustra en la figura 8) resultan de los índices de refracción diferentes de los materiales atravesados por la radiación en el brazo de muestra SA1, incluyendo el aire (índice de refracción 1,003), la película de lágrimas (índice de refracción 1,3335), el epitelio (índice de refracción 1,401) y el estroma (índice de refracción 1,3771). Los valores anteriormente mencionados de índices de refracción de segmentos de un ojo 20 humano se toman de la memoria descriptiva del dispositivo anteriormente mencionado fabricado por la empresa TOMEY.

La figura 2 muestra esquemáticamente un ejemplo de un dispositivo de OCT convencional del tipo de dominio temporal (TD-OCT). El TD-OCT 150 comprende una fuente de luz preferentemente de baja coherencia 152, una primera fibra óptica de fuente de luz 154, un distribuidor 155 opcional, una fibra óptica de fuente de luz utilizada bidireccionalmente 156, un acoplador de fibra óptica 158, un brazo de muestra SA2 que comprende una fibra óptica de brazo de muestra utilizada bidireccionalmente 160, un primer sistema de lente de brazo de muestra 162, un segundo sistema de lente de brazo de muestra 164 y un objeto 10 de muestra que comprende interfaces internas 14, 14', 14" en las que el índice de refracción cambia. El dispositivo TD-OCT 150 comprende además un brazo de referencia RA2 que comprende una fibra óptica de brazo de referencia utilizada bidireccionalmente 166, un sistema de lente de brazo de referencia 168, un espejo de brazo de referencia de posición modulada 170 y un escáner 172 de retraso de velocidad especialmente alta. El dispositivo de OCT 150 todavía comprende además un brazo de detección que comprende una primera fibra óptica de detección 174 y un detector 178. Opcionalmente, como medio para aumentar la proporción entre señal y ruido, el dispositivo de OCT 150 comprende además el distribuidor 155, una segunda fibra óptica de detección 176 y una parte que constituye una diferencia del detector 178, por ejemplo una unidad de detección de señal equilibrada dual (DBSD). Como medio para obtener una información de profundidad sobre las interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10, el dispositivo de OCT 150 todavía comprende

además un filtro de paso de banda 180, un demodulador 182 y un ordenador 184 para recibir una señal demodulada y para calcular la información de profundidad de la interfaz interna 14, 14', 14".

5 Durante el funcionamiento del TD-OCT 150, la fuente de luz 152 emite radiación que es suficiente para ser de relativamente baja coherencia y que comprende un intervalo de longitud de onda relativamente estrecho. La radiación emitida por la fuente de luz 152 se transmite a través de la primera fibra óptica de fuente de luz 154 mediante el distribuidor 155 opcional, a través de la segunda fibra óptica de fuente de luz 156, mediante el acoplador de fibra óptica 158 en el que se divide en una primera parte de radiación que se propaga al brazo de muestra SA2 y una segunda parte de radiación que se propaga al brazo de referencia RA2.

10 La primera parte de radiación se transmite a través de la fibra óptica de brazo de muestra 160, desde un extremo distal del que emerge como un haz divergente que se capta mediante el primer sistema de lente de brazo de muestra 162 que transmite el haz divergente como un haz de luz esencialmente paralela hacia el segundo sistema de lente de brazo de muestra 164. El sistema de lente 164 transmite y enfoca el haz en un haz enfocado, cuyo foco está ubicado en el objeto 10. Interfaces internas 14, 14', 14" respectivas reflejan parcialmente partes de la luz entrante de vuelta hacia el segundo sistema de lente de brazo de muestra 164 que capta la pluralidad de partes de radiación reflejadas desde la pluralidad de interfaces internas 14, 14', 14" y transmite las mismas hacia el primer sistema de lente de brazo de muestra 162, que enfoca las partes de radiación reflejada que vuelven desde el brazo de muestra SA2 sobre el extremo distal de la fibra óptica de brazo de muestra 160, que transmite esta radiación mediante el acoplador de fibra 158 a la primera fibra óptica de detección 174.

15 La segunda parte de radiación dividida por el acoplador de fibra 158 se transmite en el brazo de referencia RA2 a través de la fibra óptica de brazo de referencia 166, desde un extremo distal del que emerge como un haz divergente. Éste se capta mediante el sistema de lente de brazo de referencia 168 y se transmite como un haz de radiación esencialmente paralela hacia el espejo de brazo de referencia modulado 170. El espejo de brazo de referencia 170 se mueve a alta velocidad de manera periódica de un lado a otro a lo largo de una dirección axial de esta parte del brazo de referencia RA2 mediante el escáner 172 de retraso de alta velocidad (tal como se indica mediante la doble flecha mostrada en la figura 2). La radiación reflejada desde el espejo de brazo de referencia de posición modulada 170 se transmite y enfoca mediante el sistema de lente de brazo de referencia 168 sobre el extremo distal de la fibra óptica de brazo de referencia 166, que transmite la radiación de brazo de referencia reflejada mediante el acoplador de fibra 158 a la primera fibra óptica de detección 174, donde interfiere con la radiación que vuelve desde el brazo de muestra SA2 según se refleja por las interfaces internas 14, 14', 14" del objeto 10.

20 La luz de interferencia se transmite a través de la primera fibra óptica de detección 174 a un orificio de entrada (-) de una zona de entrada del detector 178, cuando se detecta y registra una dependencia de tiempo de la intensidad de la radiación de interferencia.

25 Como medios opcionales para mejorar la proporción entre señal y ruido y por ejemplo realizar una sustracción del fondo, una parte de la radiación emitida por la fuente de luz 152 se transmite mediante el distribuidor 155 hacia y a través de la segunda fibra óptica de detección 176 a otro orificio de entrada (+) de la zona de entrada del detector 178. El detector 178 resta de una señal de la radiación de interferencia una señal de la radiación emitida por la fuente de luz 152 e "intervenida" por el distribuidor 155. Debido a esta configuración del detector 178 que presenta los orificios de entrada (+) y (-), se resta exceso de ruido de la señal de la fuente de luz 152 de la señal de la radiación de interferencia, mejorando así la proporción entre señal y ruido. La señal obtenida de ese modo se alimenta a través del filtro de paso de banda 180 y al demodulador 182 para eliminar un componente de alta frecuencia que resulta de la modulación de alta velocidad del escáner 172 de retraso en el brazo de referencia RA2. La señal obtenida de ese modo se alimenta a, y se registra en, el ordenador 184, que calcula a partir de la señal recibida la información de profundidad deseada de las interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10.

30 En el TD-OCT 150, la radiación de interferencia de banda estrecha se reduce mediante la interferencia de radiación reflejada desde las interfaces internas 14, 14', 14" en el objeto 10 en el brazo de muestra SA2 con radiación que vuelve desde el brazo de referencia RA2, la longitud de trayecto óptico del que se escanea o respectivamente varía por medio del movimiento periódico del espejo 170 según se genera mediante el escáner 172 de retraso.

35 Los dispositivos de OCT del tipo de dominio espectral (tal como se ejemplifica en la figura 1) presentan como ventajas sobre los dispositivos OCT más utilizados comercialmente del tipo de dominio temporal (tal como se ejemplifica en la figura 2) una mejor o respectivamente mayor proporción entre señal y ruido y una información de profundidad simultáneamente obtenible de las interfaces internas 14, 14', 14" sin que eso implique mover mecánicamente partes tales como el espejo de brazo de referencia 170 del dispositivo de OCT de dominio temporal 150.

40 A partir de principios fundamentales de óptica puede derivarse, y lo conoce el experto en la materia, que la resolución axial Δz de un dispositivo OCT, por tanto la exactitud para obtener posiciones de profundidad de las interfaces internas 14, 14', 14", se determina esencialmente mediante un ancho de banda ($\Delta\lambda$) y una longitud de onda central (λ_0) de la radiación utilizada según:

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi n} \times \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}, \quad (1)$$

donde n es el índice de refracción de un medio que presenta la interfaz de reflexión parcial. En caso de que el objeto 10 sea un ojo 20 humano ilustrado en la figura 8, el índice de refracción relevante de la interfaz principal es el de la córnea que presenta $n = 1,3771$.

La exactitud, mediante la que se obtiene la información de profundidad en una dirección lateral con respecto a la dirección axial (z), es decir la resolución lateral Δx esencialmente se determina mediante:

$$\Delta x = \frac{2}{\pi} \times \frac{\lambda_0}{NA} \text{ and } NA \propto \frac{1}{f}, \quad (2)$$

donde NA es la apertura numérica de un sistema de lente de enfoque, f es la longitud focal del sistema de lente que enfoca la radiación en el brazo de muestra sobre el objeto 10.

El intervalo axial, desde el que se refleja o respectivamente se retrodispersa una parte suficientemente intensa de radiación en el objeto 10, es del orden de magnitud de la profundidad de foco (DOF) del sistema de lente que enfoca la radiación en el objeto 10, y se determina mediante la longitud focal f respectivamente la apertura numérica NA del sistema de lente según:

$$DOF \propto 1/NA^2 \propto f^2 \quad (3)$$

Cuando se evalúan las ecuaciones (1), (2) y (3) para un objeto que se extiende axialmente para el que el segundo volumen parcial se extiende sustancialmente a lo largo de la longitud total del objeto y el primer volumen parcial está cerca de o en el lado frontal 16 del objeto 10 y se extiende desde el lado frontal sobre solo por ejemplo una décima de la longitud total axial, resulta evidente que un dispositivo de OCT adaptado para medir superficies internas dentro del primer volumen parcial con exactitud adecuada no puede también medir interfaces internas distribuidas a lo largo de la longitud total, es decir el segundo volumen parcial, con la misma resolución que en el primer volumen parcial del objeto 10. En particular, cuando el objeto 10 es un ojo 20 humano (tal como se muestra en la figura 8), no es posible obtener con un único dispositivo de OCT adaptado para medir la sección frontal del ojo incluyendo la córnea y sección anterior (CAS) con alta exactitud o respectivamente resolución axial de $\Delta z = 1 \mu\text{m}$ a $3 \mu\text{m}$ también la longitud del ojo 20 desde la córnea hasta la retina 26.

