

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 560 241**

51 Int. Cl.:

A61B 1/303 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.11.2005** **E 05800695 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.10.2015** **EP 1827206**

54 Título: **Aparato y método de interferencia y sonda**

30 Prioridad:

18.11.2004 GB 0425419

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

18.02.2016

73 Titular/es:

**MICHELSON DIAGNOSTICS LIMITED (100.0%)
3 Shearwater
Allington Maidstone Kent ME16 0DW, GB**

72 Inventor/es:

**SMITH, DAVID STEVEN;
HATTERSLEY, SIMON RICHARD y
GILKES, ANDREW**

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

ES 2 560 241 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 y método de interferencia y sonda

Antecedentes de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato y método de interferencia, particularmente a un aparato y método de tomografía de coherencia óptica y una sonda para su uso en los mismos. Se describirá una sonda óptica y métodos asociados para su uso con una técnica de obtención de imágenes conocida como tomografía de coherencia óptica (TCO).

10 En una disposición preferida, la sonda óptica puede usarse en cualquier ubicación que pueda alcanzar un endoscopio rígido (o introscopio). Las posibles aplicaciones incluyen exámenes médicos tales como colposcopia (exploración del cuello uterino) y laparoscopia (por ejemplo en el diagnóstico y tratamiento de la endometriosis). En otra disposición preferida, la sonda óptica puede usarse en ubicaciones más accesibles que no requieran un endoscopio. Las posibles aplicaciones incluyen dermatología (por ejemplo en el diagnóstico de cáncer de piel).

15 Los exámenes médicos internos se llevan a cabo normalmente usando un endoscopio en el que el ojo o una cámara CCD obtiene imágenes de la vista transmitida desde el extremo distal de un cuerpo de la sonda. En un endoscopio flexible, la imagen puede transmitirse usando un haz de fibras coherentes que contiene miles de fibras individuales; en una sonda rígida o introscopio, la imagen puede transmitirse a través de un sistema de lentes o vástagos. De manera eficaz, esto proporciona una vista de la superficie del objetivo médico relevante, pero para ver cambios en la estructura bajo la superficie, es deseable poder obtener una imagen de sección transversal desde el interior de la masa del tejido. Esta es la posibilidad que puede proporcionar la TCO. Se han descrito variantes de TCO que
20 pueden extraer información adicional, tal como velocidad del flujo sanguíneo (Doppler) o alineación de fibras musculares (polarización).

La TCO puede usarse en la parte visible del espectro para un examen de la retina, pero para obtener una profundidad de penetración razonable en otros tejidos que producen una mayor dispersión, es necesario cambiar a longitudes de onda de infrarrojos.

25 La TCO se basa en el uso de la interferometría, en la que la luz en el brazo de medición de un interferómetro se pasa al objeto que va a examinarse y una parte se dispersa de vuelta al interferómetro. La luz en el brazo de referencia se pasa a un espejo a una distancia conocida y se refleja de vuelta un haz de referencia. El haz de medición dispersado y el haz de referencia reflejado se combinan, y la interferencia entre estos dos haces se detecta y usa para proporcionar datos sobre el objeto examinado.

30 Por tanto la tomografía de coherencia óptica usa interferometría y las propiedades de coherencia de la luz para obtener imágenes con resolución en profundidad dentro de un medio de dispersión, proporcionando una penetración y resolución que no pueden conseguirse con microscopia confocal solamente. Se han obtenido imágenes de sección transversal clínicamente útiles de la retina y tejidos epiteliales a una profundidad de 2 - 3 mm.

Existen tres tipos principales de TCO que pueden clasificarse de la siguiente manera:

35 TCO de dominio de tiempo; usa una fuente de coherencia baja y explora axialmente (en profundidad) alterando la longitud de trayectoria de referencia del interferómetro.

TCO de dominio espectral; usa una fuente de amplio espectro (es decir coherencia baja), un interferómetro estacionario y un espectrómetro. El espectro del interferograma se examina mediante el espectrómetro y la respuesta axial se obtiene como transformada de Fourier del espectro de la luz en la salida del interferómetro.

