

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 396 165**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 3/12** (2006.01)

**A61B 3/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2008 E 08723909 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.10.2012 EP 2124718**

54 Título: **Aparato para observar un ojo, así como módulo OCT**

30 Prioridad:

**20.03.2007 EP 07104507**

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

**19.02.2013**

73 Titular/es:

**TOPCON EUROPE MEDICAL B.V. (100.0%)  
ESSEBAAN 11  
2908 LJ CAPELLE A/D IJSSEL, NL**

72 Inventor/es:

**DE VRIES, HAAIJE RIMMER;  
GELISSEN, PETRUS, JACOBUS, WILHELMUS y  
HAYASHI, TAKEFUMI**

74 Agente/Representante:

**TOMAS GIL, Tesifonte Enrique**

**ES 2 396 165 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

Aparato para observar un ojo, así como un módulo OCT

5 [0001] La invención se refiere a un aparato para observar un ojo, como se define en el preámbulo de la reivindicación 1.

[0002] La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una técnica no invasiva para formación de imágenes de estructura de tejido de subsuperficie con resolución precisa. El haz de referencia se refleja por un objeto de referencia, tal como un espejo, mientras que el haz de muestra se guía a la muestra, por ejemplo la retina del ojo. La interferencia entre la referencia reflejada de retorno y haces de muestra representa los espesores de diferentes capas oculares. El haz de muestra se puede escanear a lo largo de una línea en el ojo para obtener una imagen en corte transversal del ojo. OCT es generalmente realizada usando un aparato dedicado a OCT en combinación con un ordenador.

15 [0003] WO 03/086180 describe un examen oftalmológico y/o estación de tratamiento. En vez de organizar varias subunidades intercambiamente en un aparato oftalmológico, el examen oftalmológico y/o estación de tratamiento es de un diseño modular permanente, es decir ocupa el espacio de un solo aparato pero hace posible conseguir la funcionalidad de un número de diferentes aparatos. Comprende un dispositivo de iluminación, un dispositivo de observación, una unidad de evaluación y un sistema de medición, y también un módulo de paciente para ser dispuesto directamente delante del ojo del paciente. El sistema de medición y el dispositivo de iluminación están dispuestos remotos del paciente y se conectan al módulo de paciente por medio de fibras ópticas. La conexión de las fibras ópticas al módulo de paciente es desmontable, de modo que diferentes sistemas de medición y dispositivos de iluminación pueden ser fácilmente conectados, dependiendo de qué exámenes u observaciones deben ser realizados.

25 [0004] El sistema de medición puede ser un sistema óptico de tipo de interferómetro de Michelson con un brazo de referencia y un brazo de medición. Un denominado haz de fuente emitido desde una fuente de radiación se divide en un haz de referencia y un haz de medición. Este dispositivo se puede integrar en una lámpara de hendidura existente para el examen ocular. El haz de medición, como haz de espacio libre, puede después ser acoplado bien vía divisores de haz en la trayectoria de haz de iluminación, en un microscopio también vía divisores de haz en una trayectoria de haz de observación, o en el objetivo de microscopio o con un espejo de deflexión en un canal de centro entre dos trayectorias de haz de un estéreomicroscopio de la lámpara de hendidura. No obstante, tal incorporación en una lámpara de hendidura existente requiere modificaciones estructurales permanentes. Estas modificaciones llevan a costes de reconstrucción sustanciales y por lo tanto es difícilmente económico, si acaso, para actualizar una lámpara de hendidura existente con tal sistema de medición. Por otra parte, las modificaciones en la lámpara de hendidura necesitan efectuarse por su fabricante o un servicio técnico especializado. En consecuencia, el oftalmólogo está temporalmente privado de la lámpara de hendidura que va a ser modificada mientras que la mayoría de lámparas de hendidura se usan a diario.

35 [0005] Un objeto de la invención es proporcionar un aparato mejorado para observar el ojo de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

40 [0006] Este objeto se consigue en un aparato como se reivindica en la reivindicación 1. El módulo OCT está conectado de manera desmontable a cada lado a la unidad de ampliación y la unidad de observación del aparato. El módulo OCT forma un módulo agregable, es decir el módulo OCT se puede añadir y quitar como un módulo con respecto al aparato existente para observar el ojo. Cuando el módulo OCT se instala en su lugar, tanto el haz de muestra que se dirige al ojo y la luz reflejada de retorno de la retina pasarán la lente del objetivo durante el examen. La lente del objetivo de la unidad de ampliación es una parte del brazo de muestra del sistema OCT. El haz de muestra pasa a través de la lente del objetivo del dispositivo de formación de imágenes hacia el ojo observado durante el examen. Las reflexiones de retorno se bifurcan por los medios de transferencia al sistema OCT. Los medios de transferencia se pueden proporcionar en el módulo OCT. La funcionalidad del aparato existente para el examen ocular puede por lo tanto ser extendida con OCT sin la necesidad de rediseñar el aparato existente, es decir sin incurrir costes de reconstrucción sustanciales. Los costes son principalmente limitados a los costes de compra iniciales del módulo OCT como una unidad separada. La modificación del aparato existente es simple y relativamente poco costosa. Posiblemente, el oftalmólogo mismo puede modificar el aparato existente.

55 [0007] Otra ventaja es que las dimensiones del aparato según la invención combinando OCT y la observación ocular convencional, por ejemplo fondo o córnea, son considerablemente disminuidas en comparación con el hecho de tener dos dispositivos separados, uno para OCT y otro para dicha observación ocular convencional.

60 [0008] Hay que señalar que la unidad de ampliación proporcionada con la lente del objetivo puede tener un factor de aumento que es inferior a 1, igual a 1 o superior a 1. La lente del objetivo normalmente tiene un factor de aumento que es superior a 1. Luego, el resto de la unidad de ampliación puede tener un factor de aumento que es inferior a 1, igual a 1 (es decir, la luz se deja pasar sin ampliación adicional) o superior a 1.