En la práctica convencional, las estructuras intraoculares del CAS de un ojo 20 se miden utilizando un dispositivo de OCT del tipo de dominio espectral que presenta una resolución axial relativamente alta de menos de $10 \mu\text{m}$, donde la resolución axial está en el intervalo de aproximadamente $1 \mu\text{m}$ a $3 \mu\text{m}$. Para una medición precisa de las diversas interfaces del CAS del ojo, es posible dentro del alcance de la divulgación y altamente deseable, si no necesario, emplear un dispositivo de OCT de tipo SD del último estado de la técnica, en el que la resolución axial es menor de $1 \mu\text{m}$.

Por otro lado, la longitud del ojo se mide convencionalmente por ejemplo mediante dispositivos basados en el principio de reflectometría de baja coherencia óptica (OLCR) o utilizando dispositivos OCT del tipo de dominio temporal, en los que la longitud del brazo de referencia debe variarse (escanearse) sobre una longitud que corresponde a la longitud del ojo, en los que esto se consigue escaneando axialmente un espejo sobre tal longitud equivalente o moviendo lateralmente un prisma que presenta una base correspondiente, tal como la implementada por ejemplo en un tipo de dispositivo OLCR fabricado por la empresa Haag-Streit.

Tal como se ha establecido anteriormente, según la divulgación, para permitir medidas simultáneas o casi simultáneas tanto de un primer volumen parcial que se extiende solo sobre una parte relativamente pequeña de la longitud total de un objeto con resolución suficientemente alta como de un segundo volumen parcial que se extiende por ejemplo a lo largo de la longitud total o se separa axialmente desde el primer volumen parcial mediante una distancia axial de por ejemplo más de una mitad de la longitud total del objeto, se propone combinar (integrar) un primer y un segundo dispositivo de OCT adaptado para medir, respectivamente, dimensiones internas en el primer y el segundo volumen parcial del objeto. Se describen formas de realización particulares de ello a continuación haciendo referencia a las figuras 3, 4, 6 y 7.

En las formas de realización descritas a continuación, se asume que el primer volumen parcial 17 está ubicado cerca de o en el lado frontal 16 del objeto 10 y se mide mediante un primer dispositivo de OCT OCT1 que presenta un alcance focal DOF1 que se extiende sustancialmente por todo el primer volumen parcial 17, y que el segundo volumen parcial se extiende desde el lado frontal 16 hasta el lado trasero 18 del objeto 10 y se mide mediante un segundo dispositivo de OCT OCT2 que presenta una correspondiente profundidad de foco DOF2 que se extiende por todo ello.

En la primera forma de realización mostrada en la figura 3, el primer dispositivo de OCT OCT1 se combina con el segundo dispositivo de OCT OCT2 superponiendo una parte del brazo de muestra SA2 del segundo dispositivo de OCT2 con una parte del brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1, y dejando que parte tanto del brazo de muestra SA2 del segundo dispositivo de OCT OCT2 como del brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1 se extiendan a través de una lente común L12 y sobre el mismo objeto 10. El brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1 se diseña para atravesar un primer sistema de lente L1 y el sistema de lente común L12, que forman en combinación una parte de haz de brazo de muestra enfocado B1 que corresponde a aproximadamente la distancia del primer volumen parcial 17 desde el sistema de lente común L12 y una profundidad de foco DOF1 que se extiende sustancialmente a lo largo del primer volumen parcial 17 del objeto. El brazo de muestra SA2 del segundo dispositivo de OCT OCT2 está diseñado para comprender un tercer sistema de lente L3, un espejo de reflexión parcial M y el sistema de lente común L12, por lo que el tercer sistema de lente L3 está dispuesto en el exterior de, y el espejo de reflexión parcial M está dispuesto en, el primer brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1 entre el primer sistema de lente L1 y el sistema de lente común L12, de modo que desvía una parte del brazo de muestra SA2 del segundo sistema OCT OCT2 en la dirección del primer brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1. En particular, la parte del brazo de muestra SA2 del segundo dispositivo de OCT OCT2 es sustancialmente perpendicular al brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1, y el espejo de reflexión parcial M está dispuesto a un ángulo de sustancialmente 45° con respecto a la dirección del primer brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1.

La disposición del espejo de reflexión parcial M no se limita a la disposición mencionada anteriormente. El espejo de reflexión parcial M puede estar dispuesto a un ángulo θ diferente de 45°, por ejemplo en un intervalo de θ de 20° a 70°, y la parte del brazo de muestra SA2 que incluye el tercer sistema de lente L3 y los componentes del segundo dispositivo de OCT OCT2 excepto la lente de brazo de muestra SA2 puede estar dispuesta a un ángulo de 2θ con respecto al brazo de muestra SA1.

El tercer sistema de lente L3 en combinación con el sistema de lente común L12 forman una segunda parte de enfoque B2 que presenta una longitud focal f_2 que corresponde sustancialmente a una distancia de mitad trasera de una parte del objeto 10 desde el sistema de lente común L12, y la profundidad de foco DOF2 de la segunda parte de enfoque FP2 se extiende sustancialmente por todo el segundo volumen parcial 19.

El primer dispositivo de OCT OCT1 es un dispositivo de OCT de dominio espectral, por ejemplo de la configuración del SD-OCT 100 mostrado en la figura 1, por lo que el primer sistema de lente de brazo de muestra 110 y el segundo sistema de lente de brazo de muestra 114 del SD-OCT 100 de la figura 1 corresponde, respectivamente, al primer sistema de lente L1 y el sistema de lente común L12 del sistema combinado mostrado en la figura 3.

El segundo sistema OCT OCT2 es un sistema OCT de dominio temporal, por ejemplo de la configuración del TD-OCT 150 mostrado en la figura 2, por lo que el primer sistema de lente de brazo de muestra 162 y el segundo sistema de lente de brazo de muestra 164 del TD-OCT 150 de la figura 2 corresponde, respectivamente, al tercer sistema de lente L3 y el sistema de lente común L12 del sistema mostrado en la figura 3, y en el que el brazo de muestra SA2 del dispositivo 150 de la figura 2 se modifica "doblando" el brazo de muestra SA2 en la parte entre los sistemas de lente de brazo de muestra primero y segundo 162 y 164 insertando el espejo de reflexión parcial M tal como se muestra en la figura 3.

El primer o respectivamente segundo dispositivo de OCT OCT1 o respectivamente OCT2 presenta una primera o respectivamente segunda fuente de luz (no representada) que genera una primera o respectivamente segunda radiación que comprende espectros respectivos que presentan longitudes de onda en un primer o respectivamente segundo intervalo de longitud de onda definido por una primera o respectivamente segunda longitud de onda de funcionamiento λ_1 o respectivamente λ_2 y un primer ancho de banda $\Delta\lambda_1$ o respectivamente $\Delta\lambda_2$ tal como se ilustra en la figura 5.

Cuando el primer dispositivo de OCT OCT1 va a adaptarse para medir los CAS 22, 24 de un ojo 20 humano tal como se muestra en la figura 8, una primera longitud de onda de funcionamiento adecuada es $\lambda_1 \approx \lambda_{1,300}$ nm, sin embargo, λ_1 puede ser una longitud de onda en el intervalo de aproximadamente 700 nm a aproximadamente 950 nm, por ejemplo de aproximadamente 850 nm como en el ejemplo de la figura 5 (ver a continuación). El primer ancho de banda $\Delta\lambda_1$ puede estar en el intervalo de aproximadamente 100 nm a aproximadamente 200 nm, por ejemplo de aproximadamente 100 nm. El primer dispositivo de OCT OCT1 puede ser un dispositivo de OCT de dominio espectral tal como el fabricado por la empresa TOMEY mencionado anteriormente, en el que la fuente de luz comprende láser con fuente de barrido que presenta una longitud de onda de salida central $\lambda_{1,310}$ nm y una potencia de salida de 5 mW o m. El espejo de reflexión parcial M de la configuración mostrada en la figura 3 puede implementarse como un espejo dicróico de manera convencional.

Cuando el segundo dispositivo de OCT OCT2 va a adaptarse para medir la longitud total de un ojo 20 humano tal como se muestra en la figura 8, una segunda longitud de onda adecuada λ_2 está en el intervalo de aproximadamente 800 nm a aproximadamente 1000 nm. En el pasado, dispositivos OCT de ojo anterior utilizaban una longitud de onda de aproximadamente 1300 nm, pero esto puede estar cambiando hacia longitudes de onda

más cortas debido a una disponibilidad mejorada de detectores de luz adecuados, que funcionan en el intervalo de menos de aproximadamente 950 nm, tal como detectores de luz que utilizan tecnología Si-CMOS. La segunda longitud de onda λ_2 , incluyendo el intervalo definido por el segundo ancho de banda espectral $\Delta\lambda_2$, debe ser diferente de la primera longitud de onda λ_1 y preferentemente estar fuera del intervalo definido por el primer ancho de banda espectral $\Delta\lambda_1$ que comprende la primera longitud de onda λ_1 , por ejemplo para reducir diafonía mutua entre las bandas espectrales primera y segunda, y especialmente para facilitar un diseño espectral de un separador de haz dicróico para separar la primera banda espectral de la segunda banda espectral (aunque esto no es obligatorio).

Se muestra un ejemplo preferido de la disposición espectral de las bandas espectrales primera y segunda en la figura 5. En el ejemplo de la figura 5, la primera longitud de onda de funcionamiento λ_1 es de aproximadamente 850 nm y el primer ancho de banda $\Delta\lambda_1$ es de 100 nm de modo que la primera banda espectral cubre el intervalo de aproximadamente 750 nm a aproximadamente 950 nm, que corresponde con la característica de sensibilidad espectral de detectores basados en tecnología Si-CMOS y detectores Si-CCD; la segunda longitud de onda de funcionamiento λ_2 es de aproximadamente 700 nm y el segundo ancho de banda $\Delta\lambda_2$ es considerablemente menor que el primer ancho de banda $\Delta\lambda_1$, especialmente menor de aproximadamente 20 nm. En este caso, el segundo dispositivo de OCT OCT2 puede reemplazarse por un dispositivo basado en el principio de reflectometría de baja coherencia óptica (OLCR), tal como en el dispositivo fabricado por la empresa Haag-Streit.