40 TCO de dominio de frecuencia; usa una fuente de espectro estrecho de frecuencia de barrido y un interferómetro estacionario. La respuesta axial se obtiene como transformada de Fourier de la intensidad variable en el tiempo de la luz en la salida del interferómetro.

Se usará la expresión "dominio de Fourier" para abarcar tanto el dominio espectral como el dominio de frecuencia.

45 La TCO de dominio de tiempo (el tipo original, y en la actualidad el más prevalente) está limitada con respecto a la velocidad de adquisición por la necesidad de una exploración de profundidad mecánica, y tiene un rendimiento señal a ruido relativamente malo.

50 La TCO de dominio de Fourier (dominio espectral o de frecuencia) permite una captación más rápida de imágenes de alta resolución sin sacrificar la sensibilidad. El tiempo para cada exploración axial ("exploración A" en terminología de exploración por ultrasonidos) es importante en aplicaciones médicas *in vivo* debido a la necesidad de que el paciente permanezca quieto el tiempo requerido para que las exploraciones A sucesivas formen una imagen de sección transversal "exploración B").

Sin embargo, la TCO de dominio de tiempo tiene una ventaja significativa: es fácil combinar el ajuste focal dinámico en sintonía con la exploración mecánica con retardo de tiempo, proporcionando el tamaño de punto luminoso óptimo

a la profundidad a la que está explorándose. Por el contrario, la TCO de dominio de Fourier adquiere información de toda la profundidad al mismo tiempo, de modo que no es posible ajustar dinámicamente el enfoque para obtener la mejor resolución lateral.

5 Existen tres dificultades principales a la hora de proporcionar una disposición práctica de una sonda de TCO en la que se solucionen los requisitos ópticos y médicos conflictivos.

En primer lugar, existen dificultades a la hora de obtener una imagen que esté enfocada de manera adecuada sobre la profundidad de la imagen (de exploración A).

10 En segundo lugar, para proporcionar una imagen de exploración B es necesario explorar lateralmente a través de la superficie. Existen diseños para sondas endoscópicas que incorporan un dispositivo de exploración en miniatura en la punta del cuerpo de sonda, por ejemplo que usan bobinas electromagnéticas para mover el extremo de una fibra óptica. Este enfoque tiene la desventaja de que se colocan partes móviles, y la alimentación para su accionamiento, dentro del cuerpo del paciente, y que puede aumentar la dificultad a la hora de esterilizar el equipo.

En tercer lugar, es deseable poder proporcionar un canal de visualización de endoscopio normal, de campo completo, al mismo tiempo.

15 A lo largo de esta memoria descriptiva se hará referencia a "óptico", "luz" y términos de este tipo. Se entenderá, sin embargo, que tales términos se refieren a radiación de longitudes de onda de infrarrojos, visibles o ultravioletas.

Se conoce el documento WO 02/04929, que da a conocer un aparato para obtención de imágenes ópticas coherentes de alta resolución que usa TCO, y el documento EP 0 242 496, que da a conocer el uso de una placa de vibración en un radiómetro coherente de obtención de imágenes nutador.

20 **Sumario de la invención**

La invención es tal como se define en las reivindicaciones adjuntas.

25 Para enfrentarse al primer problema, según un primer aspecto, la presente invención proporciona un aparato y método de interferencia óptica, preferiblemente, pero sin limitarse a un aparato y método de tomografía de coherencia óptica en los que simultáneamente se registran interferogramas para una pluralidad de diferentes profundidades focales dentro de la sustancia que va a examinarse.

Por tanto, cada interferograma proporciona una imagen de exploración A que sólo está enfocada de manera nítida sobre un intervalo de profundidad limitado (la profundidad de enfoque, también conocida como longitud de Rayleigh), pero combinando estas imágenes para una pluralidad de diferentes profundidades focales, puede construirse una imagen de exploración A única con una profundidad de campo aumentada.

30 El interferómetro pasa un haz de medición a la sustancia que va a examinarse y el aparato puede proporcionar un haz de medición relevante para cada profundidad focal diferente. Si la luz se proporciona mediante una fuente común (como es más conveniente), fuente común que puede ser un láser, entonces pueden proporcionarse medios ópticos (tales como un divisor de haz de amplitud) para generar una pluralidad de haces. Entonces son necesarios diferentes componentes ópticos (por ejemplo elementos de refracción) en la trayectoria de cada haz para llevarlos a
35 diferentes enfoques.