65 [0009] Cuando el módulo OCT es quitado, la unidad de ampliación y la unidad de observación pueden ser conectadas entre sí usando una conexión desmontable. Cuando la unidad de ampliación y la unidad de observación son separadas, el módulo OCT puede ser colocado entre éstas.

[0010] Para suministrar una conexión desmontable entre el módulo OCT y la unidad de ampliación y la unidad de observación, es posible que el módulo OCT sea alineado a lo largo de la trayectoria de observación, donde el módulo OCT tiene una cara frontal que se enfrenta hacia la unidad de ampliación y una cara posterior que se enfrenta hacia la unidad de observación, y donde la cara frontal del módulo OCT dispone de un elemento de conexión de acoplamiento con el elemento de conexión de la cara posterior de la unidad de ampliación, y donde la cara posterior del módulo OCT dispone de un elemento de conexión de acoplamiento con el elemento de conexión de la cara frontal de la unidad de observación, y donde los elementos de conexión del módulo OCT pueden ser conectados de manera desmontable a los elementos de conexión de acoplamiento de la unidad de ampliación y la unidad de observación, respectivamente.

[0011] Según la invención la unidad de ampliación y el módulo OCT son conectados de manera desmontable entre sí, y también el módulo OCT y la unidad de observación son conectados de manera desmontable entre sí. Las conexiones desmontables del módulo OCT entre la unidad de ampliación y la unidad de observación del dispositivo de formación de imágenes o los elementos de conexión de acoplamiento se pueden construir de varias maneras.

[0012] Por ejemplo, la unidad de ampliación y el módulo OCT comprenden caras adyacentes teniendo un receso y una protuberancia que se coloca en el receso, donde el receso dispone de elementos de acoplamiento para acoplar de manera desmontable la protuberancia colocada en el receso. Es también posible que el módulo OCT y la unidad de observación comprenden caras adyacentes con un receso y una protuberancia que se coloca en el receso, donde el receso dispone de elementos de acoplamiento para acoplar de manera desmontable la protuberancia colocada en el receso. Este tipo de conexiones desmontables corresponden a una montura "estándar" que es generalmente localizada entre la unidad de ampliación y la unidad de observación. La montura "estándar" permite al módulo OCT formar un módulo agregable para muchos dispositivos de formación de imágenes existentes. Por ejemplo, la mayoría de las lámparas de hendidura ya en uso se pueden extender con el módulo OCT según la invención.

[0013] En una forma de realización, el sistema OCT comprende un brazo de referencia en el que el haz de referencia se guía a un objeto de referencia y un haz de referencia reflejado se refleja de retorno desde el objeto de referencia, y un brazo de muestra en el que el haz de muestra se guía al ojo y un haz de muestra reflejado se refleja de retorno desde el ojo, donde la fuente de luz OCT y los medios de separación son ópticamente conectados para guiar la luz OCT desde la fuente de luz OCT a los medios de separación, y los medios de separación son ópticamente conectados al brazo de referencia, el brazo de muestra y un detector óptico. El brazo de muestra es al menos parcialmente montado en el dispositivo de formación de imágenes de manera que el haz de muestra se guía a través de la lente del objetivo al ojo.

[0014] La fuente de luz OCT se puede configurar de varias maneras. Por ejemplo, la fuente de luz OCT se dispone para emitir luz OCT que comprende una longitud de onda de 700-2000 nm, preferiblemente 700-1500 nm. La fuente de banda ancha puede incluir una fuente que emite un espectro estable continuamente, tal como diodos superluminiscentes (SLD), fuentes Ti:Sapphire u otros, y una fuente que puede sintonizar la frecuencia de su espectro rápidamente tal como láseres de femtosegundo u otros tipos de láseres sintonizables.

[0015] La fuente de luz OCT es ópticamente conectada a los medios de separación, es decir la luz OCT se puede guiar a los medios de separación. La conexión óptica puede comprender fibras ópticas y/o otros componentes para controlar varios parámetros tal como potencia, polarización y otros. Aisladores ópticos se pueden utilizar para proteger la fuente de luz OCT de luz reflejada de retorno indeseada. Es también posible que la conexión óptica incluye un circulador que aumenta la eficiencia de luz del sistema OCT y protege la fuente de luz OCT de luz reflejada de retorno indeseada.

[0016] Los medios de separación dividen la luz de la fuente de luz OCT en dos haces: el haz de referencia y el haz de muestra. La proporción de separación que definen la energía distribuida en los dos haces son generalmente 50/50,30/70 o 10/90. No obstante, otros valores cualesquiera son posibles también. Luz reflejada de retorno desde el objeto de referencia y el objeto de muestra se recombinan en una señal óptica conduciendo al detector óptico. La señal óptica está sometida a interferencia. Por ejemplo, los medios de separación son a base de fibra o configurados al aire libre. En una configuración al aire libre, los medios de colimación se utilizan para definir el haz de luz que se propaga a través del aire libre. Estos medios de colimación son colocados delante de los medios de separación.

[0017] El brazo de referencia puede comprender un medio de transferencia para guiar el haz de referencia al objeto de referencia. Por ejemplo, estos medios de transferencia se adaptan para controlar varios parámetros, tal como potencia óptica, dispersión y polarización. El objeto de referencia, tal como un espejo de referencia, refleja el haz de referencia de nuevo a los medios de separación. En la mayoría de las configuraciones la primera parte del haz de referencia está a base de fibra. En ese caso, los medios de colimación se usan como una conexión entre la disposición a base de fibra y al aire libre. La parte entre los medios de separación y el objeto de referencia es referida normalmente como "brazo de referencia" del sistema OCT.

