

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 644 796**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.03.2014 PCT/IB2014/060132**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.10.2014 WO14155286**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.03.2014 E 14720699 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.07.2017 EP 2978364**

54 Título: **Método y sistema de tomografía por coherencia óptica**

30 Prioridad:

**26.03.2013 IT FI20130067**

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

**30.11.2017**

73 Titular/es:

**COSTRUZIONI STRUMENTI OFTALMICI C.S.O.  
S.R.L. (100.0%)**

**Via degli Stagnacci, 12/E Badia a Settimo  
50018 Scandicci FI, IT**

72 Inventor/es:

**VESTRI, GABRIELE;  
DE MAURO, CLAUDIO;  
ALFIERI, DOMENICO;  
PIERI, SILVANO y  
VERSACI, FRANCESCO**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 644 796 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**

Método y sistema de tomografía por coherencia óptica

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere al campo de los instrumentos para formación de imagen de estructuras internas del cuerpo humano, y en particular del ojo. Más específicamente, se refiere a un método de tomografía por coherencia óptica optimizada y al sistema relacionado.

10

Antecedentes en la técnica

La tomografía por coherencia óptica (OCT), también denominada tomografía por coherencia óptica de variación de fase, es una de las técnicas biomédicas de formación de imagen más potente y más extendida. Tiene aplicación en diversos campos de la medicina. El campo oftálmico ha contribuido en gran medida a su desarrollo y optimización.

15

En esta técnica, cualquier información relacionada con la estructura de la muestra/órgano que se observa se obtiene a partir de la radiación reflejada y/o retrodispersa de regiones que muestran diferentes propiedades ópticas dentro de la propia muestra/órgano.

20

La técnica de OCT permite crear modelos bidimensionales o tridimensionales que tienen una resolución de uno a pocos micrómetros. Además de permitir el estudio morfológico, la OCT puede revelar otras propiedades biológicas de la muestra que se analiza, tales como, por ejemplo, caudal (por medio del efecto Doppler) y birrefringencia (por medio de cambios de polarización).

25

La OCT tiene su base en interferometría de baja coherencia. La configuración óptica del sistema de OCT se basa en un interferómetro de Michelson y el modo de operación del sistema de OCT se determina dependiendo del tipo de la fuente de radiación y de la técnica de detección usados. En la actualidad, existen dos esquemas principales usados en los instrumentos de OCT.

30

En la denominada OCT de dominio de tiempo (TD-OCT) el perfil de reflectividad de la muestra se obtiene tomando interferencia de la radiación que procede del brazo óptico de la muestra con la que procede del brazo óptico de referencia, cuya ruta se modifica en cierto intervalo de tiempo. El desplazamiento del brazo de referencia es la medida de la distancia del miembro de la muestra que ha causado la reflexión.

35

La OCT de dominio de Fourier (FD-OCT), por el contrario, registra en una etapa, sin la necesidad de una traslación mecánica de los miembros en el brazo de referencia, el espectro produce bandas causadas por la interferencia de la radiación que procede del brazo de muestra con la que procede del brazo de referencia, en una banda espectral amplia. La medición de las distancias de los diversos miembros de muestra se obtiene mediante procesamiento de la señal del interferograma.

40

La segunda técnica es mucho más rápida que la primera dado que reduce la presencia de partes en movimiento y también tiene beneficios en términos de la relación señal con respecto a ruido, lo que da como resultado una mayor calidad de imagen.

45

A su vez, la segunda técnica FD-OCT se puede aplicar de acuerdo con dos realizaciones principales:

50

- OCT de dominio espectral (SD-OCT), en la que el espectro se obtiene usando una fuente de radiación de banda ancha y un espectrómetro que mide su intensidad con un sensor lineal (cámara de barrido en línea);
- OCT de fuente extendida (SS-OCT), en la que el espectro se obtiene mediante un detector de radiación individual haciendo que la longitud de onda emitida por la fuente varíe a velocidades muy altas.

55

En aras de clarificar los conceptos básicos que subyacen a la invención, en lo sucesivo en el presente documento se hará referencia a una configuración de tipo SD-OCT pero, con los ajustes obvios, el experto en la materia podrá extender fácilmente la técnica que se ilustrará a otras configuraciones a las que se han hecho referencia anteriormente en el presente documento y a variaciones conocidas de las mismas.

60

Ahora por referencia específica a la Figura 1, que se refiere a una configuración de SD-OCT convencional, el sistema comprende:

60

- una fuente LBS de radiación de banda ancha;
- un brazo óptico RA de referencia que contiene un sistema L2 de lente y un espejo Mref;
- un brazo SA de muestra que contiene un sistema de barrido, que consiste en un sistema L1 de lente y un sistema M de espejo y accionador, que permite iluminar una tira (en la dirección axial) de la muestra de la que se va a generar la imagen y se va a recoger la radiación retrodispersa;

65

- un brazo MA de detección de señal con un espectrómetro Spec que permite analizar el espectro de la señal resultante de la interferencia de la radiación que procede del brazo RA de referencia y del brazo SA de muestra, que comprende un sensor lineal que detecta el espectro de la señal de interferencia que corresponde a la actividad iluminada de la muestra;
- un divisor BS de haz configurado de un modo tal que permita el paso de la radiación desde la fuente LBS al brazo SA de muestra y al brazo RA de referencia, y desde estos al brazo MA de detección; y
- una unidad CUP de control y procesamiento que controla de forma adecuada los componentes mecánicos y electrónicos, y obtiene a partir del espectro, por medio de uno de numerosos algoritmos conocidos en la bibliografía, un perfil de reflectividad de la tira de muestra de la que se va a generar la imagen.

La fuente LBS de radiación luminosa de banda ancha se transmite al brazo RA de referencia y al brazo SA de muestra enfrente de donde se coloca la muestra de la que se va a formar la imagen. La radiación en el brazo RA de referencia se refleja mediante el espejo MRef y se envía a través del divisor BS de haz al brazo MA de detección. De forma similar, la radiación en el brazo SA de muestra se retrodispersa desde la parte de la muestra iluminada y llega a través del divisor BS de haz al brazo MA de detección. Por lo tanto, las dos ondas de luz, que proceden del brazo RA de referencia y el brazo SA de muestra, interfieren con el brazo MA de detección donde el espectrómetro Spec reconstruye sobre un sensor lineal el espectro de la señal de interferencia (interferograma).

El espectro mencionado anteriormente se transforma por medio de uno de los algoritmos conocidos en la bibliografía en el perfil de reflectividad de la parte de la muestra iluminada. Si fuera posible medir el perfil de reflectividad para múltiples tiras, se puede obtener una imagen seccionada de la muestra. A partir de tales mediciones de imagen seccionadas con respecto a la muestra se puede obtener una forma. Por ejemplo, en el caso de un ojo (véase la ilustración de la Figura 2), si se observa el segmento anterior del ojo, se pueden obtener un perfil altimétrico y la curvatura de las superficies de la córnea, la lente del cristalino y el iris. Si se capturan numerosas imágenes con respecto a diferentes secciones de muestra, puede ser posible incluso generar un modelo tridimensional de la muestra.

Si se decide usar una configuración de acuerdo con la técnica SS-OCT, el experto en la materia puede reemplazar la fuente de banda ancha por una fuente que tenga una longitud de onda emitida que pueda variar con mucha rapidez a lo largo del tiempo, y el espectrómetro de la rama de detección con un detector de radiación de canal de detección individual. En este caso, el espectro de señal de salida se construye variando la longitud de onda emitida por la fuente y almacenando secuencialmente las intensidades medidas por el detector para cada longitud de onda.