La profundidad de enfoque de cada haz de medición es proporcional al cuadrado del diámetro del haz de medición (es decir proporcional al área tratada). Por tanto puede dividirse por la mitad el tamaño de punto luminoso (duplicar la resolución lateral) proporcionando cuatro puntos en lugar de uno.

40 La separación axial de los enfoques se calcula teniendo en cuenta la longitud de onda de luz en el objetivo (que es menor que la del aire por el factor del índice de refracción para el intervalo de longitud de onda relevante).

45 Para realizar una exploración B, es necesario explorar relativamente los haces y la superficie que está examinándose, y por tanto se proporcionan unos medios de exploración. Habitualmente se proporcionan unos medios de exploración para explorar los haces a lo largo de una línea a través de la superficie de la sustancia que está examinándose. Para un diseño óptico conveniente, es deseable que la pluralidad de haces estén separados a lo largo de la línea de exploración en una pequeña medida. Esto lleva a que la información para diferentes intervalos de profundidad en una ubicación dada llegue en momentos ligeramente diferentes durante la exploración lateral, en lugar de simultáneamente, un efecto que tiene que compensarse a la hora de ensamblar la imagen combinada.

50 Para enfrentarse al segundo problema, según un segundo aspecto, la presente invención proporciona una sonda óptica (que puede usarse con un aparato de tomografía de coherencia u otras disposiciones ópticas, por ejemplo, un endoscopio de visualización en el que se transmite una imagen mediante la sonda a una lente de visualización remota o a una cámara) en la que un dispositivo explorador (que preferiblemente es un dispositivo explorador de espejo oscilante o giratorio pequeño) se proporciona en un extremo proximal de una sonda, y se proporcionan componentes ópticos dentro de la sonda para transmitir ópticamente la exploración a y desde un extremo distal de la sonda.

De este modo, no se colocan partes móviles en el extremo distal del cuerpo de sonda y por tanto, cuando se usa para un examen médico interno, no hay partes móviles dentro del paciente.

La sonda comprende preferiblemente un cuerpo de sonda, y preferiblemente se proporciona un mango en el extremo proximal del cuerpo de sonda, y preferiblemente el dispositivo explorador está montado dentro del mango. El cuerpo de sonda puede ser separable del mango para su limpieza (sin embargo el cuerpo de sonda se usaría normalmente dentro de una funda desechable). Obsérvese que es preferible limitar el cuerpo a una orientación específica, de modo que cualquier deflector interno que pueda colocarse dentro del cuerpo, o inclinaciones de lente para eliminar las reflexiones, se alineará correctamente con la dirección de exploración. Como el dispositivo explorador no está dentro del propio cuerpo de sonda, de manera conveniente pueden proporcionarse diferentes variantes de cuerpo de sonda, ajustándose al mango común, permitiendo diferentes longitudes del cuerpo de sonda, y cuerpos de sonda con vistas en ángulo. Si se altera la longitud de la trayectoria de medición óptica a través del cuerpo de sonda, será necesaria una compensación correspondiente en la trayectoria de referencia.

Para enfrentarse al tercer problema, según un tercer aspecto, la presente invención proporciona un aparato y un método de interferencia tal como un aparato de tomografía de coherencia óptica para examinar una sustancia, incluyendo dicho aparato

un aparato de visualización,

un aparato de interferencia,

un cuerpo de sonda que incluye componentes ópticos de transmisión en los que se proporciona una visualización (iluminación y obtención de imágenes) a través de los mismos componentes ópticos de transmisión que los usados para la interferometría (por ejemplo TCO),

medios para pasar un haz de interferómetro (por ejemplo TCO) a lo largo del cuerpo de sonda en su extremo distal a la sustancia que va a examinarse y pasar el haz de interferómetro disperso (por ejemplo TCO) de vuelta a lo largo del cuerpo de sonda al aparato de interferencia,