[0018] El brazo de muestra puede comprender medios de transferencia para guiar el haz de muestra al tejido del ojo. Según la invención la lente del objetivo del dispositivo de formación de imágenes es una parte de los medios de transferencia del brazo de muestra. La estructura del tejido del ojo incluye diferentes capas. Los límites entre estas capas implican cambios en el índice de refracción, que resulta en reflexiones variables. Luz reflejada de retorno desde el tejido es guiada de nuevo a través de la lente del objetivo en dirección a los medios de separación. Como ocurre con el

brazo de referencia, el brazo de muestra normalmente tiene una fibra óptica que guía el haz de muestra desde los medios de separación a un medio de colimación. Estos medios de colimación son la conexión entre las partes a base de fibra y al aire libre del brazo de muestra y están localizados detrás de la lente del objetivo. La parte al aire libre del brazo de muestra comprende la lente del objetivo. La luz reflejada de retorno desde el ojo es guiada por medio de la lente del objetivo al medio de colimación y se propaga posteriormente a través de la fibra óptica de muestra de nuevo a los medios de separación. La parte entre los medios de separación y el objeto de muestra es normalmente referido como "brazo de muestra" del sistema OCT.

[0019] El detector óptico se puede construir de varias maneras. En una forma de realización el detector óptico se adapta para convertir la señal óptica detectada por el detector óptico en una señal eléctrica, donde la señal eléctrica se transporta a una unidad de procesamiento de datos. Por ejemplo, el detector óptico comprende un espectrógrafo o un detector "individual". El espectrógrafo se puede usar en combinación con una fuente de banda ancha continua tal como un SLD, mientras que un único detector se puede usar en combinación con una fuente de barrido. El espectrógrafo típicamente tiene medios de transferencia, medios de difracción y una cámara de escaneado lineal para convertir la señal óptica en una señal eléctrica, pero otras configuraciones son posibles también. La señal eléctrica se transporta a una unidad de procesamiento de datos. Por ejemplo, la unidad de procesamiento de datos es un sistema informático, tal como un ordenador personal (PC), ordenador portátil, asistentes personales digitales (PDA) u otros. La unidad de procesamiento de datos puede visualizar las señales eléctricas a una imagen en sección transversal del ojo observado.

[0020] En una forma de realización, la fuente de luz OCT, los medios de separación y el brazo de referencia que incluye el objeto de referencia se montan en una caja de control, donde el haz de muestra se guía desde los medios de separación en la caja de control al módulo OCT por una fibra óptica. La caja de control puede ser colocada remota del aparato para observar el ojo, que incluye el módulo OCT. El oftalmólogo puede fácilmente añadir y eliminar un módulo OCT cuando desee.

[0021] En una forma de realización el módulo OCT comprende medios de escaneado. Los medios de escaneado se colocan dentro del módulo OCT, es decir los medios de escaneado se localizan relativamente cerca de los medios de transferencia para dirigir el haz de muestra a través de la lente del objetivo al ojo. Esto amplía el área de escaneado. Hay que señalar que el módulo OCT puede comprender una pluralidad de componentes que son montados juntos. Por ejemplo, los medios de escaneado se reciben dentro de un alojamiento que se fija al módulo OCT.

[0022] Los medios de transferencia para dirigir el haz de muestra desde los medios de separación a través de la lente del objetivo al ojo pueden comprender un divisor de haz para reflejar el haz de muestra en la dirección de la trayectoria de observación. El divisor de haz se instala en el módulo OCT.

[0023] Es posible que la unidad de observación comprenda un ocular. El haz de muestra se introduce en el dispositivo de formación de imágenes entre el ocular y la lente del objetivo. Por ejemplo, el ocular comprende un (bio)microscopio. Un oftalmólogo puede examinar el ojo mirando a través del ocular.

[0024] En una forma de realización, la unidad de observación comprende una cámara digital, donde el haz de muestra se introduce en el dispositivo de formación de imágenes entre la cámara digital y la lente del objetivo. Así, la imagen que puede ser vista a través del ocular se puede almacenar en un dispositivo de almacenamiento o ser mostrada en una pantalla. Por ejemplo, esta imagen se refiere al segmento anterior o segmento posterior del ojo.

[0025] En una forma de realización el aparato comprende un sistema de iluminación para emitir luz de iluminación al ojo. Cuando el sistema de iluminación se configura para proyectar una hendidura de iluminación en el ojo, el aparato constituye una lámpara de hendidura. La hendidura de iluminación puede tener una anchura variable. Una lámpara de hendidura es comúnmente usada para el examen del segmento anterior del ojo. Generalmente, cualquier oftalmólogo dispone de una lámpara de hendidura. Según esta forma de realización una lámpara de hendidura existente puede ser fácilmente modificada para incluir funcionalidad OCT pasando el haz de muestra a través de la lente del objetivo del dispositivo de formación de imágenes de la lámpara de hendidura. El sistema OCT se puede añadir como un módulo para lámparas de hendidura recién fabricadas y también a lámparas de hendidura ya en uso.

[0026] El sistema de iluminación de una lámpara de hendidura se puede construir de varias maneras. Por ejemplo, el sistema de iluminación se instala en una columna de alojamiento que se extiende transversalmente con respecto a la trayectoria de observación. El sistema de iluminación puede luego comprender medios de transferencia para la transferencia de la luz de iluminación emitida por la fuente de luz al ojo.

[0027] Es posible que el aparato comprenda medios de enfoque para el enfoque de la luz de iluminación y/o el haz de muestra en el fondo del ojo. Por ejemplo, los medios de enfoque comprenden una lente ocular. En la posición apropiada, los medios de enfoque guían todos los rayos de luz del sistema de iluminación incidiendo en su lado proximal en el ojo y enfoca el objeto de hendidura en la columna de iluminación sobre la retina. Simultáneamente, el haz de muestra que se dirige a través del sistema de observación incide en el lado proximal de los medios de enfoque, se saca en el fondo y cuando se alinea correctamente se enfoca en la retina. Alineación correcta implica que el plano de imagen del objeto de hendidura en la columna de iluminación y la punta fibrosa del brazo de muestra chocan en el mismo plano. Los medios de enfoque permiten la formación de imágenes OCT del fondo del ojo, en particular la retina. Por otra parte,

el aparato, tal como una lámpara de hendidura o microscopio operativo, se puede usar para observar el segmento posterior del ojo.