Con el fin de obtener una imagen de una sección del segmento anterior del ojo, por lo tanto se lleva a cabo generalmente un barrido lineal y al final la información obtenida se procesa en una única imagen. A continuación, por referencia a la Figura 3, si se supone el uso de solo un espejo M para un barrido bidimensional, el barrido se obtiene cambiando la inclinación del espejo en el brazo de muestra y por consiguiente la posición lateral del haz luminoso que procede de la lente O. Cuando el espejo está en la posición M', el haz luminoso R' ilumina la parte central del espacio de barrido y permite la detección de estructuras en esa parte de la muestra. Cuando el espejo está en la posición M'', el haz luminoso R'' ilumina la parte inferior del espacio de barrido. Cuando el espejo está en la posición M''', el haz luminoso R''' ilumina la parte superior del espacio de barrido.

La parte de tejido iluminada retrodispersa parte de la radiación, con una dispersión angular de la intensidad que depende de su microestructura y de la orientación de sus superficies de discontinuidad. En general, tal dispersión, también denominada lóbulo, será irregular, con un pico de intensidad en la dirección de reflexión, simétrico al de la iluminación en comparación con la normal a dichas superficies, y con una intensidad decreciente en las direcciones periféricas. En realidad, la radiación que se recoge para la medición es la que se retrodispersa exactamente en la dirección opuesta a la de la iluminación. Tal radiación, que vuelve al instrumento, pasará a través del brazo de muestra del interferómetro e interferirá en el brazo de detección con la radiación que procede del brazo de referencia de la rama del espectrómetro.

Por observación de la Figura 4, se ha de indicar que, si la muestra observada tiene una curvatura marcada, como es el caso de un ojo, cuanto más se desvíe el barrido del vértice corneal CV habrá menos potencia retrodispersa en la dirección de incidencia, debido a que una gran parte de la energía retrodispersa se desviará hacia la dirección de reflexión, fuera de la de incidencia, y por lo tanto se perderá y no estará disponible para la detección por parte del instrumento. La figura mencionada anteriormente muestra claramente cómo aumentando el ángulo de incidencia (ángulo entre el radio de incidencia Inc1 o Inc2 y la normal a la superficie corneal anterior Norm1 o Norm2) también se aumenta el ángulo de reflexión y de ese modo la desviación de la potencia reflejada (Ref1 o Ref2) hacia una dirección que no es útil para que el instrumento detecte una señal de retorno.

Sin embargo, una pequeña parte de la potencia incidente se dispersará en las demás direcciones del lóbulo, entre las cuales también se encuentra la opuesta a la ruta directa. En la práctica, se observa una reducción de la potencia recogida por parte del instrumento a medida que el barrido se desplaza desde el centro a la periferia.

Con el fin de abordar este problema, Rahul Yadav *et al.* sugieren, en el artículo "Scanning system design for large scan depth anterior segment optical coherence tomography" - OPTICS LETTERS Vol. 35, n.º 11/1 de junio de 2010,

una configuración particular del sistema de barrido que consiste en espejos y lentes cóncavos, que permite que se obtengan haces de barrido casi normales a la córnea o, en otras palabras, con un ángulo de incidencia menor. Esto proporciona sin ninguna duda un aumento de la cantidad de radiación retrodispersa hacia el instrumento y da como resultado un aumento de la relación señal con respecto a ruido.

5 Sin embargo, también se han descubierto algunas deficiencias importantes. En primer lugar, el sistema es complejo y caro debido a que está previsto el uso de lentes y espejos de una forma no clásica y además los diversos miembros deben estar dispuestos espacialmente en ángulos precisos, lo que puede hacer la alineación muy exigente y difícil. Además, el sistema puede ser muy voluminoso, especialmente si se selecciona una distancia de trabajo bastante amplia, de modo que reduce la incomodidad del paciente y/o es necesario para la coexistencia de otros instrumentos integrados al descrito.

10 El documento de Patente US5975697 desvela un sistema de tomografía por coherencia óptica, en el que se introduce un retraso en el brazo óptico de referencia o en el brazo de muestra, para variar la longitud de la ruta óptica, y con el objetivo de ajustar la resolución de profundidad del aparato.

Sumario de la invención

20 El presente solicitante ha descubierto una solución que aborda de forma eficaz el problema indicado anteriormente, sin que implique sin embargo las deficiencias relacionadas con el uso de componentes complejos, caros y/o difíciles de configurar sino, por el contrario, obteniendo el resultado con intervenciones estructurales y funcionales relativamente sencillas y que no suponen ningún aumento considerable de volumen, ni hacen incómodo el examen para el paciente.

25 De acuerdo con la invención, un sistema y método de tomografía por coherencia óptica tiene las características básicas a las que se hace referencia en las reivindicaciones anexas uno a nueve.

30 En resumen, dada una muestra de la que se va a reconstruir una imagen que tiene una superficie con una variación de pendiente, por ejemplo, pero no necesariamente, una curvatura marcada, el concepto que subyace la invención es hacer constante la cantidad de energía de la señal de retorno en cada posición de barrido sin introducir las variaciones pertinentes en la configuración óptica clásica, reduciendo de este modo costes, complejidad de montaje y permitiendo el uso de una distancia de trabajo mucho mayor. Para ese fin, se aumenta la intensidad de la señal recogida en las posiciones de barrido que corresponden a un ángulo de incidencia elevado. De este modo es posible obtener un aumento de la señal en las posiciones de barrido periféricas, y por lo tanto mejorar la calidad de la imagen obtenida.

35 En un aspecto de la invención, el espejo M se deja (de nuevo de acuerdo con el esquema más sencillo de un espejo individual para un barrido bidimensional que se ha descrito anteriormente) durante un período de tiempo más prolongado en las posiciones que corresponden a la etapa de barrido periférico, es decir, en las posiciones en las que el ángulo formado entre la radiación que incide esa superficie de la muestra y la normal a la propia superficie en el punto de incidencia es mayor que una etapa de barrido en la parte central y, al mismo tiempo, permitiendo que el sensor del espectrómetro recoja la señal en el brazo MA detección durante un período de tiempo más prolongado en las posiciones que corresponden al barrido periférico que el barrido en la parte central. De este modo, la energía recibida por el sensor de las áreas periféricas se puede adaptar a la cantidad de potencia retrodispersa en la tira del ojo iluminada en ese momento.

40 En otro aspecto de la invención asociable a los anteriores, se varía la intensidad de la radiación emitida por la fuente LBS, en particular aumentando la radiación emitida por la fuente a medida que el barrido se traslada desde el área central (área del vértice corneal) al área periférica.

50 Breve descripción de las figuras

Las características y las ventajas del método y sistema de tomografía por coherencia óptica de acuerdo con la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción de una realización del mismo, informada a modo de ejemplo no limitante, por referencia a las figuras anexas, en las que:

- la Figura 1 es un esquema representativo de una configuración de SD-OCT;
- la Figura 2 muestra una imagen seccionada completa de un ojo reconstruida emparejando tiras de barrido individuales con un sistema de OCT;
- 60 • la Figura 3 es una representación esquemática de la operación de barrido en el brazo de muestra de un sistema de OCT;
- la Figura 4 es un diagrama que muestra la diferente desviación de los haces de barrido que inciden en el ojo en función de la posición central o periférica;
- la Figura 5 proporciona en forma de un diagrama un ejemplo de una rampa de funcionamiento para la un espejo de barrido y una programación de funcionamiento para la exposición del sensor de acuerdo con la invención;

- la Figura 6 también muestra en forma de un diagrama una curva que representa la variación de intensidad de la fuente luminosa en función del tiempo y de ese modo de la posición del espejo de barrido con respecto a un ojo que se está observando;
- la Figura 7 es un esquema representativo de una configuración de OCT que integra un queratómetro;
- 5 • la Figura 8 es una vista esquemática frontal de un queratómetro de la configuración de la figura 7 con una corona LED doble;
- la Figura 9 es una vista esquemática frontal de un queratómetro de la configuración de la figura 7 con un anillo luminoso;
- 10 • la Figura 10 es una vista frontal de un topógrafo basado en disco de Plácido, que también se puede integrar en la configuración de la figura 7; y
- la Figura 11 muestra una imagen seccionada de un ojo con una indicación gráfica del método de estimación lineal de pendiente de la córnea que se puede usar en el sistema de acuerdo con la invención.