La combinación del tercer sistema de lente L3 y el sistema de lente común L12 en el brazo de muestra SA2 del segundo sistema OCT OCT2 presenta una longitud focal f_2 que es relativamente larga, de modo que permite medir el segundo volumen parcial 19 que se extiende a lo largo de la longitud total axial del objeto 10 y también presenta una profundidad de foco DOF2 que está diseñada de manera adecuada para ser relativamente larga de modo que se extiende a lo largo del segundo volumen parcial 19. Al contrario, la combinación del primer sistema de lente L1 y el sistema de lente común L12 en el primer brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT OCT1 presenta una longitud focal relativamente corta f_1 y una profundidad de foco relativamente corta DOF1, respectivamente, ubicada en y extendiéndose solo a través del primer volumen parcial 17 ubicado en o cerca de la superficie frontal 16 del objeto 10.

La figura 4 ilustra una segunda forma de realización de un sistema integrado OCT12', en el que la combinación del primer dispositivo de OCT con el segundo dispositivo de OCT se consigue superponiendo al menos parcialmente el brazo de muestra SA2 del segundo dispositivo de OCT espacialmente con el brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT tal como se muestra en la figura 4, y adicionalmente integrando los dispositivos OCT primero y segundo en un sistema combinado OCT12.

En el sistema combinado OCT12', los brazos de detección de los dispositivos OCT primero y segundo se comparten en un brazo de detección integrado (no representado), y los brazos de referencia de los dispositivos OCT primero y segundo están integrados en un brazo de referencia integrado (no representado) tal como se implemente por ejemplo en la tercera y cuarta formas de realización mostradas respectivamente en las figuras 6 y 7, y adicionalmente las fuentes de luz de los dispositivos OCT primero y segundo están integradas en una fuente de luz común LS12 del sistema combinado OCT12.

El sistema OCT12' de la segunda forma de realización mostrada en la figura 4 comprende una integración de los brazos de muestra SA1 y SA2, respectivamente, de los dispositivos OCT primero y segundo en un brazo de muestra común, en el que un haz B1 del primer brazo de muestra SA1 del primer dispositivo de OCT y un haz B2 del segundo brazo de muestra SA2 del segundo dispositivo de OCT se superponen en gran medida uno sobre otro.

Tal como se ilustra en la figura 4, la radiación asociada con el primer dispositivo de OCT que emite a longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda (tal como se muestra en la figura 5), y la radiación asociada con el segundo dispositivo de OCT que emite longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda se guían en un brazo de muestra integrado SA12, guiando la radiación a través de una fibra óptica común SOF12, desde un extremo distal del que emerge como un haz común divergente B12, que se capta mediante una primera lente L1 y se transmite como un haz común B12' de luz esencialmente paralela que se propaga hacia un sistema de lente común representado como un sistema de lente común bifocal BFL12 y que proporciona una primera parte de enfoque FP1, que actúa para la radiación del primer intervalo de longitud de onda y una segunda parte de enfoque FP2 que actúa para la radiación del segundo intervalo de longitud de onda. La primera parte de enfoque FP1 proporciona una primera longitud focal f_1 y una primera profundidad de foco DOF1 que se extiende a través del primer volumen parcial 17, y la segunda parte de enfoque FP2 proporciona una segunda longitud focal f_2 y una segunda profundidad de foco DOF2 que se extiende a lo largo del segundo volumen parcial 19 del objeto 10, tal como se muestra en la figura 4.

El sistema de lente común BFL12 está diseñado de manera que las partes de enfoque primera y segunda FP1, FP2 pueden disponerse una junto a la otra, por ejemplo en forma de dos mitades de plano. Alternativamente, tal como se muestra en la figura 4, están dispuestas una rodeando a la otra, por lo que la primera parte de enfoque FP1 es una parte circular central y la segunda parte de enfoque FP2 es una parte anular que rodea la primera parte de enfoque

central circular.

Como alternativa para representar el sistema de lente común como un sistema de lente común bifocal, el sistema de lente común puede representarse como una lente de Fresnel bifocal o un elemento óptico de difracción bifocal (DOE) que presenta dos longitudes focales diferentes, por ejemplo que presenta un diseño similar al de una lente intraocular bifocal (IOL).

En una primera subforma de realización, la radiación del haz común B12, B12' de radiación comprende un espectro continuo de radiación, cubriendo tanto el primero como el segundo intervalo de longitud de onda mostrado en la figura 5, y las partes de enfoque primera y segunda FP1 y FP2 del sistema de lente BFL12, respectivamente, presentan características de transmisión de filtrado de manera espectral adaptadas para proporcionar un alto coeficiente de transmisión, preferentemente mayor del 90% y preferentemente cerca de o aproximadamente el 100 %, en respectivamente los intervalos de longitudes de onda primero y segundo (tal como define la primera o respectivamente segunda longitud de onda de funcionamiento λ_1 , λ_2 y el primer o respectivamente segundo ancho de banda $\Delta\lambda_1$, $\Delta\lambda_2$ tal como se muestra en la figura 5.

En una segunda subforma de realización, la composición espectral del haz común B12, B12' en el brazo de muestra tal como se muestra en la figura 5 se obtiene proporcionando filtros espectrales primero y segundo respectivos, que son congruentes respectivamente con la parte de enfoque primera FP1 y segunda PF2 del sistema de lente común bifocal BFL12.

Tanto en la primera como en la segunda subforma de realización de la forma de realización mostrada en la figura 4, tras atravesar el sistema de lente común bifocal BFL12, el haz común B12' de radiación se divide en un primer haz B1 de radiación que ha atravesado la primera parte de enfoque FP1 y que comprende longitud de onda en el primer intervalo de longitud de onda (definido por λ_1 y $\Delta\lambda_1$ de la figura 5), y proporciona una primera longitud focal f_1 y una primera profundidad de foco DOF1 que se extiende a través del primer volumen parcial 17 del objeto, y un segundo haz B2 de radiación que ha atravesado la segunda parte de enfoque FP2 y que comprende longitudes de onda en el segundo intervalo de longitud de onda (definido por λ_2 y $\Delta\lambda_2$ de la figura 5) y proporciona una segunda longitud focal f_2 y una segunda profundidad de foco DOF2 que se extiende a través del segundo volumen parcial 19 que se extiende esencialmente a través de la longitud total 12 del objeto 10. Disponiendo la primera parte focal FP1 para que rodee la segunda parte de enfoque FP2 en el sistema de lente común bifocal BFL12, la primera parte de enfoque FP1 presenta un mayor diámetro que la segunda parte de enfoque FP2 y por consiguiente el primer haz B1 presenta una mayor apertura numérica que el segundo haz B2. Por lo tanto, según la ecuación (2), el primer haz B1 en el primer volumen parcial 17 consigue una resolución lateral más pequeña Δx que el segundo haz B2 en el segundo volumen parcial 19. Según la ecuación (3), la profundidad de foco DOF1 del primer haz B1 es menor que la profundidad de foco DOF2 del segundo haz B2, que está adaptado para medir el segundo volumen parcial 19. Además, ya que el primer ancho de banda $\Delta\lambda_1$ del primer haz B1 es relativamente ancho, por ejemplo en el intervalo de aproximadamente 100 nm a 200 nm, y la primera longitud de onda de funcionamiento λ_1 está en el intervalo entre aproximadamente 700 nm y 950 nm, por ejemplo 850 nm, y el ancho de banda $\Delta\lambda_2$ del segundo haz B2 es una banda relativamente estrecha por ejemplo menor de aproximadamente 20 nm, según la ecuación (1), la resolución axial $\propto 1/\Delta z_1$ del primer haz B1 es considerablemente mayor que la resolución axial $\propto 1/\Delta z_2$ del segundo haz B2, o dicho de otra manera, $\Delta z_1 \ll \Delta z_2$.

Cuando tanto el primero como el segundo sistema OCT son dispositivos de tipo SD-OCT, pueden presentar un brazo de muestra integrado (tal como se muestra en la figura 4, 6 ó 7), pueden compartir una fuente de luz común LS12 (tal como se muestra en las figuras 6 y 7), y pueden adicionalmente integrar sus brazos de referencia (por ejemplo como en las formas de realización mostradas en las figuras 6 y 7).

Tales configuraciones pueden adaptarse particularmente para medir la sección del CAS 17 y la longitud total 19 de un ojo 20 humano (véase la figura 8), cuando la fuente de luz LS12 es una fuente de luz de banda ancha adecuada para SD-OCT y presenta un espectro de emisión que oscila desde por ejemplo menos de aproximadamente 700 nm hasta más de aproximadamente 950 nm. Este intervalo está bien adaptado para la sensibilidad espectral de detectores basados en silicio (SI) de alta velocidad modernos. La primera longitud de onda puede filtrarse de manera espectral fuera del espectro de emisión de la fuente de luz compartida LF12 por ejemplo mediante un elemento de filtrado de manera espectral diseñado para transmitir radiación que presenta longitudes de onda alrededor de una primera longitud de onda de funcionamiento central λ_1 de aproximadamente 820 nm y un primer ancho de banda $\Delta\lambda_1$ en el intervalo de 100 nm a 200 nm. También el segundo intervalo de longitud de onda puede filtrarse fuera del espectro de emisión de la fuente de luz compartida LS12 por ejemplo mediante un filtro diseñado para transmitir longitudes de onda alrededor de una segunda longitud de onda de funcionamiento central λ_2 de aproximadamente 700 nm y un segundo ancho de banda $\Delta\lambda_2$ en el intervalo de aproximadamente 5 nm a aproximadamente 20 nm.

Pueden proporcionarse de manera separada filtros de espectro respectivos en el brazo de muestra integrado SA12 de modo que son congruentes con las partes de enfoque primera y segunda FP1, FP2 del sistema de lente común bifocal BFL12, o pueden aplicarse directamente sobre las partes de enfoque primera y segunda FP1, FP2 del sistema de lente común bifocal BFL12, por ejemplo mediante recubrimientos espectrales de filtro adecuados

respectivos, especialmente recubrimientos de filtro de borde, en los que el borde de un primer filtro de borde aplicado en la primera parte de enfoque FP1 está diseñado para posicionarse entre el primer y segundo intervalo de longitud de onda mostrados en la figura 5.