[0028] Hay que señalar que los medios de enfoque son totalmente opcionales, porque hay diferentes aplicaciones que no requieren enfoque en el fondo. Por ejemplo, es también posible que un oftalmólogo desee observar y/o obtener una imagen OCT del segmento anterior del ojo, por ejemplo la córnea.

[0029] La invención no se limita a ningún tipo de OCT - el sistema OCT según la invención puede aplicar, por ejemplo, OCT de dominio espectral (también referido como OCT de dominio de Fourier y OCT de dominio de frecuencia), u OCT de dominio de tiempo.

[0030] La invención también se refiere a un módulo OCT para un aparato para observar un ojo, tal como una lámpara de hendidura o microscopio operativo, este módulo OCT comprende medios de transferencia para transferir un haz de muestra de una primera dirección a una segunda dirección, y que módulo OCT comprende una cara frontal y una cara posterior, la cara frontal siendo provista de un primer elemento de conexión, y la cara posterior siendo provista de un segundo elemento de conexión acoplado con el primer elemento de conexión, y donde los primeros y segundos elementos de conexión pueden ser conectados de manera desmontable a un elemento de conexión de acoplamiento al segundo y primer elemento de conexión, respectivamente. Por ejemplo, una de dichas caras dispone de un receso y la otra de una protuberancia correspondiente. Este módulo OCT se puede conectar a una montura generalmente "estándar" de una lámpara de hendidura.

[0031] La invención ahora será explicada con más detalle con referencia a una forma de realización ejemplar mostrada en el dibujo anexo.

La Figura 1 muestra una vista en perspectiva de un aparato para observar un ojo.

La Figura 2 muestra una vista desde arriba diagramática del aparato mostrado en la Figura 1.

La Figura 3a, 3b muestran vistas en perspectiva de un módulo OCT según la invención.

La Figura 4 muestra una vista diagramática del sistema OCT del aparato mostrado en la Figura 1.

La Figura 5 muestra una vista diagramática de un sistema OCT alternativo.

[0032] La forma de realización ejemplar de un aparato para observar un ojo se denota en su integridad por 1. El aparato 1 según esta forma de realización ejemplar constituye una lámpara de hendidura. La lámpara de hendidura 1 facilita un examen del segmento anterior de un ojo humano, que incluye la esclerótica, conjuntiva, iris, lente cristalina natural y córnea. Una lámpara de hendidura es ampliamente usada en aplicaciones oftalmoscópicas. La lámpara de hendidura 1 comprende un sistema de iluminación 2 provisto de una fuente de luz 3 para emitir una luz de iluminación. Por ejemplo, la fuente de luz 3 se puede focalizar para emitir una hendidura de iluminación. La lámpara de hendidura 1 comprende un bastidor de soporte 7 para soportar la cabeza de un paciente (no mostrado). El ojo del paciente está opuesto en dirección al sistema de iluminación 2 durante el examen, de modo que la hendidura de iluminación se proyecta sobre el ojo.

[0033] En esta forma de realización ejemplar el sistema de iluminación 2 se instala dentro de una columna de alojamiento que se extiende sustancialmente de forma vertical. Como resultado, el sistema de iluminación 2 tiene medios de transferencia 5 para transferir la luz de iluminación emitida por la fuente de luz 3 al ojo del paciente. Por supuesto, el tipo, construcción y/u orientación del sistema de iluminación puede ser diferente.

[0034] El aparato 1 comprende un dispositivo de formación de imágenes 9 que dispone de una lente del objetivo 12 para recibir rayos de luz de observación del ojo (ver Figura 2). La lente del objetivo 12 se localiza al final distal del dispositivo de formación de imágenes 9 - los rayos de luz de observación del ojo entran en el dispositivo de formación de imágenes 9 a través de la lente del objetivo 12. La lente del objetivo 12 es expuesta al lado externo del dispositivo de formación de imágenes 9 frente al bastidor de soporte 7. En esta forma de realización ejemplar el dispositivo de formación de imágenes 9 tiene una unidad de ocular 10 y una unidad de ampliación 11. La unidad de ampliación 11 se proporciona con la lente del objetivo 12.

[0035] Obviamente, la unidad de ocular 10 del dispositivo de formación de imágenes 9 se puede sustituir por cualquier otra unidad de observación, tal como una cámara digital (no mostrada). Es también posible que la unidad de ocular 10 se combine con una cámara digital (no mostrada).

[0036] El aparato 1 mostrado en las figuras comprende medios de enfoque 6 para enfocar la luz de iluminación y haz de muestra en el fondo del ojo. Los medios de enfoque pueden incluir una lente ocular 6 con un plano de imagen que se enfoca en el fondo del ojo durante examen. La lente ocular 6 enfoca cualquier rayo de luz incidiendo desde su lado proximal sobre el fondo del ojo. El eje óptico de la lente ocular 6 corre a lo largo de la trayectoria de observación del dispositivo de formación de imágenes 9 extendiéndose entre el ojo y la lente del objetivo 12. El eje óptico de la lente ocular 6 es sustancialmente paralelo a o coincide con esta trayectoria de observación. Así, es posible examinar una imagen del fondo, en particular la retina del ojo.

[0037] El aparato 1 según la invención comprende un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) 15. El sistema OCT 15 facilita tomografía de coherencia óptica - una técnica de formación de imágenes interferométrica, no invasiva

con penetración milimétrica y resolución (sub)micrométrica. Por ejemplo, la profundidad de penetración en un ojo humano es aproximadamente 2-3 mm dependiendo de las propiedades de tejido y el diseño del sistema OCT. El sistema OCT 15 proporciona formación de imágenes de corte transversal in vivo de tejidos superficiales del ojo. Por ejemplo, una imagen en corte transversal de la retina puede ser obtenida, que permite por ejemplo visualización de varias capas retinales, medición del espesor retinal y la capa de fibra del nervio retinal. Las posibilidades de escaneado de la lámpara de hendidura 1 se expanden como resultado de incorporar el sistema OCT 15. Después de todo, el aparato 1 según esta forma de realización constituye una lámpara de hendidura que incluye funcionalidad OCT.