Descripción detallada de la invención

15 Por referencia a dichas figuras, y basándose en lo que ya se ha desvelado en la parte de la introducción con respecto a la arquitectura general del sistema, se supone, por sencillez de descripción, que el sistema de espejos del sistema de OCT de acuerdo con la invención contiene solo un espejo M para un barrido bidimensional, pero las suposiciones posteriores se pueden extender fácilmente por el experto en la materia al caso de más de un espejo para un barrido tridimensional. Naturalmente, también se hace referencia al uso del sistema de OCT para la visualización y formación de imágenes de una muestra con una curvatura marcada, principalmente en la alineación en un ojo humano.

20 De acuerdo con un aspecto de la invención, en particular por referencia a la figura 5, el movimiento del espejo M está impulsado electrónicamente con una forma de onda de control (tensión de suministro de energía del motor impulsor en función del tiempo para un ciclo que proporciona la rotación del espejo en la dirección periferia-centro-periferia del ojo) que tiene un patrón tal que permite que el espejo M permanezca durante un intervalo de tiempo determinado y más corto en las posiciones que corresponden a la etapa de barrido de la parte central del ojo, y durante un tiempo más prolongado en las posiciones que corresponden a los barridos periféricos, es decir, más alejadas del vértice corneal. En consecuencia (e inversamente), se obtiene la ley que determina el inicio y el final del tiempo de exposición del sensor (diagrama inferior de la misma Figura 5). De hecho, el tiempo de exposición es más corto (engrosamiento de las líneas en el diagrama de programación) para un barrido central y más largo para un barrido periférico.

25 Por lo tanto, en general, a medida que el barrido se aleja del vértice corneal, en ambas direcciones, el tiempo de detención aumenta en la posición de interés del haz de barrido y por lo tanto del espejo M, posición que determina la ubicación o la distancia de la tira de barrido con respecto al vértice corneal. De este modo, el aumento de las pérdidas de la señal retrodispersa se compensa a medida que el barrido se desplaza desde el área central del ojo a su periferia.

30 Las dos formas de onda posibles para controlar el espejo M de barrido y para ajustar el tiempo de exposición del sensor que se muestran en la Figura 5 son a modo de ejemplo y suponen, como se ha mencionado, que la posición angular del espejo se puede controlar con la tensión y que es directamente proporcional a esta tensión que se aplica de forma continua a lo largo del tiempo al motor impulsor del espejo M. También se supone que el tiempo de exposición del sensor se puede regular mediante un tren de pulsos donde la distancia entre los pulsos consecutivos determina el tiempo de exposición del sensor. Naturalmente, el experto en la materia puede extender este ejemplo a situaciones en las que el sistema consiste en más de un espejo y los comandos para la posición de los espejos y la exposición del sensor son diferentes de los que se han supuesto anteriormente.

35 El diagrama superior de la Figura 5 muestra claramente que la pendiente de rampa cambia a lo largo del tiempo: la pendiente es menor cuando el espejo debe detenerse durante un período prolongado en una tira de barrido individual y mayor cuando el espejo se detiene durante un tiempo más corto. En particular, la pendiente se reduce cuando las áreas periféricas se barren donde el ángulo de incidencia es más amplio y el tiempo de detención, y por lo tanto el tiempo de exposición de la señal en el sensor, es mayor.

40 El diagrama inferior de la misma figura muestra un tren de pulsos del programador del sensor que corresponde a la rampa impulsora del espejo del diagrama superior. El intervalo entre los pulsos es mayor cuando es necesario aumentar el tiempo de exposición del sensor, que es en las áreas periféricas, en las que el espejo M se mueve con mayor lentitud para compensar la potencia reducida de la señal de retorno de la muestra.

45 Las formas de onda impulsoras del espejo M y el programador de exposición del sensor se pueden determinar con antelación de acuerdo con consideraciones heurísticas o incluso se pueden estimar de forma óptima gracias a un barrido previo de la muestra que se observa. Por lo tanto, el barrido previo puede ir seguido por un barrido temporalmente preciso y optimizado en el que el movimiento del espejo M y la exposición del sensor se adaptan a la estructura de la muestra que se examina gracias a una evaluación del propio barrido previo.

Se puede llevar a cabo una posible implementación de las rampas de control de los espejos de barrido y del tiempo de exposición del sensor por medio de generadores digitales de tensiones variables, programables de forma adecuada para que construyan señales y curvas de control que tengan cualquier forma de onda. La rampa digital, generada de acuerdo con una forma adaptada para ese fin, se puede transformar a continuación en una forma de onda analógica mediante un convertidor digital a analógico (DAC), si el control de posicionamiento de los espejos es analógico, o enviarse directamente al mismo si el control tiene lugar por medio de formas de onda digitales. Un generador de señales digitales variables genera un valor de tensión de salida que es proporcional a un dato binario presente en su entrada, que pertenece al conjunto de posibles datos binarios que corresponden a un valor de tensión de salida. Mediante la provisión del generador con las formas de onda digitales de una memoria grabable, en la que se almacena la forma de onda que se genera en un formato digital, en términos de datos binarios, se puede implementar fácilmente la generación repetida de rampas y por lo tanto de los barridos, sin la necesidad de reprogramar continuamente el propio generador.

De acuerdo con otro aspecto de la invención, la intensidad de la señal recogida en las posiciones de barrido donde existe un ángulo de incidencia elevado se aumenta por aumento de la intensidad de la radiación emitida por la fuente LBS, una fuente que de hecho se puede seleccionar para que permita un ajuste de intensidad (por ejemplo, un diodo superluminiscente). Este modo de operación puede integrar el anterior.

La intensidad de la radiación que incide en la muestra, que se representa cualitativamente en el diagrama de la Figura 6, varía gradualmente de un modo tal que sea mayor en las etapas de barrido periféricas, mientras que disminuya cuando se barre el área central de la muestra, especialmente el área del vértice corneal donde está disponible una mayor intensidad de radiación reflejada y/o retrodispersa por el ojo del que se va a generar una imagen. De hecho, la Figura 6 muestra un ejemplo de una curva de emisión de fuente basada en la variación de tiempo (el tiempo, a su vez, corresponde al paso del espejo en rotación de un área periférica a un área central y de nuevo a un área periférica del ojo). El patrón de la curva y la escala de tiempo son simplemente una indicación y se deben adaptar a la fuente usada y al tiempo requerido por la aplicación particular.

Incluso en este caso la curva de emisión de la fuente se puede determinar con antelación de acuerdo con consideraciones heurísticas o estimar gracias a un barrido previo de la muestra que se observa. El método de barrido previo para evaluar las leyes de acuerdo con las que se van a controlar el movimiento de velocidad variable de los espejos de barrido, la variación del tiempo de exposición del sensor y/o la variación de intensidad de la radiación de la fuente, se puede usar con éxito cuando el tiempo de examen pueda ser suficientemente prolongado, por ejemplo cuando sea necesario el barrido de una sección ocular individual.

Por el contrario, si se requiere una alta rapidez de examen del ojo, por ejemplo cuando se van a capturar decenas de secciones en unas pocas décimas de segundo con el fin de evitar que los movimientos del ojo puedan prevenir una reconstrucción tridimensional fiable, la determinación de las leyes mencionadas anteriormente se puede llevar a cabo de acuerdo con diferentes métodos que permitan evitar retrasos de respuesta difícilmente aceptables.

Uno de tales métodos prevé la evaluación de la forma de un ojo promedio y de ese modo la determinación de las leyes basándose en la estadística.