5 La figura 6 ilustra una tercera forma de realización de un sistema combinado OCT12". El sistema combinado OCT12" presenta una configuración esencialmente como un dispositivo de OCT de dominio espectral mostrado en la figura 1, sin embargo con las siguientes modificaciones con respecto a la forma de realización mostrada en la figura 4.

10 En primer lugar, el brazo de muestra SA12 que comprende una fibra óptica de muestra SOF12, el primer sistema de longitud L1 y el sistema de lente común bifocal BFL12 están configurados como en la segunda forma de realización mostrada en la figura 4. En segundo lugar, la fuente de luz LS12 es una fuente de banda ancha adaptada para aplicación SD-OCT y un filtrado espectral del espectro de radiación de banda ancha se proporciona aplicando filtros espectrales primero y segundo respectivos, sobre las partes de enfoque primera y segunda FP1, FP2 del sistema de lente común bifocal BFL12 para filtrar los intervalos de longitudes de onda primero y segundo (definidos tal como se muestra en la figura 5). En tercer lugar, el brazo detector se integra utilizando una fibra óptica de brazo de detección común DOF12 para guiar la radiación de interferencia desde los haces primero y segundo B1 y B2, un primer sistema de lente óptica de brazo de detección DL1, una rejilla de brazo de detección común DG12, un segundo sistema de lente óptica de brazo de detección DL2 y una matriz de detectores espectrométricos de brazo de detección común SDA12, que forman en combinación una configuración similar al primer sistema de lente de detección 120, la rejilla óptica 122, el segundo sistema de lente de detección 124 y la matriz de detectores espectrométricos 126 del dispositivo SD-OCT 100 mostrado en la figura 1. Sin embargo, la rejilla de detector común DG12 en combinación con la matriz de detectores espectrométricos de brazo de detector común SDA12 están adaptadas para detectar y resolver de manera espectral radiación que comprende ambos intervalos de longitudes de onda primero y segundo según se producen mediante los filtros espectrales tal como se describió anteriormente y tal como se ilustra en la figura 5.

En cuarto lugar, el brazo de referencia se integra superponiendo al menos parcialmente de manera espacial un primer y un segundo brazo de referencia RA1 y RA2 que corresponde a, respectivamente, los brazos de muestra primero y segundo SA1 y SA2. El primer brazo de referencia RA1 comprende un separador de haz común BS12, una primera lente de brazo de referencia LR1 y un primer espejo de brazo de referencia MR1 dispuesto estacionario y en una posición (distancia) con respecto al separador de haz común BS12 de modo que la longitud de trayecto óptico para la radiación RAD1 en el primer brazo de referencia RA1 corresponde a la longitud de trayecto óptico de la radiación en el primer haz B1 enfocado en el primer volumen parcial 17. El segundo brazo de referencia RA2 comprende dicho separador de haz común BS12, un espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia MRA, un segundo sistema de lente de brazo de referencia LR2 y un segundo espejo de brazo de referencia MR2, en el que el espejo MRA está dispuesto en el trayecto óptico del primer brazo de referencia RA1 entre el separador de haz común BS12 y el primer sistema de lente de brazo de referencia LR1 y está adaptado para reflejar parcialmente (desviar) radiación RAD2 que comprende longitudes de onda en el segundo intervalo de longitud de onda (tal como definen λ_2 y $\Delta\lambda_2$, véase la figura 5) desde la dirección del primer brazo de referencia RA1 y hacia el segundo sistema de lente de brazo de referencia LR2 y el segundo espejo de brazo de referencia MR2. También, el segundo espejo de brazo de referencia MR2 está dispuesto estacionario y a una distancia con respecto al separador de haz común BS12 tal que la longitud de trayecto óptico de la segunda radiación RAD2 en el segundo brazo de referencia RA2 corresponde a la longitud de trayecto óptico de la radiación del segundo haz B2 del segundo brazo de muestra SA2 enfocado en el segundo volumen parcial 19 del objeto 10. El espejo de reflexión parcial MRA está adaptado para ser selectivamente transmisor para las longitudes de onda de la primera radiación RAD1 en el primer intervalo espectral y selectivamente reflector para las longitudes de onda de la segunda radiación RAD2 en el segundo intervalo de longitud de onda.

50 Para aumentar la proporción entre señal y ruido y/o para mejorar la señal de interferencia del primer haz B1 que vuelve desde las interfaces de índice de refracción en el primer volumen parcial 17, se proporciona un tercer espejo de brazo de referencia adicional MR3, véase la figura 6, que está diseñado para ser parcialmente transmisor para longitudes de onda en el segundo intervalo de longitud de onda, proporcionando un coeficiente de transmisión en el intervalo de aproximadamente el 10% al 50%, y un coeficiente de reflexión para longitudes de onda en el primer intervalo de longitud de onda. El espejo MR3 se proporciona en el segundo brazo de referencia RA2 a una posición de modo que el trayecto óptico entre el separador de haz BS12 y el espejo MR3 corresponde al trayecto óptico entre el separador de haz BS12 y el espejo MR1.

60 En la forma de realización mostrada en la figura 6, el segundo sistema de lente de brazo de referencia LR2 puede presentar la misma longitud focal que la segunda parte de enfoque FP2 del sistema de lente óptica común bifocal BFL12. Por consiguiente, el sistema de lente LR2 forma imágenes en los espejos de brazo de referencia segundo y tercero MR2 y MR3 de diámetros de haz similares a lo largo de una profundidad relativamente larga de foco que corresponde a la profundidad de foco DOF2 de la segunda parte de enfoque FP2 en el brazo de muestra SA2, de modo que se obtiene una señal de referencia suficiente.

65 La figura 7 muestra una cuarta forma de realización de un sistema combinado OCT12"', que es similar a la tercera

realización del sistema combinado OCT12" mostrado en la figura 6 en lo que respecta a la integración del brazo de muestra SA12, la fuente de luz LS12 y el brazo de detección, y que solo difiere en lo que respecta a la configuración y grado de integración del brazo de referencia.

5 En la figura 7, el brazo de referencia integrado RA12 comprende un sistema de lente de brazo de referencia común bifocal BFLRA o un elemento óptico de difracción bifocal adecuado (DOE) diseñado para funcionar de la misma forma que el sistema de lente bifocal BFLRA, ambos de los cuales comprenden una primera parte de enfoque de brazo de referencia FPR1 y una segunda parte de enfoque de brazo de referencia FPR2 que rodea la primera parte de enfoque de brazo de referencia FPR1. La primera parte de brazo de referencia FPR1 presenta una longitud focal adaptada de modo que transmite y enfoca radiación que presenta longitudes de onda en el primer intervalo de longitud de onda (definido por λ_1 y $\Delta\lambda_1$, véase la figura 5) en un primer espejo de brazo de referencia MR1 y en el que la segunda parte de enfoque de brazo de referencia FPR2 está adaptada para transmitir y enfocar radiación que comprende longitud de onda en el segundo intervalo de longitud de onda (definido por λ_2 y $\Delta\lambda_2$, véase la figura 5) en un segundo espejo de brazo de referencia MR2. Los espejos de brazo de referencia primero y segundo MR1 y MR2 están dispuestos a distancias con respecto al separador de haz común BS12 tales que la longitud de trayecto óptico del primer brazo de referencia RA1 generada por la primera parte de enfoque de brazo de referencia FPR1 corresponde a la longitud de trayecto óptico del primer haz B1 en el brazo de muestra SA12, y la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de referencia RA2 producida por la segunda parte de enfoque de brazo de referencia FPR2 corresponde a la longitud de trayecto óptico del segundo haz B2 del brazo de muestra SA12. El sistema de lente común de brazo de referencia común bifocal BFLRA puede configurarse por tanto de manera similar al sistema de lente común bifocal BFL12 en el brazo de muestra SA12.

En las formas de realización segunda, tercera y cuarta de los sistema integrados OCT12', OCT12" y OCT12"' mostrados en las figuras 4, 6 y 7, puede proporcionarse un sistema de lente de Fresnel bifocal respectivamente en lugar del sistema de lente común bifocal BFL12 en los brazos de muestra SA12 y el sistema de lente común de brazo de referencia bifocal BFLRA en el brazo de referencia.

Además, puede proporcionarse una corrección de distorsión para la aberración cromática en los brazos de referencia RA12 de estos sistema integrados para aproximar la distorsión cromática de los haces primero y segundo B1 y B2 en el primer y segundo volumen parcial 17 y 19 del objeto 10 y para mejorar la proporción entre señal y ruido del sistema integrado.