una fuente de luz visible (tal como una fuente de luz blanca),

medios para pasar la luz visible procedente de la fuente de luz visible a lo largo del cuerpo de sonda en su extremo distal para iluminar la sustancia que va a examinarse, preferiblemente de manera uniforme, y pasar una imagen de la misma de vuelta a lo largo del cuerpo de sonda a un detector de imágenes del aparato de visualización,

medios para separar la imagen de retorno de la luz visible saliente,

y un divisor de haz colocado entre el extremo proximal del cuerpo de sonda, y el aparato de visualización y aparato de interferencia respectivamente, para separar los haces de interferómetro (en ambas direcciones) de los haces de luz visible (en ambas direcciones) con lo que puede visualizarse la misma parte de la sustancia usando la luz visible y examinarse usando los haces de interferencia al mismo tiempo.

El divisor de haz es preferiblemente un divisor de haz espectral.

Preferiblemente se proporciona un dispositivo explorador para explorar el haz de TCO a través de la sustancia que va a examinarse y en este caso el divisor de haz se proporciona preferiblemente entre el dispositivo explorador y el cuerpo de sonda, de modo que en este caso, se considera que el dispositivo explorador forma parte del aparato de interferencia.

La fuente de luz visible es preferiblemente una fuente LED para proporcionar iluminación de luz blanca, y el detector de obtención de imágenes es preferiblemente una cámara CCD a color para recibir la imagen reflejada de la superficie de la sustancia que está examinándose.

Tal disposición permite al médico visualizar la superficie de tejido, tanto cuando la sonda está por encima y cerca de la misma como cuando la sonda está en contacto con la misma. El médico puede usar el dispositivo de visualización para seleccionar una parte en particular de la superficie para un examen en profundidad más detallado mediante el aparato de TCO, a continuación presionar el extremo distal del cuerpo de sonda para que entre en contacto con esa parte de la superficie mientras continúa observándola.

Generalmente el cuerpo de sonda será rígido puesto que esto simplifica la óptica, aunque en algunas circunstancias puede ser al menos parcialmente flexible o estar articulado.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirá una realización preferida de la invención a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es un diagrama de bloques que muestra los componentes principales del aparato de tomografía de

coherencia óptica,

la figura 2 muestra una perspectiva de la sonda con algunos detalles internos,

la figura 3 es un diagrama óptico de un aparato de tomografía de coherencia óptica que comprende una sonda de cuatro puntos usada para TCO de dominio de frecuencia según la invención (por motivos de claridad, se han eliminado algunos desdoblamientos de las trayectorias de luz),

la figura 4 es una sección axial ampliada del método de generación de múltiples haces,

la figura 5 es un detalle ampliado de los haces láser de medición en el extremo distal de la sonda, que muestra la separación tanto axial como lateral del enfoque,

la figura 6 es una sección axial del conjunto de sonda que incorpora una óptica de visualización que incluye una cámara y componentes ópticos para proporcionar una vista de la superficie a examen, mostrando la figura la trayectoria de los haces TCO láser,

la figura 7 es una sección axial del conjunto de sonda de la figura 3 que muestra la trayectoria óptica de luz de iluminación excluyendo los haces láser,

la figura 8 es una vista expandida del método para mezclar la trayectoria de luz de iluminación con la trayectoria de luz de visualización,

la figura 9 muestra la trayectoria de luz de obtención de imágenes desde el extremo distal de la sonda a la cámara,

la figura 10 es un detalle ampliado de la estructura de espejo de referencia de múltiples facetas,

la figura 11 es un detalle ampliado de los haces láser que interfieren y el haz de equilibrio que forma enfoques de imagen en el plano de detección,

la figura 12 muestra un detalle ampliado de las áreas sensibles en el plano de detección, y

la figura 13 muestra una vista en perspectiva del aparato de TCO.