Un método más complejo y más preciso es determinar las leyes antes del comienzo del barrido de OCT, basándose en una pendiente y una medición de altimetría de la muestra, particularmente del ojo, que se examina. Con el fin de llevarlo a cabo, de acuerdo con una realización adicional de la invención, se puede acoplar uno de los esquemas clásicos de OCT a los medios necesarios para evaluar la forma de la superficie corneal anterior. Tales medios, que constituyen por sí mismos técnica anterior en el campo de los instrumentos oftálmicos, consisten en realidad en objetivos luminosos que, cuando se disponen alrededor del sistema óptico L1, se reflejan en la córnea o se proyectan por parte de la propia córnea. Su imagen reflejada o proyección se recoge mediante un canal de observación frontal del ojo y se procesa de acuerdo con algoritmos conocidos en la bibliografía.

A este respecto, la Figura 7 muestra una posible modificación en la arquitectura del sistema de OCT de acuerdo con la invención, que integra los medios necesarios para evaluar la forma de la superficie corneal frontal, y precisamente sobre el brazo SA de muestra: un queratómetro K; el canal de observación frontal que comprende la lente L1, un divisor de haz BS1, un sistema óptico L2 y un sensor S1.

Los objetivos/signos, si se quiere sacar partido de la reflexión, se disponen alrededor de la lente L1 más exterior del sistema óptico y pueden comprender, por ejemplo:

- una pluralidad de puntos de luz, por ejemplo una corona LED doble (Figura 8);
- un anillo luminoso (Figura 9);
- una serie de anillos luminosos o un disco de Plácido real (Figura 10).

Para cada una de las soluciones precedentes, los algoritmos que calculan la forma de la córnea, o su altimetría, pendiente y curvatura a partir de la imagen del objetivo reflejado o proyectado, se conocen en la bibliografía. Si se usan tales medios antes del barrido de OCT es posible obtener a partir de estos, de forma óptima, la pendiente local

de la córnea que se examina en cada posición de barrido, y por lo tanto adaptar de forma adecuada las leyes de control (de la impulsión del espejo, la exposición del sensor, la intensidad de la radiación de la fuente).

- 5 En cualquier caso, las soluciones de queratómetro informadas anteriormente representan solo ejemplos ilustrativos y no se debería considerar como las únicas adaptadas al cometido. En general, es posible usar objetivos que tengan diversas formas y tamaños a partir de una imagen cuya reflexión o proyección sobre la córnea, recogida por el canal de observación frontal, es posible obtener la información morfológica necesaria por medio de algoritmos conocidos en la bibliografía.
- 10 Un método adicional para estimar las leyes de control optimizadas para el ojo que se somete al barrido de OCT de acuerdo con la invención proporciona la evaluación de la pendiente de la córnea en el mismo momento que el barrido, es decir, en otras palabras, mediante actualización adaptativa de la información de la pendiente basada en cada etapa de barrido llevada a cabo previamente.
- 15 Con mayor detalle, por referencia a la Figura 11, un interferograma de la parte de la última imagen capturada (o parte de captura en curso) se transforme en un perfil de reflectividad del mismo, de acuerdo con nociones conocidas o evidentes para el experto en la materia. También basándose en técnicas conocidas por sí mismas, se identifican los picos del perfil de reflectividad, por determinación de la posición de las superficies (en particular de la superficie corneal frontal) en las que incide el haz de barrido en la posición de barrido en curso. Tales posiciones se almacenan. Una vez que se ha recogido la información precedente para al menos dos barridos consecutivos Pk-1 y Pk, es posible estimar una pendiente local de la superficie medida. De ese modo, a partir de tal pendiente es posible obtener una predicción fiable para determinar el control de los espejos de barrido, el tiempo de exposición del sensor y la intensidad de la radiación de la fuente, todo ello con respecto a la siguiente posición de barrido Pk+1.
- 20
- 25 Si solo se consideran dos barridos precedentes, es posible estimar los parámetros mencionados anteriormente basándose en una ley lineal, como en la Figura 11. Además, si se consideran más de dos barridos precedentes, la estimación puede seguir una ley no lineal, por ejemplo una ley polinómica de magnitud mayor o igual que dos.
- 30 De ese modo, la presente invención se ha descrito en profundidad por referencia a sus posibles realizaciones a modo de ejemplo. Se ha de entender que pueden existir otras realizaciones que, a pesar de diferentes configuraciones ópticas globales de las que se desvelan en el presente documento e integradas por componentes/funcionalidades adicionales, entran dentro del alcance de protección de las reivindicaciones anexas.