[0038] En esta forma de realización ejemplar, el sistema OCT 15 comprende una fuente de luz OCT 16 para emitir luz OCT. La fuente de luz OCT 16 se monta en una caja de control 18 (ver Figura 4). Un circulador 70 con tres aberturas está provisto. La fuente de luz OCT 16 es conectada usando una fibra óptica de luz OCT 20 al primer puerto de un circulador 70. El circulador 70 dirige la luz OCT del primer puerto al segundo puerto y en una fibra óptica 26, que lleva la luz OCT a medios de separación 17. Los medios de separación 17 se adaptan para dividir la luz OCT en un haz de referencia y un haz de muestra. Por ejemplo, los medios de separación 17 comprenden un divisor de haces.

[0039] En esta forma de realización ejemplar, una fibra óptica de haz de referencia 22 transporta el haz de referencia a un colimador de haz de referencia 25. El colimador de haz de referencia 25 dirige el haz de referencia al aire libre a un espejo de referencia 31. La parte al aire libre del haz de referencia permite controlar varios parámetros, tales como potencia óptica, dispersión y polarización. Las reflexiones de retorno del espejo de referencia 31 se reciben por el colimador de haz de referencia 25 y posteriormente se guían a través de la fibra óptica de haz de referencia 22 de retorno a los medios de separación 17.

[0040] El haz de muestra se llevado por una fibra óptica de haz de muestra 21 a un colimador de haz de muestra 24. Como se muestra en Figura 2 el sistema OCT también comprende medios de transferencia OCT 33 para transferir el haz de muestra procedente del colimador de haz de muestra 24 a través de la lente del objetivo 12 al ojo. En esta forma de realización ejemplar los medios de transferencia OCT 33 comprenden dos espejos de galvano 34 y un divisor de haz 35 para al menos dirigir parcialmente el haz de muestra en la trayectoria de observación del dispositivo de formación de imágenes 9. Los espejos de galvano 34 forman medios de escaneado.

[0041] El haz de muestra de la luz OCT incide en el medio de enfoque 6, que enfoca el haz de muestra sobre el fondo del ojo. Así, el haz de muestra es reflejado por el fondo. Los límites entre diferentes capas retinales dan lugar a reflexiones de retorno respectivas que se propagan de retorno a través del ojo, el medio de enfoque 6, y la lente del objetivo 12 del dispositivo de formación de imágenes 9 hasta que se reciben por el colimador de haz de muestra 24. El haz de muestra reflejado pasa a través de los medios de transferencia OCT 33 y la fibra óptica de haz de muestra 21 a los medios de separación 17.

[0042] El haz de referencia reflejado y el haz de muestra reflejado se recombinan en los medios de separación 17, es decir interfieren de modo constructivo o de modo destructivo entre sí. La interferencia del haz de referencia reflejado y haz de muestra reflejado causa una señal de detección óptica que se guía por la fibra óptica 26 al segundo puerto del circulador 70, que dirige la señal de detección óptica al tercer puerto. El tercer puerto del circulador 70 es ópticamente conectado por una fibra óptica de detección 23 a un detector óptico.

[0043] El detector óptico es, por ejemplo, un espectrógrafo. Se puede adaptar para convertir la señal de detección óptica detectada por el detector óptico en una señal eléctrica. La señal eléctrica puede después ser transportada a una unidad de procesamiento de datos. Por ejemplo, la unidad de procesamiento de datos es un sistema informático, tal como un ordenador personal (PC), ordenador portátil, asistentes personales digitales (PDA) u otros. La unidad de procesamiento de datos puede visualizar las señales eléctricas del espectrógrafo.

[0044] En esta forma de realización ejemplar, la fuente de luz OCT 16, el circulador 70, los medios de separación 17, el brazo de referencia 22, 25, 31 y el brazo detector 26, 23 incluyendo el espectrógrafo son colocados dentro de una caja de control 18. La fibra óptica de haz de muestra 21 se extiende desde la caja de control 18 a un módulo OCT 19. El colimador de haz de muestra 24 se monta dentro del módulo OCT 19.

[0045] El módulo OCT 19 es conectado de manera desmontable entre la lente del objetivo 12 y la unidad del ocular 10 del dispositivo de formación de imágenes 9 (ver Figura 1). El módulo OCT 19 se muestra con más detalle en la Figura 3a y 3b. El módulo OCT 19 comprende una cara frontal 71 y una cara posterior 72. La cara frontal 71 se proporciona con una protuberancia en forma de anillo 74 con una superficie cónica externa 75. La cara frontal 71 colinda contra una cara posterior de la unidad de ampliación 11. La forma de la cara posterior de la unidad de ampliación 11 corresponde a la cara posterior 72 del módulo OCT 19 mostrado en la Figura 3b.

[0046] La cara posterior 72 del módulo OCT 19 - y la cara posterior de la unidad de ampliación 11 - comprende un receso 77. El receso 77 se proporciona con elementos de acoplamiento para acoplar de manera desmontable la protuberancia 74 del módulo OCT 19 cuando se coloca en el receso 77. Los elementos de acoplamiento incluyen dos elementos de gancho 78 y un tornillo 79. Primero, el lado inferior de la protuberancia 74 se coloca detrás de los elementos de gancho 78. Luego, el módulo OCT 19 es manipulado de modo que su cara frontal 71 colinda sustancialmente plana contra la cara posterior de la unidad de ampliación 11. El tornillo 79 es atornillado hacia abajo

para asegurar la conexión desmontable.

5 [0047] La cara posterior 72 del módulo OCT 19 se coloca contra la cara frontal de la unidad del ocular 10. La conexión desmontable entre el módulo OCT 19 y la unidad del ocular 10 es idéntica a la conexión desmontable entre el módulo OCT 19 y la unidad de ampliación 11.