Descripción de realizaciones preferidas

Descripción general

Las realizaciones, aspectos y ejemplos que no entran dentro del alcance de las reivindicaciones se proporcionan sólo por motivos ilustrativos y no forman parte de la presente invención

La figura 1 muestra un diagrama de bloques del aparato de TCO que indica un láser 10, proporcionado habitualmente de manera remota con respecto a la sonda 1, aunque en algunas circunstancias dentro de la sonda 1. Un haz láser 11 procedente del láser 10 se hace pasar a la sonda, habitualmente a través de una fibra óptica monomodo 2. El láser 10 proporciona un espectro de barrido por un intervalo de longitud de onda de al menos 50 nm, dentro de una región de infrarrojos donde se minimiza la absorción de tejido. Un espectro más amplio mejora la resolución en profundidad. La sonda 1 comprende un interferómetro de múltiples haces 41, un dispositivo explorador 5, un cuerpo de sonda 6 y una cámara con sistema de iluminación 50, 52, 53, y otros componentes detallados a continuación. El sistema de procesamiento y visualización 9 y el tejido a examen 33 son externos a la sonda 1.

La figura 2 muestra en más detalle la sonda 1. La sonda 1 comprende un mango 3 que contiene un interferómetro de múltiples haces 41 y un dispositivo explorador 5, y un cuerpo de sonda 6. La sonda 1 está construida de modo que el cuerpo 6 puede separarse del mango 3. El cuerpo 6 está limitado a una orientación específica, de modo que una lente de salida que emite un conjunto de múltiples haces y que está inclinada por un pequeño ángulo para eliminar las reflexiones, se alinea correctamente con la dirección de exploración. Se han omitido otros componentes descritos a continuación de este diagrama por motivos de claridad.

Para la aplicación particular de obtención de imágenes del cuello uterino, las dimensiones del cuerpo de sonda adecuadas son de 16 mm de diámetro en el extremo proximal 7 presentando una sección decreciente hasta 12mm de diámetro en el extremo distal 8 si es necesario, y en la región de 220 mm de longitud. La longitud de la línea de exploración se hace lo más grande posible, dentro del límite del diámetro del cuerpo, y en la disposición descrita es de 6,4 mm. El ángulo de cono dentro del tejido es de aproximadamente $f/8$, lo que da una profundidad de enfoque de aproximadamente 0,3 mm. Un haz de múltiples haces usado está esencialmente enfocado a una profundidad de 0 a 0,3 mm, el siguiente haz de desde 0,3 mm hasta 0,6 mm, etc. hasta 1,2 mm: en el peor de los casos el diámetro de haz en el tejido a examen (es decir la anchura de un punto producido por el haz) es de aproximadamente 10 μm FWHM.

El extremo distal 8 del cuerpo de sonda es convexo para aplicar una presión uniforme por toda la cara frontal al tejido blando a examen, independientemente de pequeñas desviaciones angulares con respecto a la normal sobre la

superficie. Se muestran algunos otros componentes internos incluyendo una placa de vibración 13, lente 25, espejo de desdoblamiento 26, espejo de exploración 27 y divisor de haz espectral 28 para facilitar la orientación.

Descripción óptica

5 Con referencia a la figura 3, el láser proporciona un haz de salida 11, a través de una fibra monomodo 2, que se hace pasar a una lente convergente 12. Después de pasar a través de la lente convergente, el haz entra en el divisor de haz de placa de vibración 13. Puede ser deseable interponer componentes ópticos adicionales en el haz 11 (entre la salida procedente de la fibra, que ya puede estar colimada, y la placa de vibración) de modo que puede ajustarse el diámetro del haz, y por tanto puede producirse la convergencia deseada en el punto de medición. La placa de vibración 13 divide el haz 11 en varios haces más débiles que se transmiten hacia delante; la operación detallada de la placa de vibración se explica con referencia a la figura 4.

10 La figura 4 es un diagrama óptico que muestra la operación de un par parcial y completamente reflectante de superficies en la formación de una pluralidad de haces paralelos. Esta disposición se conoce como placa de vibración 13. El aparato comprende una placa de vidrio de lados paralelos 42, que en la cara de entrada 44 tiene un recubrimiento reflectante de alta eficacia para proporcionar una superficie reflectante sobre el área 43, dejando un área no reflectante 45 que puede no estar recubierta o estar recubierta de manera antirreflectante (AR) para un mejor rendimiento. La transición entre estas dos áreas es brusca. La cara de salida 46 está recubierta por toda la superficie con un recubrimiento parcialmente reflectante para proporcionar una superficie parcialmente reflectante 47 de modo que normalmente se transmite del 8% al 25% de la luz incidente y se refleja el resto.