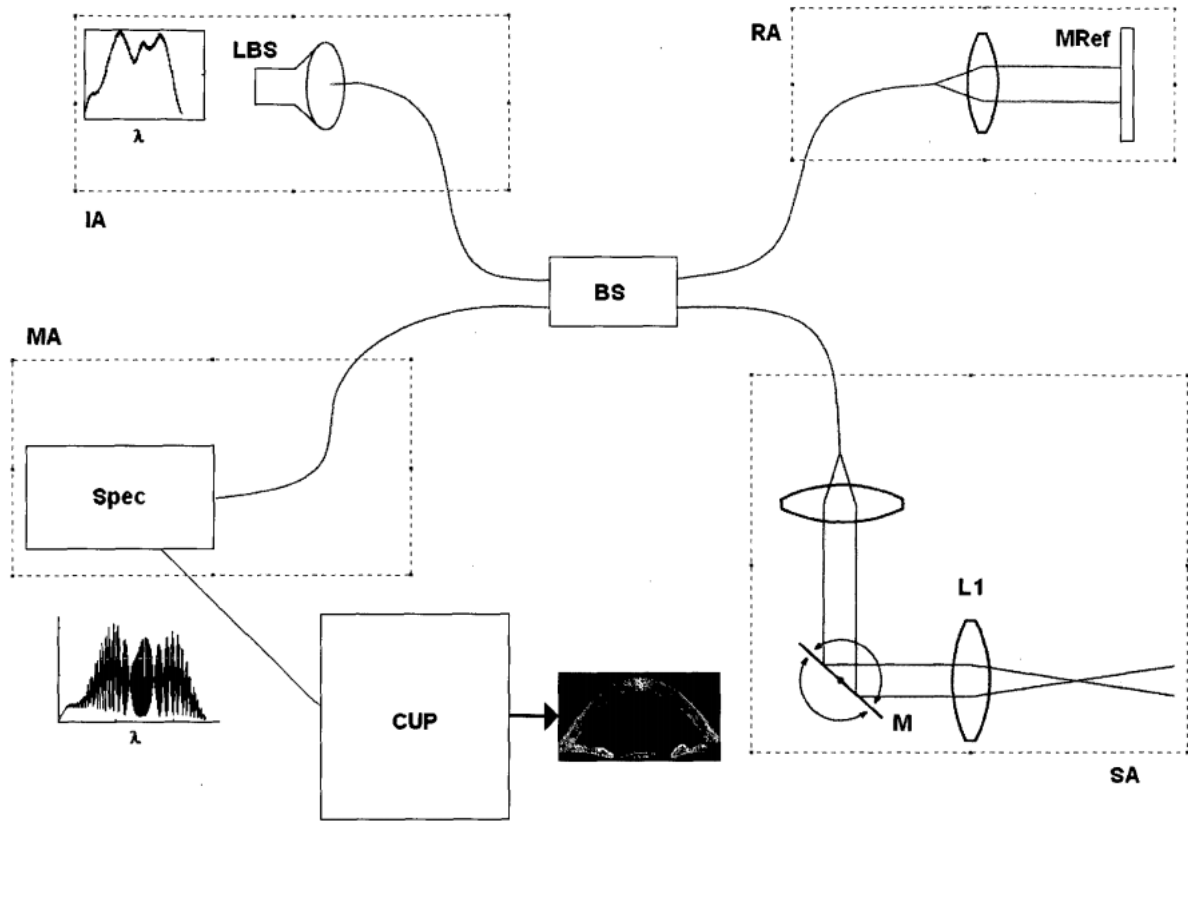
## REIVINDICACIONES

1. Sistema de tomografía por coherencia óptica que comprende: - una fuente de radiación luminosa de banda ancha (LBS); - un brazo óptico de referencia (RA); - medios (M) de barrido móviles para barrer una muestra, adaptados para recibir la radiación luminosa emitida por dicha fuente para iluminar una parte de la muestra que corresponde a una posición de los medios (M) de barrido, generando una radiación que incide en una superficie de la misma muestra, y para recoger la radiación retrodispersa de la muestra; un brazo de detección de señal (MA) con al menos un sensor adaptado para reconstruir el espectro de la señal resultante de la recombinación de la radiación recogida por dicho brazo de referencia (RA) y por dichos medios (M) de barrido; medios de división de haz adaptados para permitir el paso de la radiación desde la fuente (LBS) a los medios de barrido y al brazo de referencia (RA), y desde estos al brazo de detección (MA); y una unidad de control y procesamiento (CUP) adaptada para controlar los componentes mecánicos y electrónicos anteriores, para transformar dicho espectro en un perfil de reflectividad de la parte de la muestra iluminada, y para generar una imagen de la muestra por yuxtaposición de una diversidad de perfiles que corresponden cada uno a una parte de la muestra y obtenidos además en un desplazamiento de dichos medios de barrido; caracterizado por que dichos medios de control están configurados de un modo tal que controlan el tiempo de exposición de dicho sensor en dicho brazo de detección (MA) para que el tiempo de exposición, y por lo tanto la intensidad de la señal recogida por dichos medios (M) de barrido, aumente progresivamente a medida que se toman posiciones de barrido que corresponden a la iluminación de las partes de la superficie de la muestra en las que aumenta el ángulo entre la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la misma superficie en el punto de incidencia.
2. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha superficie de la muestra es una superficie curvada, configurándose dichos medios de control de un modo tal que la intensidad de la señal recogida por dichos medios (M) de barrido aumente en las posiciones que corresponden a la iluminación de las partes de la muestra en las que la separación de la dirección entre la radiación incidente y la radiación reflejada aumenta debido a la curvatura.
3. El sistema de acuerdo con la reivindicación 2, en el que dichos medios (M) de barrido se pueden inclinar alrededor de un eje adaptado para llegar a estar alineado con un centro de simetría de dicha superficie curvada, siendo dichas partes de la muestra en las que la separación de la dirección entre la radiación incidente y la radiación reflejada aumenta debido a la curvatura partes de la muestra progresivamente más alejadas con respecto a dicho centro.
4. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones previas, en el que dichos medios de control se adaptan para mover dichos medios (M) de barrido de un modo tal que su velocidad disminuya progresivamente a medida que se toman posiciones de barrido que corresponden a las partes de la muestra en las que aumenta el ángulo entre la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la misma superficie en el punto de incidencia.
5. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones previas, en el que dichos medios de control se adaptan para aumentar progresivamente la intensidad de la radiación emitida por dicha fuente luminosa a medida que se toman posiciones de barrido que corresponden a las partes de la muestra en las que aumenta el ángulo entre la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la misma superficie en el punto de incidencia.
6. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones previas, en el que dichos medios de control se configuran de un modo tal que al menos dichos medios (M) de barrido se controlan basándose en un barrido preliminar de la muestra que se examina.
7. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende o está asociado a medios de queratómetro adaptados para obtener información de la forma de la muestra que se examina, dichos medios de control se configuran de un modo tal que al menos dichos medios (M) de barrido se controlan basándose en dicha información de la forma de la muestra obtenida por dichos medios de queratómetro.
8. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que dichos medios de control se configuran de un modo tal que al menos dichos medios (M) de barrido se controlan por evaluación del ángulo formado por la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la superficie en el punto de incidencia basándose en la información adaptativa recuperada para cada etapa de barrido de una etapa previa del mismo barrido.
9. Método de tomografía por coherencia óptica en el que: - se barre una muestra por recogida de la radiación retrodispersa que sigue a una radiación luminosa de banda ancha que incide en partes de una superficie de la misma muestra; - un sensor reconstruye el espectro de la señal resultante de la recombinación de la radiación recogida por un brazo óptico de referencia y por el barrido; dicho espectro se transforma en un perfil de reflectividad de la parte de la muestra iluminada, y se genera una imagen de la muestra por yuxtaposición de una diversidad de perfiles que corresponden cada uno a una parte de la muestra y se obtienen a medida que el barrido avanza parte a parte; caracterizado por que en la reconstrucción de dicho espectro de señal el tiempo de exposición de dicho sensor, y por lo tanto la intensidad de la señal recogida por dicho barrido, aumenta progresivamente a medida que el

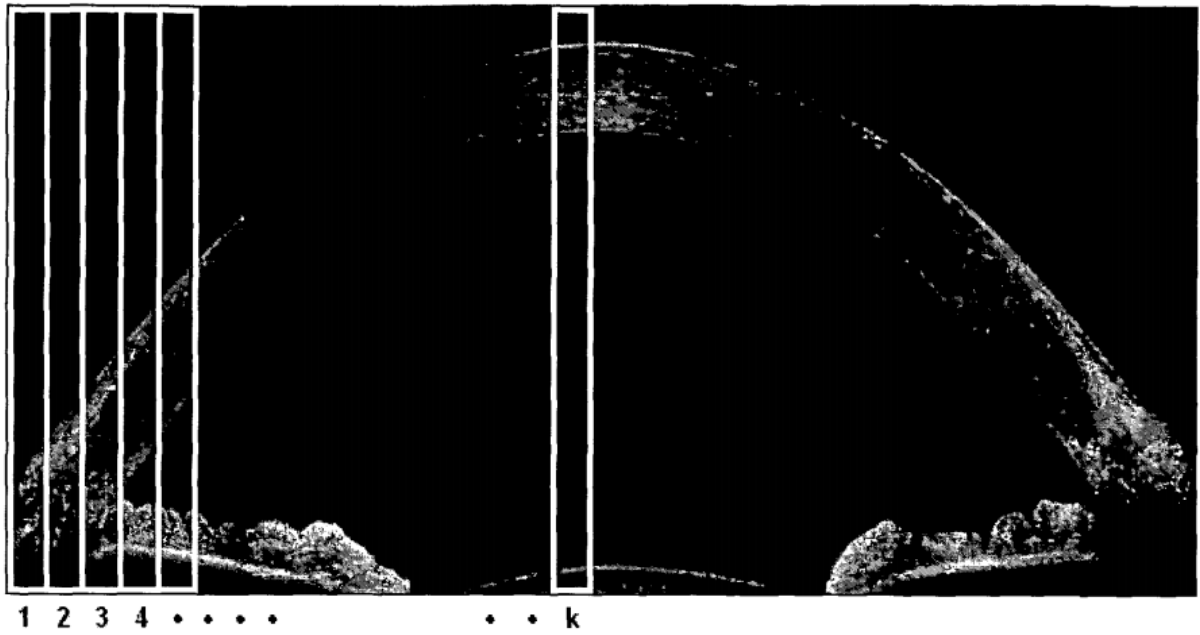


barrido se lleva a cabo en las partes de la superficie de la muestra en las que aumenta el ángulo entre la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la misma superficie en el punto de incidencia.