Listado de signos y números de referencia:

35	SD-OCT	OCT de dominio espectral
	TD-OCT	OCT de dominio temporal
	10	muestra de objeto
40	12	longitud
	14, 14', 14"	interfaces internas
45	16	lado frontal
	17	primer volumen parcial
	18	lado trasero
50	19	segundo volumen parcial
	20	ojo
55	22	sección corneal
	24	sección anterior
	26	retina
60	100	dispositivo de OCT de dominio espectral (SD-OCT)
	102	fuentes de luz (banda ancha)
65	104	fibra óptica de fuente de luz

	106	acoplador de fibra
	108	fibra óptica bidireccional
5	110	primer sistema de lente de brazo de muestra
	112	separador de haz
	114	segundo sistema de lente de brazo de muestra
10	116	sistema de lente de brazo de referencia
	117	espejo de brazo de referencia
15	118	fibra óptica de brazo de detección
	120	primer sistema de lente de detección
	122	rejilla óptica
20	124	segundo sistema de lente de detección
	126	matriz de detectores espectrométricos
25	128-1, ...128-i, ...128-n	células de detector
	130	patrón de interferencia resuelto de manera espectral
	132	unidad de cálculo de transformada rápida de Fourier
30	134	distribución de profundidad de interfaces de índice de refracción
	150	dispositivo de OCT de dominio temporal (TD-OCT)
35	152	fuentes de luz (baja coherencia)
	154	fibra óptica de primera fuente de luz
	155	distribuidor (opcional)
40	156	fibra óptica de segunda fuente de luz
	158	acoplador de fibra
45	160	fibra óptica de brazo de muestra (utilizado bidireccionalmente)
	162	primer sistema de lente de brazo de muestra
	164	segundo sistema de lente de brazo de muestra
50	166	fibra óptica de brazo de referencia
	168	sistema de lente de brazo de referencia
55	170	espejo de brazo de referencia
	172	escáner de retraso (alta velocidad)
	174	primera fibra óptica de detección
60	176	segunda fibra óptica de detección
	178	detector
65	180	filtro de paso de banda

	182	demodulador
	184	ordenador
5	OCT1	primer dispositivo de OCT
	LS1	primera fuente de luz
	RA1	primer brazo de referencia
10	LR1	primer sistema de longitud de brazo de referencia
	RAD1	primer sentido de brazo de referencia
15	SA1	primer brazo de muestra
	B1	primer haz
	f1	primera lente focal
20	λ_1	primera longitud de onda de funcionamiento
	$\Delta\lambda_1$	primer ancho de banda
25	L1	primer sistema de lente
	MR1	primer espejo
	OCT2	segundo dispositivo de OCT
30	LS2	segunda fuente de luz
	RA2	segundo brazo de referencia
35	LR2	segundo sistema de longitud de brazo de referencia
	RAD2	segundo sentido de brazo de referencia
	SA2	segundo brazo de muestra
40	B2	segundo haz
	f2	segunda lente focal
45	λ_2	segunda longitud de onda de funcionamiento
	$\Delta\lambda_2$	segundo ancho de banda
	L2	segundo sistema de lente
50	L3	tercer sistema de lente
	MR2	segundo espejo
55	MR3	tercer espejo
	OCT12 ... OCT 12'''	sistema integrado
	LS12	fuentes de luz común
60	L12	sistema de lente común
	BFL12	sistema de lente común bifocal
65	FP1	primera parte de enfoque

ES 2 592 678 T3

	FP2	segunda parte de enfoque
	MRA	espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia
5	BFLRA	sistema de lente común de brazo de referencia bifocal
	FPR1	primera parte de enfoque de BFLRA
	FPR2	segunda parte de enfoque de BFLRA
10	OF1	primera fibra óptica de OCT1
	OF2	segunda fibra óptica de OCT2
15	OF12	fibra óptica (de brazo de muestra) común de OCT12' a OCT12'''
	SA12	brazo de muestra común de OCT12' - OCT12'''
20	B12, B12'	haz común de radiación de brazo de muestra
	SOF12	fibra óptica de brazo de muestra
	DOF 1	primera profundidad de foco
25	DOF 2	segunda profundidad de foco
	DOF12	fibra óptica de brazo de detección
30	DL1	primer sistema de lente óptica de brazo de detección
	DL2	segundo sistema de lente óptica de brazo de detección
	DG12	rejilla de brazo de detección común
35	SDA12	matriz de detectores espectrométricos común
	FFT12	unidad de transformada rápida de Fourier
40	COMP12	ordenador
	BS12	separador de haz común

REIVINDICACIONES

- 5 1. Sistema (OCT12 - OCT12'') para medir de manera óptica las dimensiones internas de un objeto (10) de muestra, siendo dicho objeto un ojo (20) humano, comprendiendo dicho objeto (10) unas interfaces internas (14, 14', 14'') en las que el índice de refracción cambia de manera que una parte de luz incidente es retroreflejada y/o retrodispersada y puede ser detectada, por medio de una tomografía de coherencia óptica, OCT, que comprende:
- 10 - por lo menos un primer dispositivo de OCT (OCT1) adaptado para medir las dimensiones internas en un primer volumen parcial (17) del objeto (10), y
- 15 - por lo menos un segundo dispositivo de OCT (OCT2) adaptado para medir las dimensiones internas en un segundo volumen parcial (19) del mismo objeto (10), en el que
- el segundo volumen parcial (19) es por lo menos parcialmente diferente del primer volumen parcial (17), en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) está adaptado para emitir un primer haz (B1) de primera radiación que presenta unas longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda definido por una primera longitud de onda de funcionamiento (λ_1) y un primer ancho de banda ($\Delta\lambda_1$), definiendo así una primera resolución axial;
- 20 en el que el segundo dispositivo de OCT (OCT2) está adaptado para emitir un segundo haz (B2) de segunda radiación que presenta unas longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda definido por una segunda longitud de onda de funcionamiento (λ_2) y un segundo ancho de banda ($\Delta\lambda_2$), definiendo así una segunda resolución axial;
- 25 en el que aplica lo siguiente:
- la primera longitud de onda de funcionamiento es superior a la segunda longitud de onda de funcionamiento, y
- 30 caracterizado por que
- el primer ancho de banda es considerablemente superior al segundo ancho de banda, y la primera resolución axial es superior a la segunda resolución axial.
- 35 2. Sistema (OCT12) según la reivindicación 1, en el que:
- el primer dispositivo de OCT (OCT1) comprende un primer brazo de referencia (RA1) y un primer brazo de muestra (SA1),
- 40 el segundo dispositivo de OCT (OCT2) comprende un segundo brazo de referencia (RA2) y un segundo brazo de muestra (SA2), y
- el primer brazo de muestra (SA1) y el segundo brazo de muestra (SA2) están superpuestos espacialmente.
- 45 3. Sistema (OCT12 - OCT12'') según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) está adaptado para medir una sección corneal (22) y anterior (24) de dicho ojo (20), y/o estando el segundo dispositivo de OCT (OCT2) adaptado para medir una longitud, por ejemplo medida a lo largo de una dirección de profundidad, y/o la retina (26) de dicho ojo (20).
- 50 4. Sistema (OCT12, OCT12') según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) está adaptado para emitir un primer haz (B1) enfocado con una primera longitud focal predeterminada (f_1) y estando el segundo dispositivo de OCT (OCT2) adaptado para emitir un segundo haz (B2) enfocado con una segunda longitud focal predeterminada (f_2), en el que la primera longitud focal (f_1) es más corta que la segunda longitud focal (f_2).
- 55 5. Sistema (OCT12 - OCT12'') según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) está adaptado para emitir un primer haz (B1) de radiación enfocada que presenta unas longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda que presenta la primera longitud de onda de funcionamiento (λ_1) y una primera apertura numérica (NA1), definiendo así una primera resolución lateral (Δx_1);
- 60 estando el segundo dispositivo de OCT (OCT2) adaptado para emitir un segundo haz (B2) de radiación enfocada que presenta unas longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda que presenta la segunda longitud de onda de funcionamiento (λ_2) y una segunda apertura numérica (NA2), definiendo así una segunda resolución lateral (Δx_2), y
- 65

siendo la primera resolución lateral (Δx_1) diferente de, preferentemente inferior a, la segunda resolución lateral (Δx_2).

6. Sistema (OCT12) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) es un dispositivo de OCT de dominio espectral (SD-OCT) y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) es un dispositivo de OCT de dominio temporal (TD-OCT).

7. Sistema (OCT12 - OCT12'") según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que cada uno del primer dispositivo de OCT (OCT1) y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) es un dispositivo de OCT de dominio espectral (SD-OCT).

8. Sistema (OCT12 - OCT12'") según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) presenta un primer brazo de muestra (SA1) que comprende un primer sistema de lente (L1) y un sistema de lente común (L12), en el que el primer sistema de lente (L1) y el sistema de lente común (L12) están dispuestos sobre un primer eje óptico y forman en combinación una primera parte enfocada de un primer haz (B1) en el primer brazo de muestra (SA1), presentando la primera parte enfocada una primera longitud focal (f_1);

presentando el segundo dispositivo de OCT (OCT2) un segundo brazo de muestra (SA2) que comprende un tercer sistema de lente (L3), estando dispuestos dicho sistema de lente común (L12) y un espejo de reflexión parcialmente de manera espectral (M) entre el primer sistema de lente (L1) y el sistema de lente común (L12) de manera que redirige un segundo haz (B2) que pasa a lo largo de una dirección de un segundo eje óptico a través del tercer sistema de lente (L3) en la dirección del primer eje óptico y que atraviesa dicho sistema de lente común (L12), en el que el tercer sistema de lente (L3) y el sistema de lente común (L12) forman en combinación una segunda parte enfocada del segundo haz en el segundo brazo de muestra (SA2), presentando la segunda parte enfocada una segunda longitud focal (f_2);

y siendo la primera longitud focal (f_1) diferente de, preferentemente inferior a, la segunda longitud focal (f_2).

9. Sistema (OCT12) según la reivindicación 8, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) comprende una primera fuente de luz (LS1) que presenta la primera longitud de onda de funcionamiento (λ_1) y el primer ancho de banda ($\Delta\lambda_1$), y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) comprende una segunda fuente de luz (LS2) que presenta la segunda longitud de onda de funcionamiento (λ_2) y el segundo ancho de banda ($\Delta\lambda_2$), y encontrándose el primer ancho de banda ($\Delta\lambda_1$) en el intervalo de 100 nm a 200 nm, y el segundo ancho de banda ($\Delta\lambda_2$) es inferior a 20 nm.

10. Sistema (OCT12', OCT12'") según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) presenta un primer brazo de muestra (SA1) y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) presenta un segundo brazo de muestra (SA2) superpuesto por lo menos parcialmente de manera espacial sobre el primer brazo de muestra (SA1), los primer y segundo brazos de muestra (SA1, SA2) atraviesan un sistema de lente óptico común bifocal (BFL12) que comprende una primera parte de enfoque (FP1) que presenta una primera longitud focal (f_1) y que actúa en el primer brazo de muestra (SA1), y una segunda parte de enfoque (FP2) que presenta una segunda longitud focal (f_2) y que actúa en el segundo brazo de muestra (SA2), y

siendo la primera longitud focal (f_1) diferente de, preferentemente inferior a, la segunda longitud focal (f_2).

11. Sistema (OCT12 - OCT12'") según una de las reivindicaciones 1 o 10, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) comprenden una fuente de luz común (LS12).