15 El haz láser entrante 11 pasa a través del área no reflectante 45 de la cara 44 (cerca del límite entre la superficie reflectante 43 y la superficie no reflectante 45). Por consiguiente, sólo se pierde una pequeña cantidad de energía en la entrada a la placa 42 (es decir la reflexión de Fresnel si no hay recubrimiento AR en esta parte de la placa, o menos si tiene recubrimiento AR).

20 El haz láser 11 se propaga a través de la placa 42, y en este ejemplo se transmite el 13% en la superficie parcialmente reflectante 47 para proporcionar el primer haz 14, y el resto se refleja de vuelta hacia la superficie reflectante 43.

25 La placa 42 está inclinada desde la ortogonal al haz de entrada 11 de modo que el haz reflejado desde la superficie parcialmente reflectante 47 se dirige hacia la superficie reflectante de alta eficacia 43. Por consiguiente el haz se refleja entonces de vuelta (se refleja aproximadamente el 100% de la energía) a la superficie parcialmente reflectante 47, donde un 13% adicional de la potencia de haz restante se transmite para proporcionar el segundo haz 15. De este modo, se emiten una serie de haces de potencia decreciente desde la placa, en paralelo entre sí.

30 Si el haz de entrada 11 en la placa de vibración está dispuesto para ser convergente en lugar de colimado (por ejemplo tomando un haz láser colimado y haciéndolo pasar a través de la lente convergente 12), entonces los haces 14, 15 etc. que salen de la placa de vidrio 42 se enfocarán en diferentes posiciones axiales unos respecto a otros, puesto que cada haz sucesivo sigue una trayectoria más larga a través de la placa 42. La distancia entre las posiciones focales dependerá del grosor, ángulo de inclinación e índice de refracción de la placa 42. Alternativamente, el conjunto de placa de vibración puede comprender una superficie completamente reflectante y parcialmente reflectante separada por aire, a diferencia del vidrio. Además, el haz de entrada 11 puede ser divergente en lugar de convergente con cambios adecuados en los componentes ópticos.

35 Los cinco haces, 14 a 18, más fuertes pueden propagarse hacia delante, el resto se bloquean mediante una placa opaca 19.

Volviendo a la figura 3, los haces 14 a 18 procedentes de la placa de vibración 13 se hacen pasar a un divisor de haz 20 que divide los haces en haces de medición 14M a 18M y haces de referencia 14R a 18R. El haz de referencia 18R se manipula de la misma manera que los haces de referencia 14R a 17R, aunque no se usa para interferir con un haz de medición, en su lugar, proporciona una compensación para la variación de la amplitud láser.

45 Los haces de referencia 14R a 18R se reflejan mediante el divisor de haz 20, pasan a través de las lentes 21 y 22, se reflejan en una estructura de espejo de múltiples caras 23, a continuación vuelven a pasar a través de las lentes 22 y 21, y vuelven a pasar a través del divisor de haz 20. La estructura de espejo de múltiples caras 23 tiene una superficie reflectante para cada uno de los haces de referencia, las superficies reflectantes individuales se establecen en los enfoques de los respectivos haces. Puede resultar ventajoso establecer los ángulos de las superficies reflectantes uno respecto al siguiente para garantizar que los haces de referencia 14R a 18R se retrorreflejen de manera precisa. Alternativamente, la potencia y posición de las lentes 21 y 22 puede seleccionarse de modo que los cuerpos de los haces de referencia 14R a 18R sean paralelos entre sí. Obsérvese que la trayectoria óptica de referencia se muestra en el diagrama sustancialmente más corta que la trayectoria óptica de medición. En la práctica, estas trayectorias serían muy similares en longitud, porque en un Sistema de TCO de dominio de frecuencia la frecuencia de franja debida a una reflexión objetivo es proporcional a la diferencia de trayectoria. Aunque el sistema electrónico pudiera funcionar con un ancho de banda ilimitado, habría una limitación a la hora de mantener longitudes de trayectoria similares, puesto que la diferencia de las longitudes de trayectoria debe ser menor que la longitud de coherencia del láser 10 para que se produzca una interferencia. Otro criterio para

una buena interferencia entre los haces de medición y de referencia es que la convergencia y las posiciones focales de los haces de referencia coincidan con las de los haces de medición en los detectores. Para conseguirlo, es preferible introducir componentes ópticos de refracción o reflexión adicionales (tales como un sistema de transmisión óptico de Offner (*Offner relay*)) en la trayectoria de referencia para transmitir los puntos focales en o cerca del divisor de haz 20 a la superficie reflectante de múltiples caras 23.