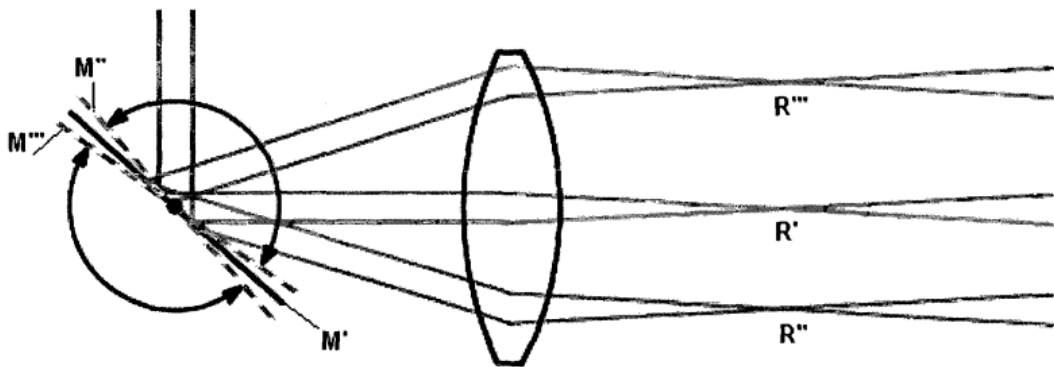
- 5 10. El método de acuerdo con la reivindicación 9, en el que dicha superficie de la muestra es una superficie curvada, aumentándose la intensidad de la señal recogida por dichos medios (M) de barrido en las posiciones que corresponden a la iluminación de las partes de la muestra en las que aumenta la separación de la dirección entre la radiación incidente y la radiación reflejada debido a la curvatura.
- 10 11. El método de acuerdo con la reivindicación 9 o 10, en el que la velocidad de barrido disminuye progresivamente a medida que el barrido se lleva a cabo en las partes de la muestra en las que aumenta el ángulo entre la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la misma superficie en el punto de incidencia.
- 15 12. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, en el que la intensidad de dicha radiación de iluminación aumenta progresivamente a medida que el barrido se lleva a cabo en las partes de la muestra en las que aumenta el ángulo entre la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la misma superficie en el punto de incidencia.
- 20 13. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, en el que al menos la velocidad de barrido se controla basándose en un barrido preliminar de la muestra que se examina.
14. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, en el que al menos la velocidad de barrido se controla basándose en la información de la forma de la muestra obtenida por medios de queratómetro.
- 25 15. El método de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12, en el que al menos la velocidad de barrido se controla por evaluación del ángulo formado por la radiación que incide en dicha superficie de la muestra y la normal a la superficie en el punto de incidencia basándose en información adaptativa recuperada para cada etapa de barrido de una etapa previa del mismo barrido.



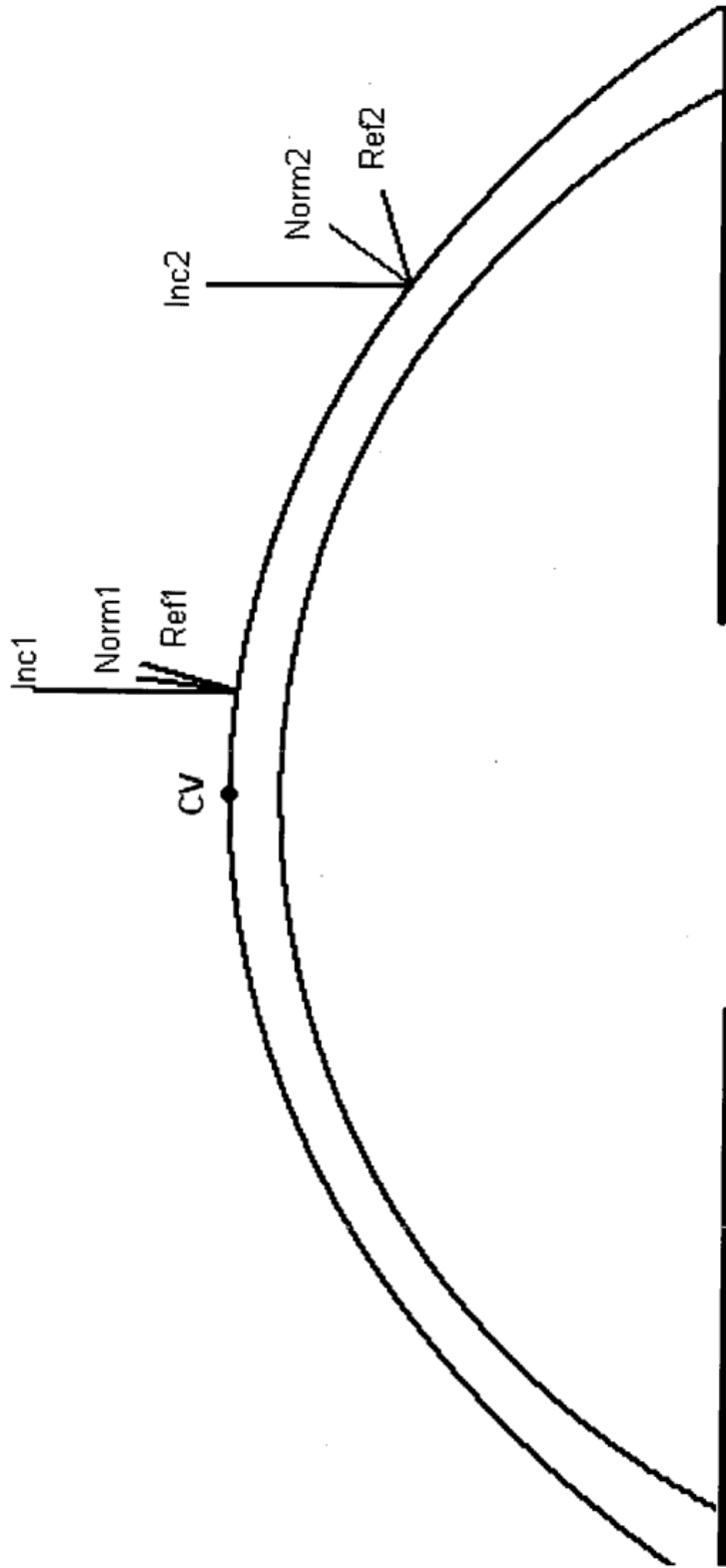
**Fig. 1** (Técnica Anterior)