10 [0048] Cuando el módulo OCT 19 es instalado, es posible usar la lámpara de hendidura 1 para medir los espesores respectivos de diferentes capas retinales a una ubicación específica de la retina. El haz de muestra se puede escanear a lo largo de una línea en la retina, es decir el haz de muestra se desplaza en pasos relativamente pequeños sobre la retina. Las señales de detección ópticas resultantes pueden ser construidas juntas para formar una imagen en sección transversal de la retina.

15 [0049] Una fuente de luz adicional se puede usar para emitir luz visible en el sistema OCT (no mostrado). Luego, la línea de escaneado en la retina se puede observar simultáneamente usando el ocular 10 y/o una unidad de formación de imágenes digital (no mostrada) del dispositivo de formación de imágenes 9. El aparato 1 proporciona tanto una imagen en corte transversal de la retina obtenida por escaneado OCT como una imagen frontal de la retina que indica la línea de escaneado usada. Así, el oftalmólogo no sólo obtiene la imagen en corte transversal de la retina, sino que también tiene información de la ubicación exacta donde la sección transversal ha sido tomada.

20 [0050] La Figura 5 muestra una forma de realización alternativa del sistema OCT. En esta forma de realización la fuente de luz OCT 16, el circulador 70 y el brazo de detección 26, 23 incluyendo el espectrógrafo se montan dentro de la caja de control 18. Los medios de separación 17, el brazo de referencia y el brazo de muestra se localizan dentro del módulo OCT 19.

25 [0051] Cuando la fuente de luz OCT se apaga, el aparato 1 según esta forma de realización se puede usar como una lámpara de hendidura convencional. El oftalmólogo puede examinar el segmento anterior del ojo y el fondo o segmento posterior del ojo usando la lente ocular 6.

30 [0052] Por supuesto, la invención no se limita a la forma de realización ejemplar mostrada en las figuras. Será evidente para el experto en la materia que muchas modificaciones de esta forma de realización ejemplar son posibles sin apartarse del ámbito de la invención. Por ejemplo el módulo OCT se puede usar como un módulo agregable no sólo para una lámpara de hendidura, sino para cualquier aparato oftálmico.