Los haces de medición 14M a 17M salen del divisor de haz 20 y el haz más débil 18M se bloquea mediante una placa opaca 24. Se coliman de manera nominal mediante la lente 25, aunque habrá una ligera diferencia entre la convergencia de los cuatro haces puesto que la longitud de trayectoria entre las lentes 12 y 25 es diferente para cada haz. La separación entre las dos lentes se establece de modo que la longitud de trayectoria óptica promedio daría como resultado un haz colimado. Los cuerpos de los cuatro haces 14M a 17M convergen ahora entre sí. Los haces se reflejan a 90° de manera ortogonal al plano del diagrama en el espejo 26, y se propagan hacia delante, coincidiendo los cuerpos en un espejo de exploración 27.

El espejo de exploración 27 se hace rotar de manera nominal sobre un eje paralelo al eje original del haz 11, en paralelo al plano del diagrama, explorando los haces de medición 14M a 17M. Se proporciona un divisor de haz adicional 28 para reflejar los haces de medición 14M a 17M a lo largo de un eje nuevo nominalmente paralelo al eje de haz original del haz 11. La placa de divisor de haz tiene un recubrimiento para reflejar selectivamente radiación IR tal como la que se usaría para los haces 14M a 17M, y para transmitir luz blanca visible.

Se proporciona un cuerpo de sonda 6. Comprende un tubo de metal en el que se montan varios componentes ópticos pasivos (componentes ópticos de transmisión) como se describirá a continuación.

El primer grupo de lentes (de entrada) 30 en el cuerpo de sonda 6 forma un foco en 31 de cada uno de los haces de medición de exploración 14M a 17M dentro del cuerpo de sonda; otras lentes transmiten los focos a un punto de enfoque justo más allá de la última lente 32 en el cuerpo de sonda, es decir, justo fuera del extremo distal del cuerpo de sonda. Como los haces de medición 14M a 17M entran en el cuerpo de sonda con una divergencia ligeramente diferente entre sí, sus focos finales 14F a 17F fuera del cuerpo de sonda 6 para los respectivos haces 14M a 17M como se muestra en la figura 5, se desplazarán axialmente unos respecto a otros, permitiendo la derivación de señales óptimas a partir de una profundidad de tejido diferente (el tejido se indica en 33).

Se observará que la última lente 32 forma el extremo distal del cuerpo de sonda. En uso, el extremo distal del cuerpo de sonda formado por la lente 32 se pondrá en contacto con el tejido de superficie médico 33 que va a examinarse, opcionalmente a través de una funda desechable transparente delgada.

Como se muestra en la figura 5, los enfoques 14F a 17F de los cuatro haces de medición 14M a 17M entrarán dentro del tejido que va a examinarse. Esto permite proporcionar cuatro haces láser que se concentran a diferentes profundidades, y aunque cada haz se desenfoca rápidamente a medida que varía la profundidad, es posible cubrir todas las profundidades de tejido de interés dentro del intervalo focal de uno de los cuatro haces. La separación axial de los cuatro enfoques se calcula para considerar la longitud de Rayleigh del estrechamiento focal en el tejido que va a examinarse.

Además, como los cuatro haces 14M a 17M inciden sobre el espejo de exploración 27 con ángulos ligeramente diferentes, los cuatro enfoques 14F a 17F fuera del cuerpo de sonda también se separan a lo largo de la línea de exploración por una distancia indicada en A en la figura 5. La distancia A es pequeña (del orden de 0,2 mm) y así el tiempo entre cada uno de los haces que exploran a través de un punto particular en el tejido a examen es pequeño (un pequeño porcentaje del tiempo de exploración total) y así el tejido a examen no cambiará entre el paso de cada haz.