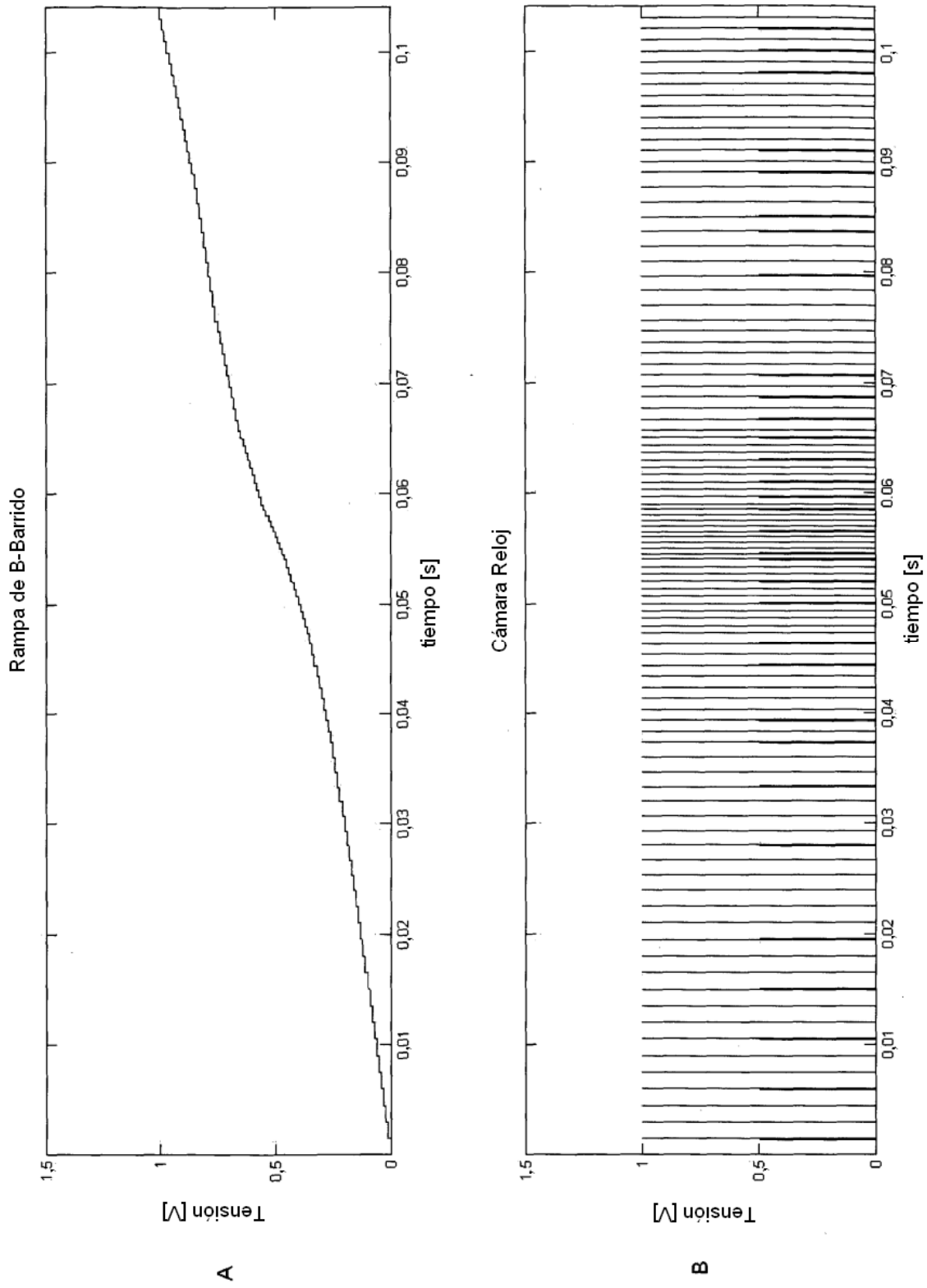
**Fig. 2 (Técnica Anterior)**



**Fig. 3 (Técnica Anterior)**



**Fig. 4 (Técnica Anterior)**



**Fig. 5**

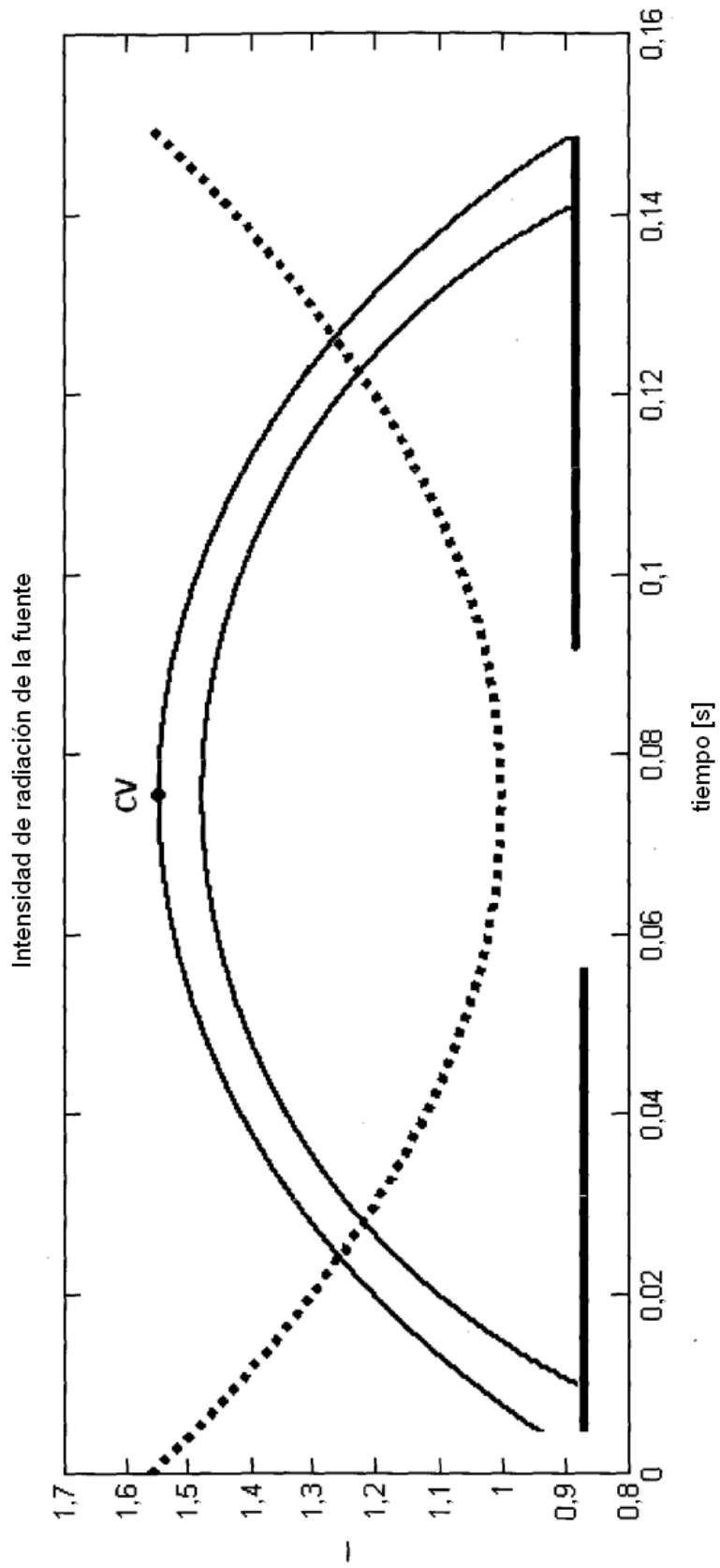


Fig. 6

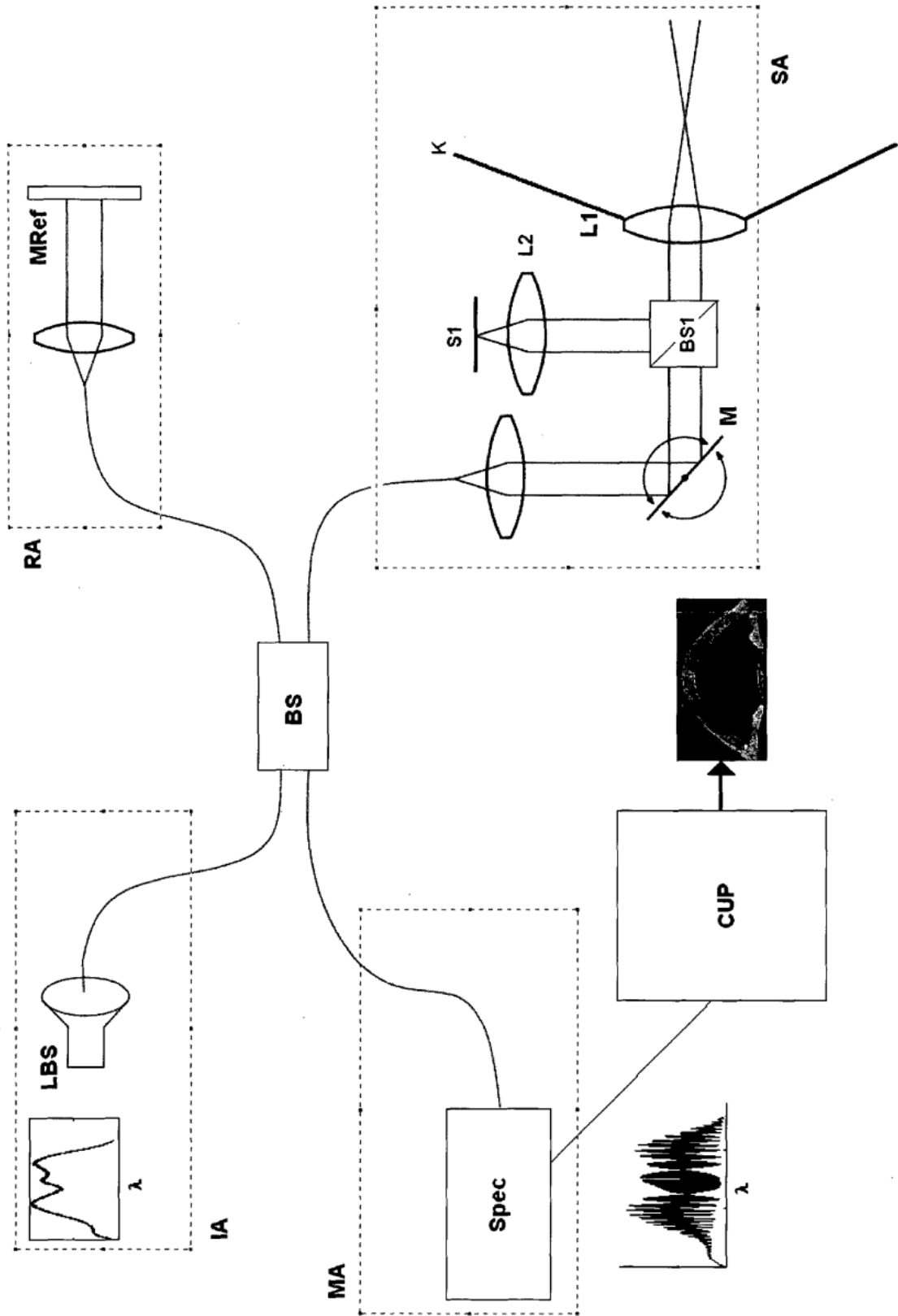