12. Sistema (OCT12'") según la reivindicación 10 u 11, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) comprende un primer brazo de referencia (RA1) y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) comprende un segundo brazo de referencia (RA2) que está superpuesto por lo menos parcialmente de manera espacial sobre el primer brazo de referencia (RA1),

presentando el primer brazo de referencia (RA1) una longitud de trayecto óptico que corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del primer brazo de muestra (SA1) y comprende un primer espejo (MR1) y un primer sistema de longitud de brazo de referencia (LR1) que forman una primera parte de brazo de referencia que se extiende a lo largo de un primer sentido de trayecto de referencia (RAD1) y se enfoca sobre el primer espejo (MR1), y

presentando el segundo brazo de referencia (RA2) una longitud de trayecto óptico que corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de muestra (SA2) y comprende un segundo espejo (MR2), un espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia (MRA), que está dispuesto en el primer brazo de referencia (RA1) enfrente al primer sistema de lente de brazo de referencia (LR1), y un segundo sistema de lente de brazo de referencia (LR2), que está dispuesto en el exterior del primer brazo de referencia (RA1) y sustancialmente entre el espejo de reflexión parcial del segundo brazo de referencia (MRA) y el segundo

5 sistema de lente de brazo de referencia (LR2), en el que el espejo de reflexión parcial (MRA) redirige un haz de luz que presenta unas longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda asociado con el segundo brazo de referencia (RA2) y que pasa a través del primer sistema de lente de brazo de referencia (LR1) a un segundo sentido de brazo de referencia (RAD2) y a través del segundo sistema de lente de brazo de referencia (LR2), y en el que el primer sistema de lente de brazo de referencia (LR1) y el segundo sistema de lente de brazo de referencia (LR2) forman en combinación una segunda parte de brazo de referencia que se enfoca sobre el segundo espejo (MR2).

10 13. Sistema (OCT12^{'''}) según la reivindicación 10 u 11, en el que el primer dispositivo de OCT (OCT1) comprende un primer brazo de referencia (RA1) que atraviesa una primera parte de enfoque (FPR1) de un sistema de lente común de brazo de referencia bifocal (BFLRA) y el segundo dispositivo de OCT (OCT2) comprende un segundo brazo de referencia (RA2) que está superpuesto por lo menos parcialmente de manera espacial sobre el primer brazo de referencia (RA1) y atraviesa una segunda parte de enfoque (FPR2) de dicho sistema de lente común de brazo de referencia bifocal (BFLRA),

15 comprendiendo el primer brazo de referencia (RA1) además un primer espejo (MR1) adaptado para reflejar luz que presenta unas longitudes de onda en un primer intervalo de longitud de onda definido por la primera longitud de onda de funcionamiento (λ_1) y el primer ancho de banda ($\Delta\lambda_1$);

20 comprendiendo el segundo brazo de referencia (RA2) además un segundo espejo (MR2) adaptado para reflejar de manera espectral luz que presenta unas longitudes de onda en un segundo intervalo de longitud de onda definido por la segunda longitud de onda de funcionamiento (λ_2) y el segundo ancho de banda ($\Delta\lambda_2$);

25 estando una longitud focal de la primera parte de enfoque (FPR1) dimensionada de manera que la longitud de trayecto óptico del primer brazo de referencia (RA1) corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del primer brazo de muestra (SA1); y

30 estando una longitud focal de la segunda parte de enfoque (FPR2) dimensionada de manera que la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de referencia (RA2) corresponde sustancialmente a la longitud de trayecto óptico del segundo brazo de muestra (SA2),

35 en el que preferentemente la primera parte de enfoque (FPR1) es una parte central circular y la segunda parte de enfoque (FPR2) es una parte anular que rodea la primera parte de enfoque (FPR1) del sistema de lente común de brazo de referencia bifocal (BFLRA).

40 14. Procedimiento que utiliza un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, para medir de manera óptica las dimensiones internas de un objeto (10), por ejemplo un ojo (20), comprendiendo dicho objeto unas interfaces internas (14, 14', 14'') en las que el índice de refracción cambia de manera que una parte de luz incidente es retrorreflejada y/o retrodispersada y puede ser detectada, comprendiendo una etapa de medir las dimensiones en un primer volumen parcial (17) del objeto (10) y las dimensiones en un segundo volumen parcial (19) del objeto por medio de una tomografía de coherencia óptica (OCT) en una única investigación de diagnóstico, en el que el segundo volumen parcial (19) es por lo menos parcialmente diferente del primer volumen parcial (17) del objeto (10).

FIG 1 (TÉCNICA ANTERIOR)