35

**REIVINDICACIONES**

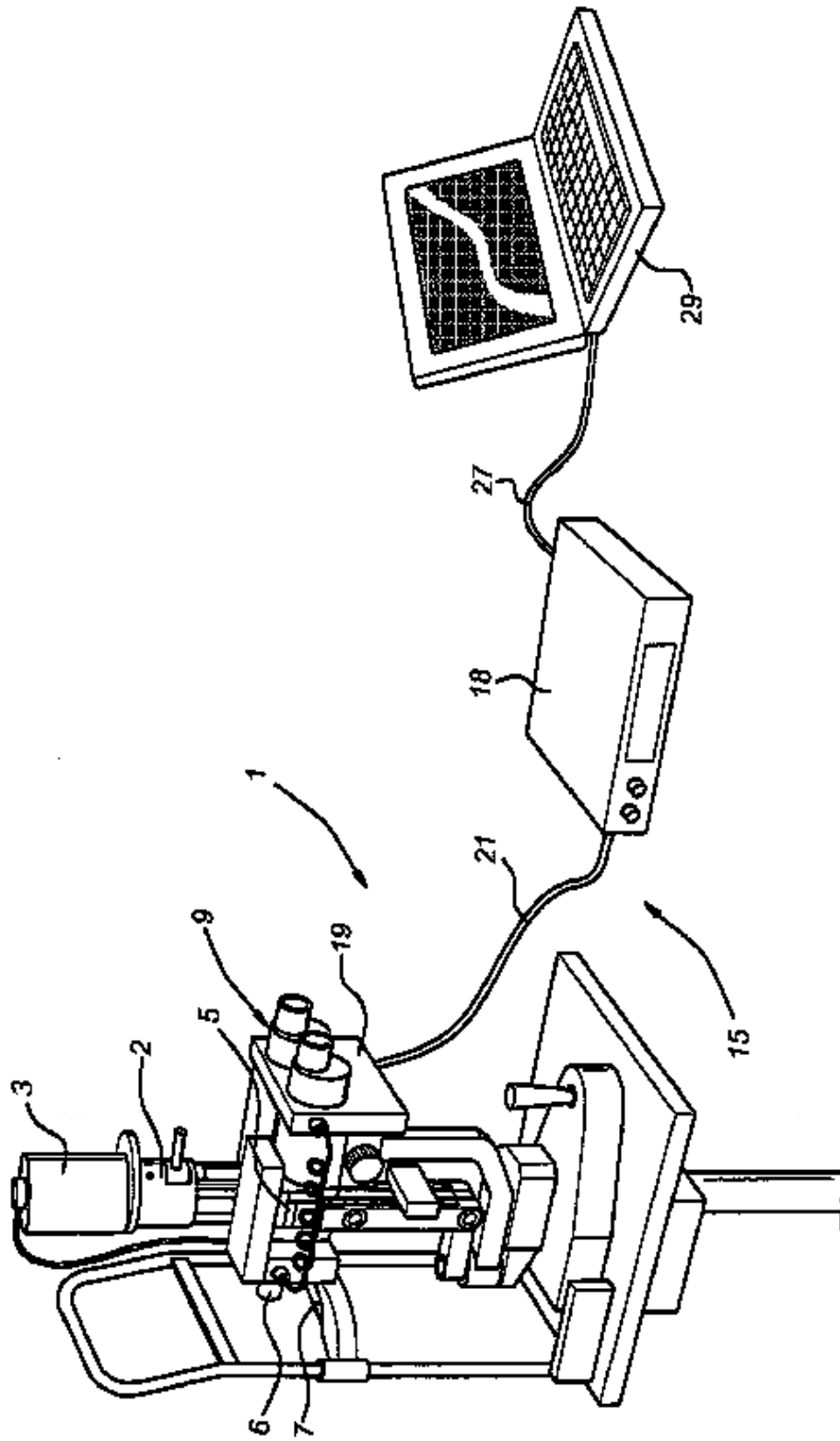
1. Aparato para observar un ojo, que comprende:  
 5 - un dispositivo de formación de imágenes (9) que dispone de una unidad de ampliación (11) y una unidad de observación (10), donde la unidad de ampliación (11) tiene una lente del objetivo (12) para recibir rayos de luz de observación del ojo, y  
 - un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) (15) que comprende una fuente de luz OCT (16) para emitir luz OCT, medios de separación (17) para dividir la luz OCT en un haz de referencia y un haz de muestra, y medios de transferencia (33) para dirigir el haz de muestra desde los medios de separación(17) a través de la lente del objetivo  
 10 (12) al ojo,  
 donde el sistema OCT (15) comprende un módulo OCT (19) que está conectado de manera desmontable entre la unidad de ampliación (11) y la unidad de observación (10), caracterizado por el hecho de que la unidad de ampliación (11) y la unidad de observación (10) se alinean con respecto entre sí a lo largo de una trayectoria de observación, y donde la unidad de ampliación (11) tiene una cara posterior que se enfrenta hacia la unidad de observación (10), y donde la unidad de observación (10) tiene una cara frontal que se enfrenta hacia la unidad de ampliación (11), y donde la cara posterior de la unidad de ampliación (11) y la cara frontal de la unidad de observación (10) se proveen con elementos de conexión de acoplamiento que pueden ser conectados de manera desmontable entre sí.  
 15
2. Aparato según la reivindicación 1, donde el módulo OCT (19) se alinea a lo largo de la trayectoria de observación, y donde el módulo OCT (19) tiene una cara frontal (71) que se enfrenta hacia la unidad de ampliación (11) y una cara posterior (72) que se enfrenta hacia la unidad de observación (10), y donde la cara frontal (71) del módulo OCT (19) dispone de un elemento de conexión de acoplamiento con el elemento de conexión de la cara posterior de la unidad de ampliación (11), y donde la cara posterior (72) del módulo OCT (19) dispone de un elemento de conexión de acoplamiento con el elemento de conexión de la cara frontal de la unidad de observación (10), y donde los elementos de conexión del módulo OCT (19) pueden ser conectados de manera desmontable a los elementos de conexión de acoplamiento de la unidad de ampliación (11) y la unidad de observación (10), respectivamente.  
 20
3. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde la unidad de ampliación (11) y el módulo OCT (19) comprenden caras adyacentes con un receso (77) y una protuberancia (74) que se coloca dentro del receso (77), donde el receso (77) dispone de elementos de acoplamiento (78,79) para acoplar de manera desmontable la protuberancia (74) colocada en el receso (77).  
 25
4. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde el módulo OCT (19) y la unidad de observación (10) comprenden caras adyacentes con un receso (77) y una protuberancia (74) que se coloca dentro del receso (77), donde el receso (77) dispone de elementos de acoplamiento (78,79) para acoplar de manera desmontable la protuberancia (74) colocada en el receso (77).  
 30
5. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde el sistema OCT (15) comprende un brazo de referencia en el que el haz de referencia se guía a un objeto de referencia (31) y un haz de referencia reflejado se refleja de retorno desde el objeto de referencia (31), y un brazo de muestra en el que el haz de muestra se guía al ojo y un haz de muestra reflejada se refleja de retorno desde el ojo, donde la fuente de luz OCT (16) y los medios de separación (17) son ópticamente conectados para guiar la luz OCT desde la fuente de luz OCT (16) a los medios de separación (17), y los medios de separación (17) son ópticamente conectados al brazo de referencia, al brazo de muestra y a un detector óptico.  
 35
6. Aparato según la reivindicación 5, donde la fuente de luz OCT (16), los medios de separación (17) y el brazo de referencia que incluye el objeto de referencia (31) se montan en una caja de control (18), y donde el haz de muestra se guía desde los medios de separación (17) en la caja de control (18) al módulo OCT (19) por una fibra óptica (21).  
 40
7. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde el módulo OCT comprende medios de escaneado (34,35).  
 45
8. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde los medios de transferencia (33) comprenden un divisor de haz (35) para reflejar el haz de muestra en la dirección de la trayectoria de observación.  
 50
9. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde la unidad de observación comprende una unidad de ocular (10) y/o cámara digital.  
 55
10. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde el aparato comprende un sistema de iluminación (2) para emitir luz de iluminación al ojo, tal como para proyectar una hendidura de iluminación sobre el ojo.  
 60
11. Aparato según una de las reivindicaciones precedentes, donde el aparato (1) comprende medios de enfoque (6) para enfocar el haz de muestra en el fondo del ojo.
12. Módulo OCT para un aparato para observar un ojo, tal como una lámpara de hendidura o microscopio operativo, este módulo OCT (19) comprende medios de transferencia (33) para transferir un haz de muestra desde una primera  
 65



5 dirección en una segunda dirección, y este módulo OCT (19) comprende una cara frontal (71) y una cara posterior (72), la cara frontal (71) estando provista de un primer elemento de conexión, y la cara posterior (72) estando provista de un segundo elemento de conexión de acoplamiento con el primer elemento de conexión, y donde los primeros y segundos elementos de conexión pueden ser conectados de manera desmontable a un elemento de conexión correspondiente al segundo y primer elemento de conexión, respectivamente.