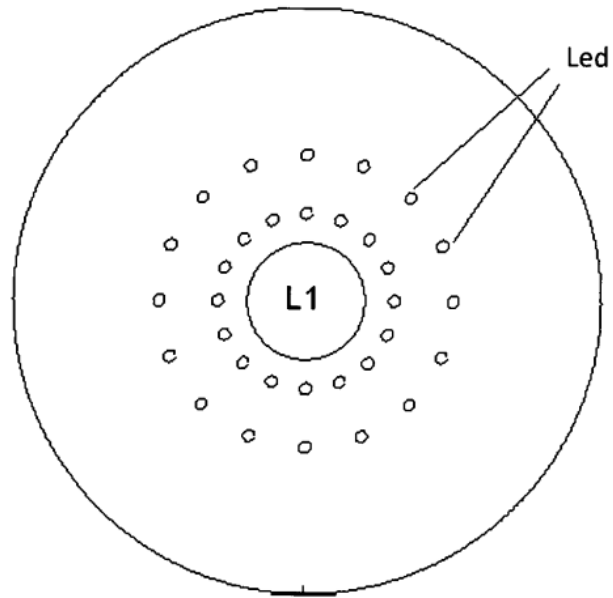
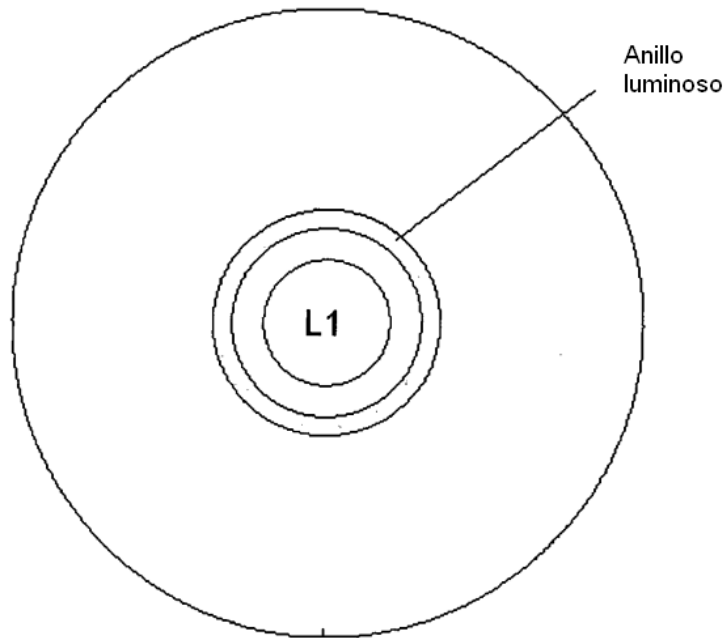


Fig. 7

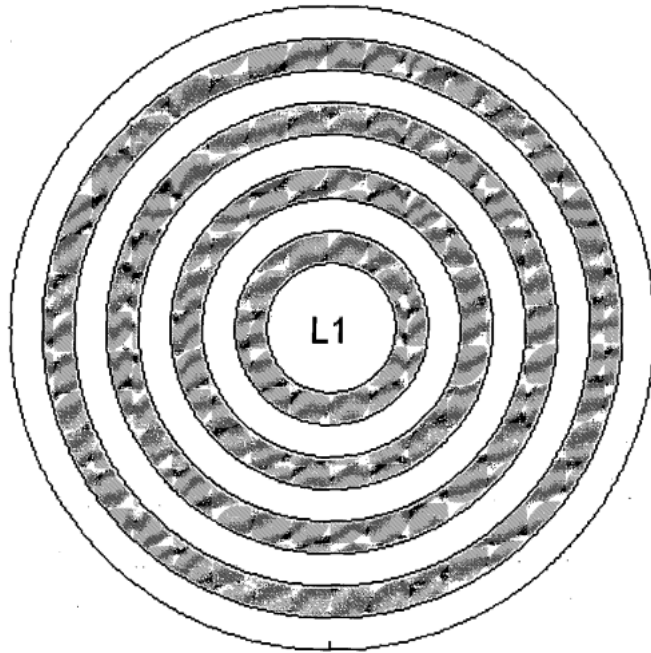


**Fig. 8**

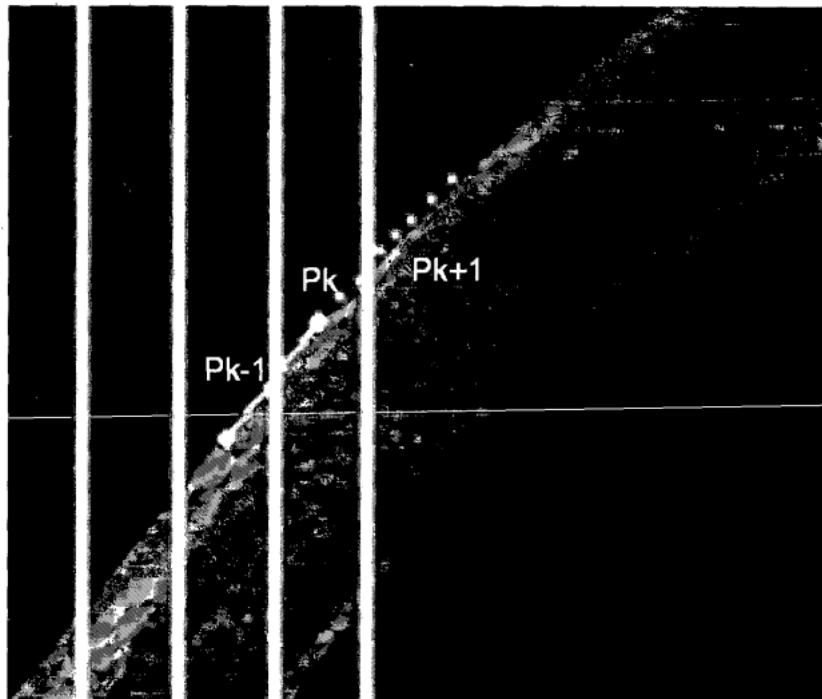


**Fig. 9**





**Fig. 10**



**Fig. 11**