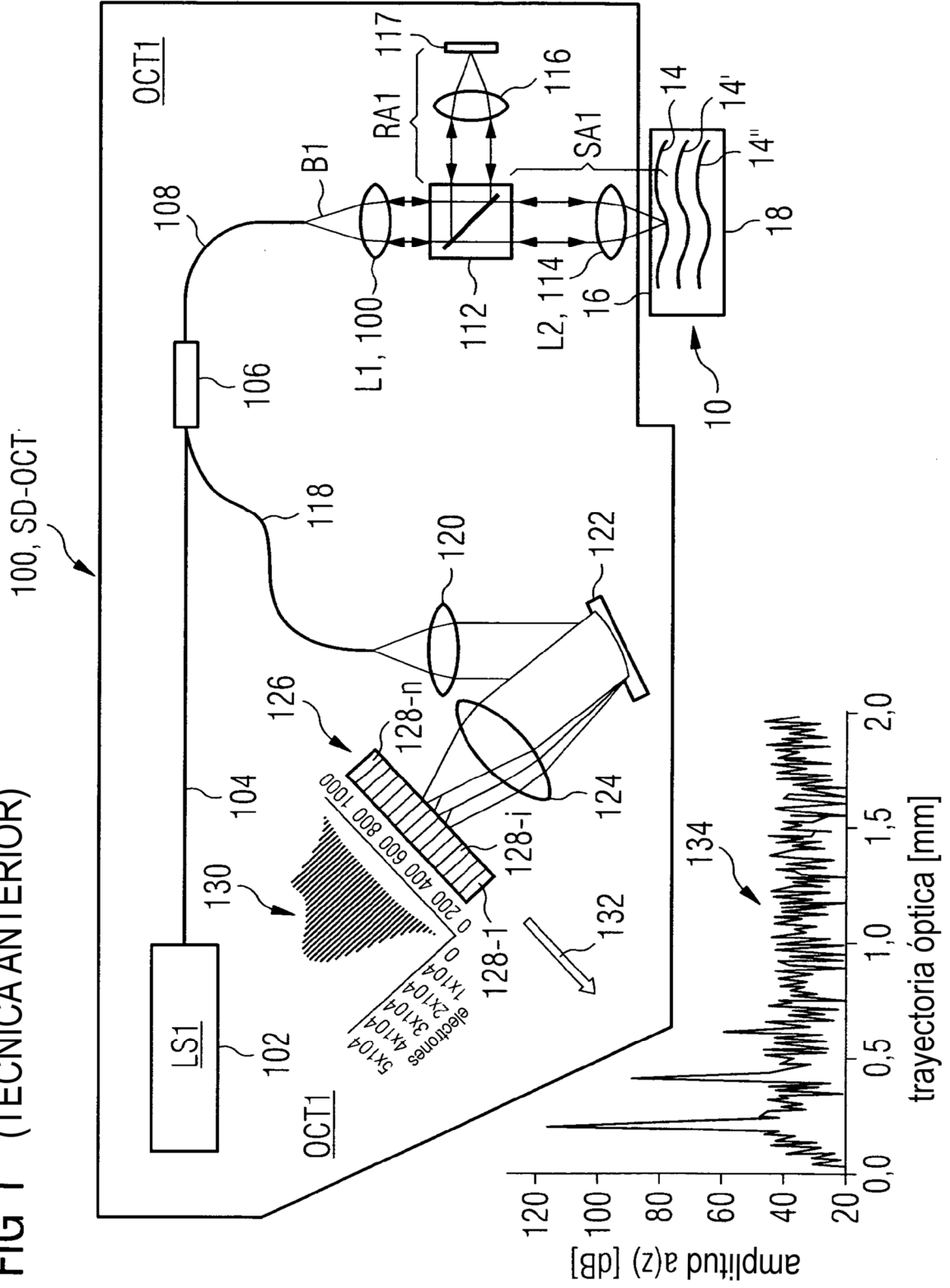
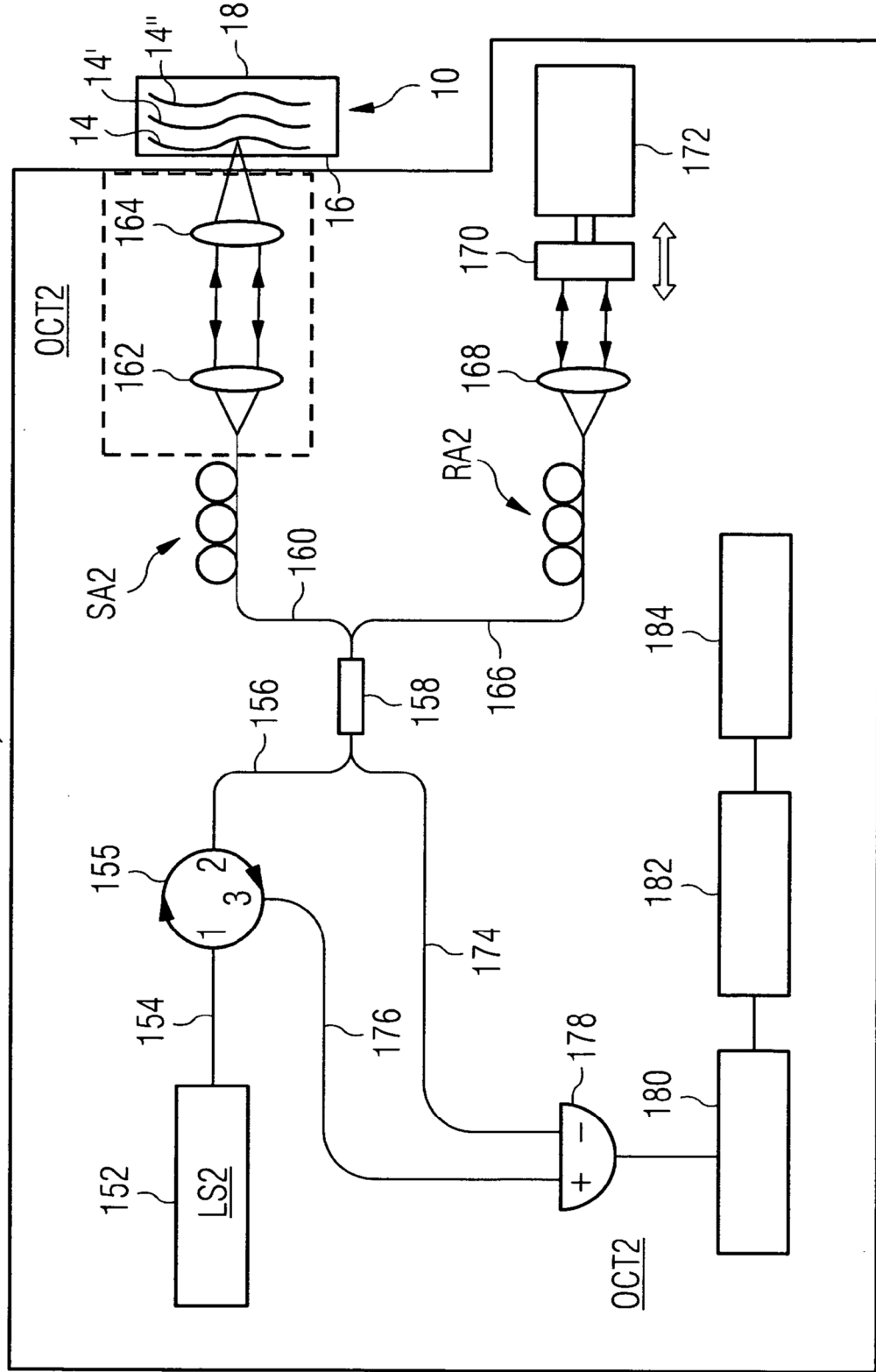
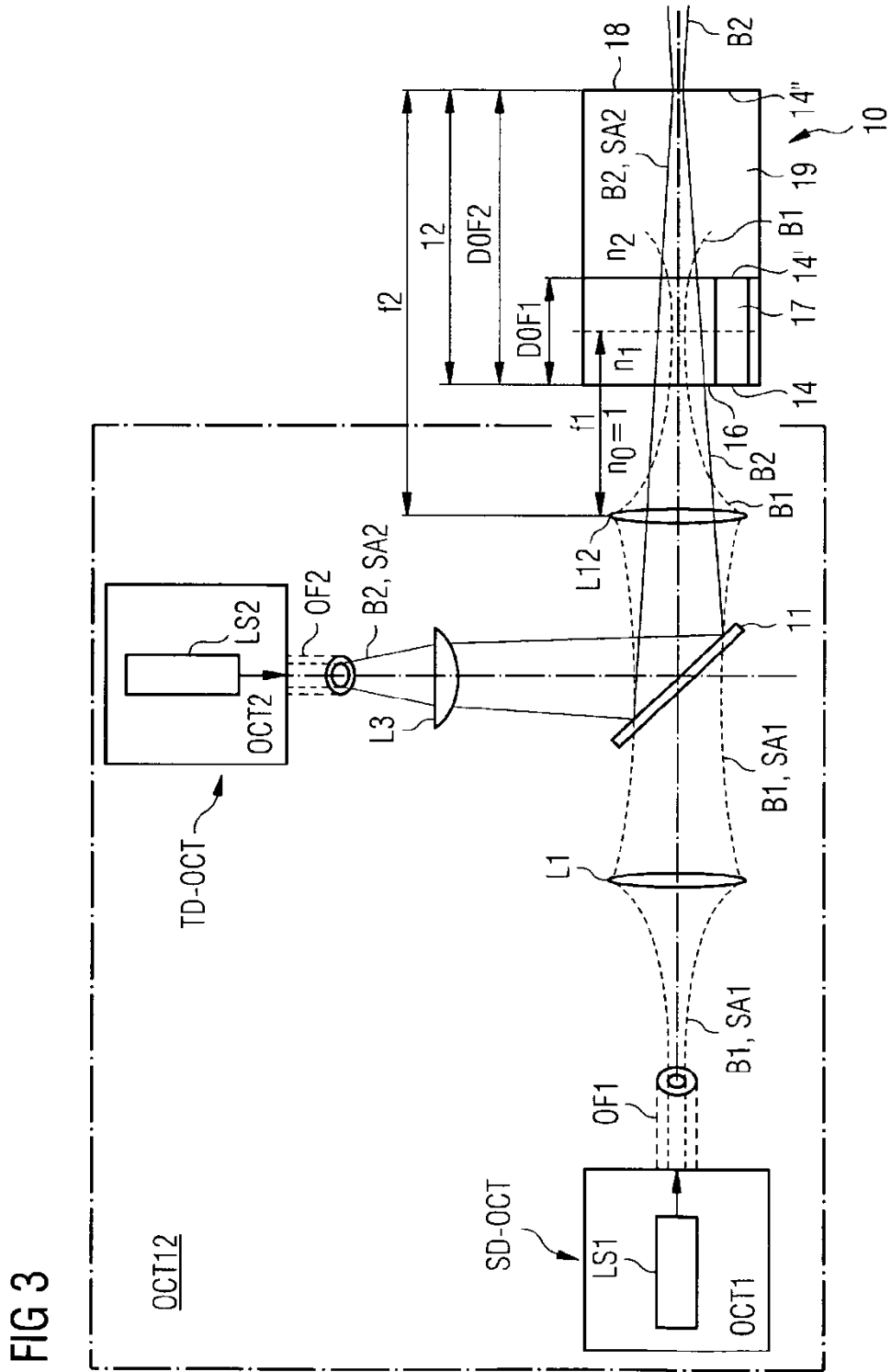