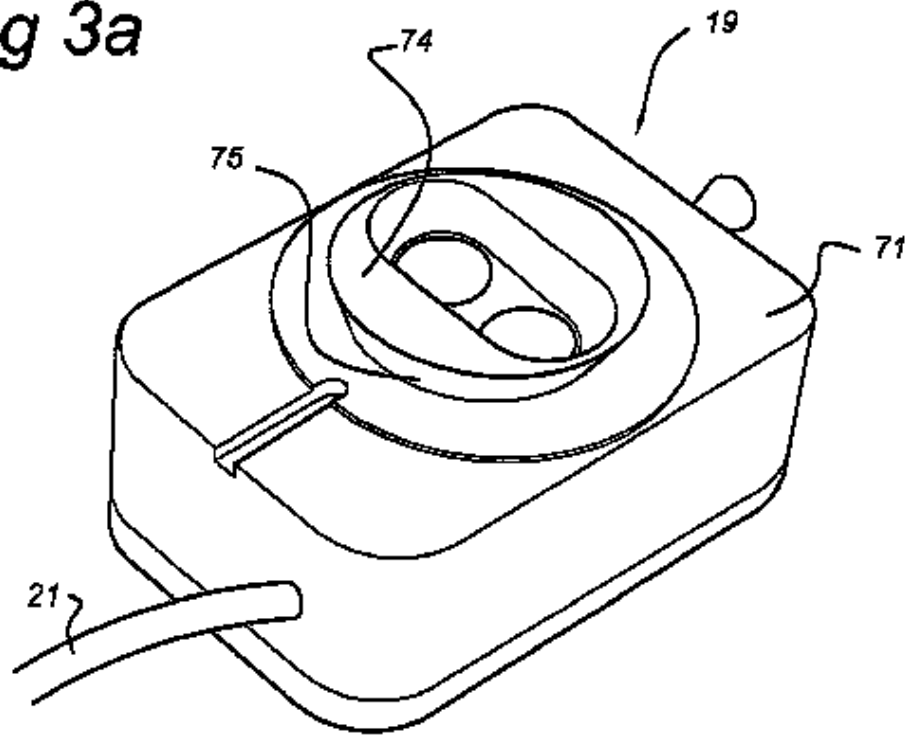
13. Módulo OCT según la reivindicación 12, donde una de dichas caras (71,72) dispone de un receso y la otra de una protuberancia correspondiente.

Fig 1





**Fig 3a**



**Fig 3b**

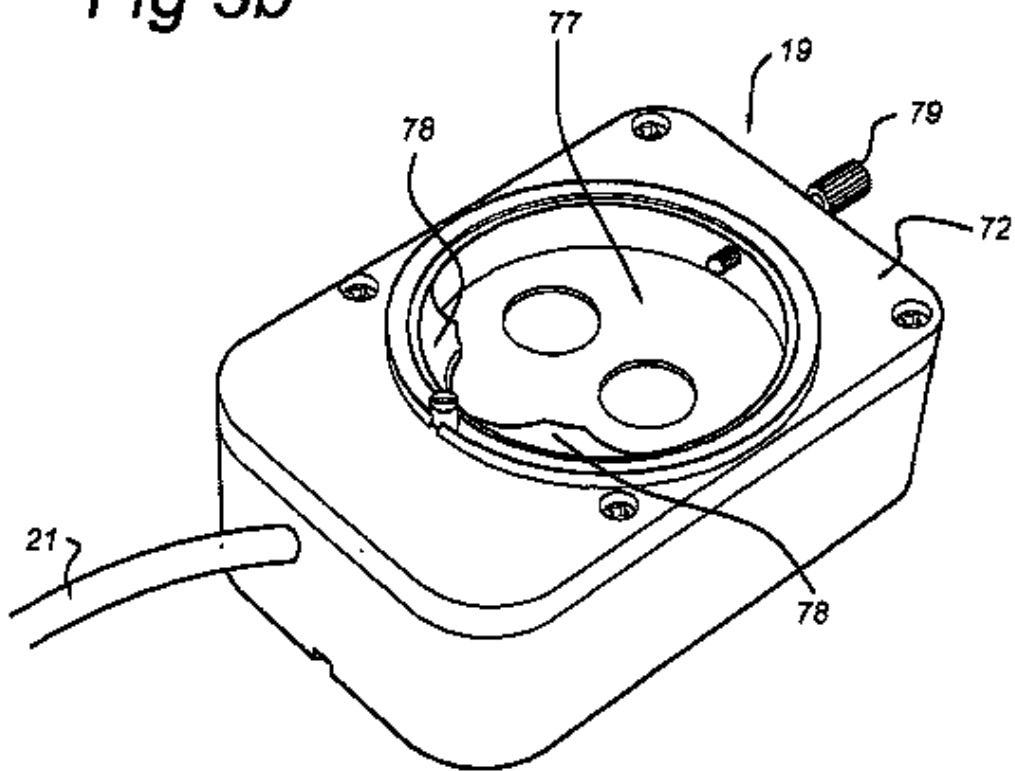


Fig 4

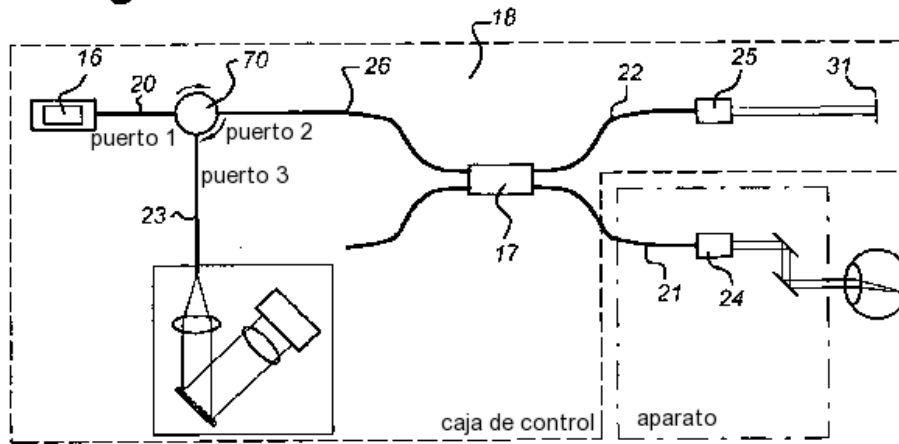


Fig 5