FIG 2 (TÉCNICA ANTERIOR) 150, TD-OCT





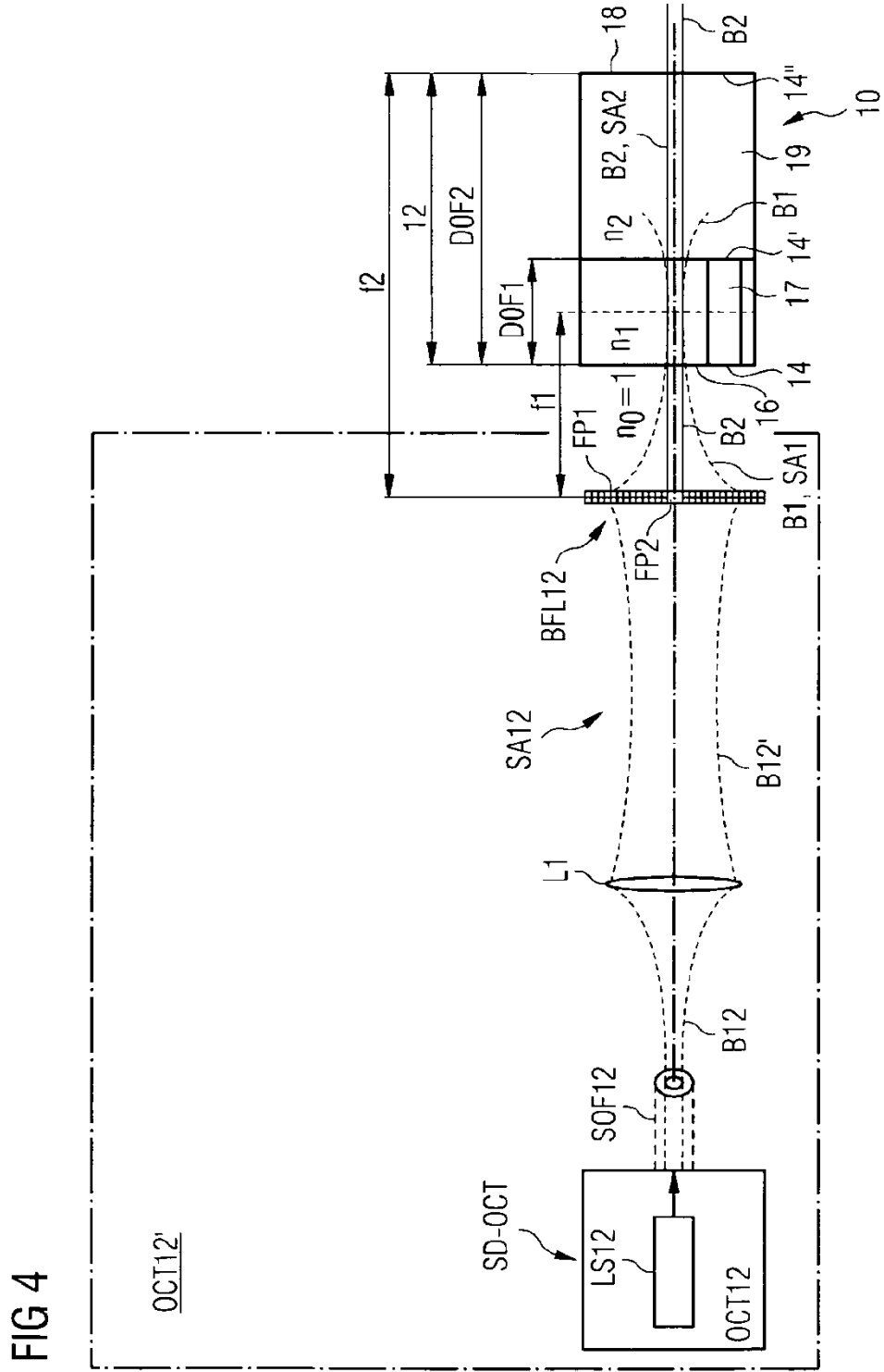
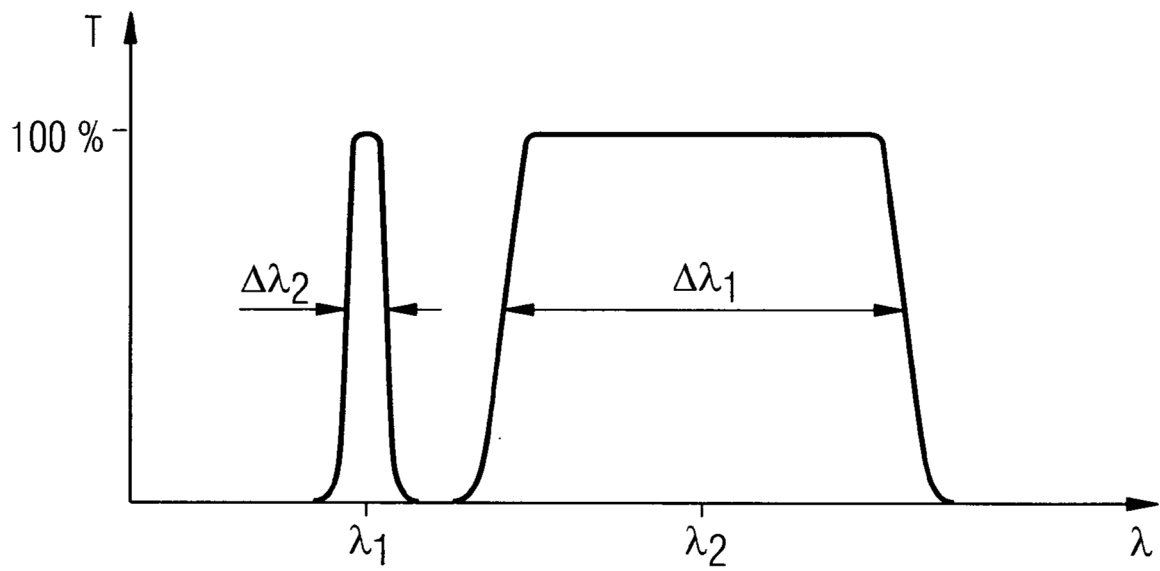
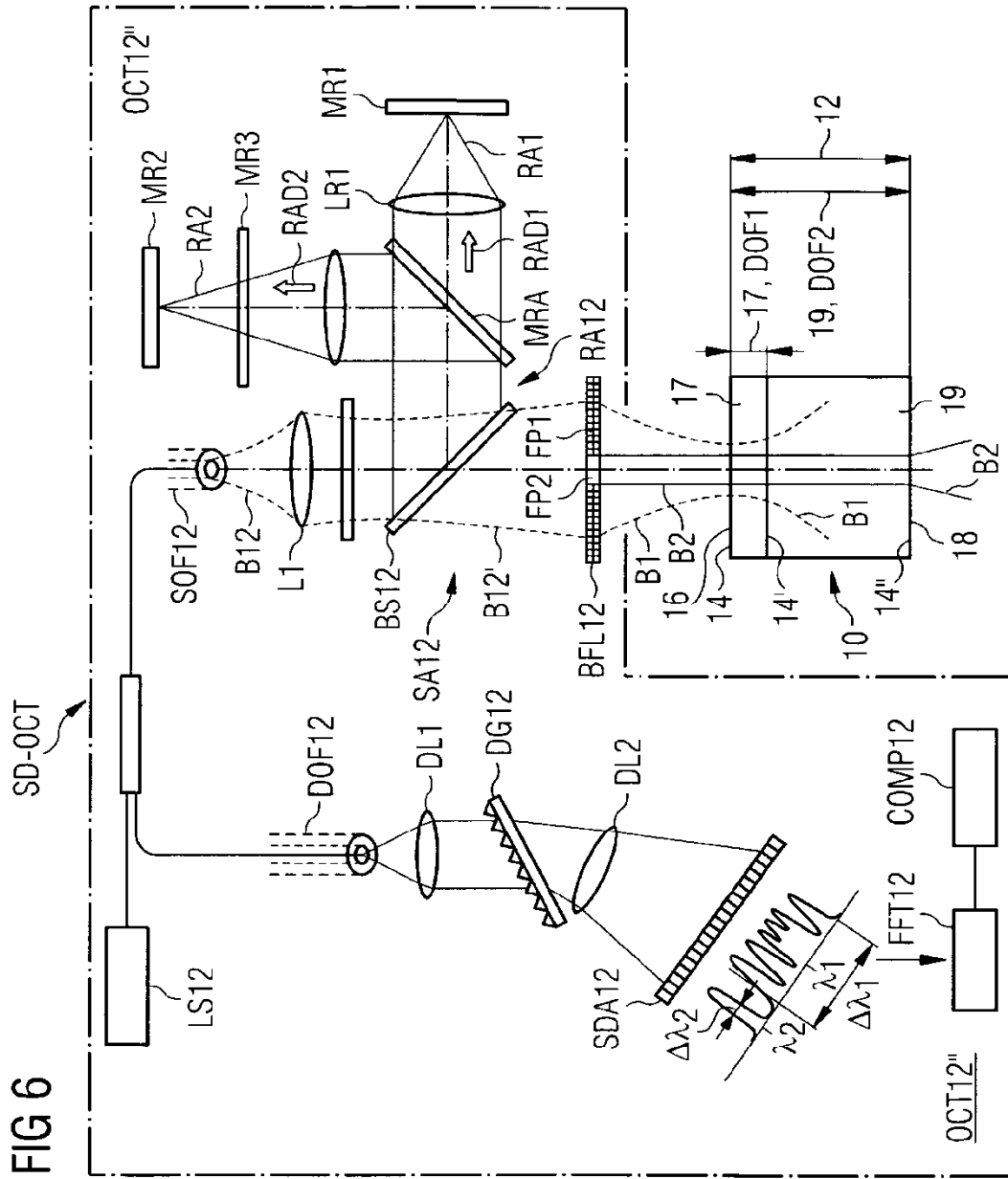


FIG 5



por ejemplo: $\lambda_2 = 700 \text{ nm}$ $\lambda_1 = 850 \text{ nm}$
 $\Delta\lambda_2 = 20 \text{ nm}$ $\Delta\lambda_1 = 200 \text{ nm}$
 ($750 \leq \lambda_1 \leq 950 \text{ nm}$)



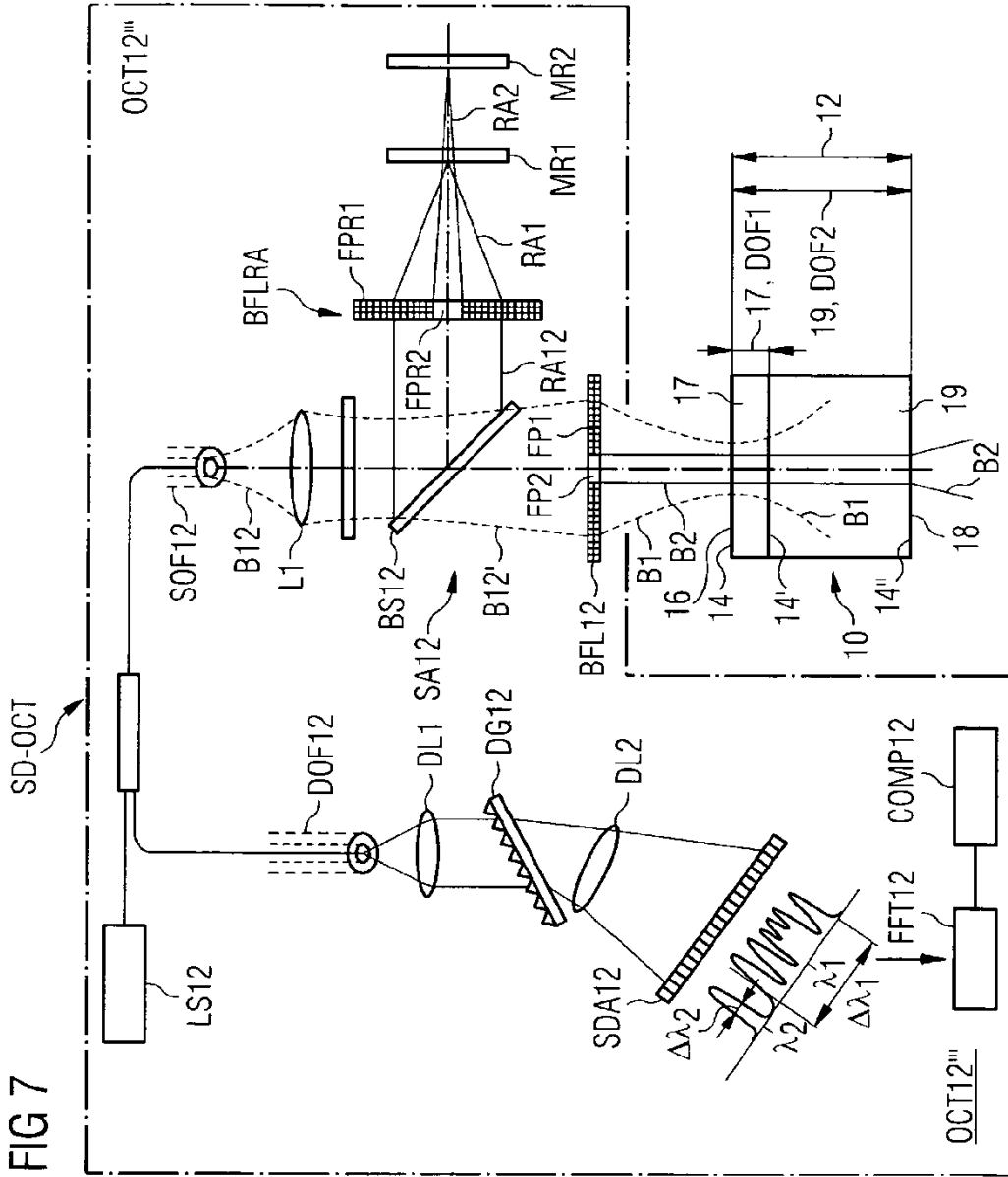


FIG 8