Claramente como se indicó anteriormente, puede haber más o menos de cuatro haces que tienen enfoques a un intervalo de profundidades dentro del tejido. Se observará que los enfoques de los cuatro haces están desplazadas tanto lateral como axialmente de uno al siguiente.

Después de la dispersión del tejido objetivo, las componentes 14MR a 17MR de los cuatro haces se juntan de nuevo de manera confocal a través del cuerpo de sonda. Estos haces de retorno 14MR a 17MR salen de la zona de exploración mediante el espejo de exploración 27 y pasan de vuelta a través de la lente 25.

Una parte de cada uno de los haces 14MR a 17MR se refleja mediante el divisor de haz 20 y se combina con el correspondiente haz de referencia 14R a 17R. Los haces combinados 14MR/14R a 17MR/17R pasan a través de una lente 34 que forma puntos focales de cada uno de los haces combinados en el detector 35. Se observará que el plano de detección está inclinado hacia el ángulo ortogonal de los cuerpos de haces combinados incidentes con respecto a la normal para adaptarse al desplazamiento focal que se origina en la placa de vibración 13. La interferencia entre los haces correspondientes se produce en la superficie del detector 35. El detector 35 consistirá en varias áreas sensibles diferenciadas, una para cada uno de los haces combinados, y un área adicional para el haz de referencia 18R, que se usa como señal de equilibrio.

El divisor de haz 20, la estructura de espejo de referencia y las áreas sensibles del detector individuales 36 a 39, y los componentes ópticos forman un interferómetro de Michelson 41. La disposición de interferómetro permite el uso

de TCO y en particular los componentes ópticos se proporcionan en esta realización preferida para usar TCO de dominio de frecuencia.

5 Se observará que si el divisor de haz 20 es un divisor de haz polarizante y se intercalan placas de cuarto de onda en las trayectorias de medición y referencia de modo que los haces de medición 14M a 17M, y haces de referencia 14R a 18R pasan y a pasar a través de las placas de onda y si se añade un componente de análisis adicional a la trayectoria combinada de modo que se selecciona un componente de polarización común de cada uno de los haces, entonces el conjunto tendrá una sensibilidad modificada frente a cualquier propiedad polarizada del tejido a examen.

En las figuras 6 y 7 se muestran detalles adicionales para proporcionar un canal de visualización.

10 En la figura 6, se muestra la trayectoria de los haces láser de TCO 14M a 17M. Los haces láser 14M a 17M se trazan desde la lente 25 (no mostrada), a través del espejo 26 sobre el espejo de exploración 27, y hasta el tejido en el extremo distal del cuerpo de sonda 6. También se muestran un chip de cámara 48, sistema de lente 49 y placa de divisor de haz de iluminación 50.

15 La figura 7 muestra los mismos componentes que la figura 6 aunque se muestran los haces de iluminación 51 y la fuente de luz blanca 52, y se omiten los haces láser de TCO por motivos de claridad. La figura 8 muestra una vista adicional de la placa de divisor de haz de iluminación 50, que es una superficie reflectante con una abertura central. La luz procedente de la fuente de luz blanca 52 se refleja en su mayor parte por la placa de divisor de haz de iluminación 50, aunque se pierden las partes del haz que pasan a través de la abertura central 54.

20 El aparato de las figuras 6 y 7 incluye un divisor de haz espectral 28 que separa la luz láser de TCO de la luz blanca. La placa de divisor de haz de iluminación 50 y la fuente de iluminación 52 están colocadas para dirigir la luz visible que es preferiblemente luz blanca procedente de la fuente de luz de iluminación 52 a través de la placa de divisor de haz 28, y pasar un haz 51 de luz blanca procedente de la fuente 52 a lo largo del eje óptico dentro del cuerpo de sonda 6. Un LED de luz blanca es una fuente de iluminación adecuada 52 aunque son concebibles otras. Puesto que la superficie de tejido 33 será de dispersión óptica, una parte componente del haz de luz blanca reflejado devuelto 51 pasará a través del divisor de haz espectral 28. Un componente más pequeño de este haz devuelto pasará a través de la abertura 54 en la placa de divisor de haz de iluminación 50 hacia una cámara 53 que incluye un detector de CCD 48. Esto se ilustra en la figura 9.

Como resulta evidente a partir de las figuras 6 y 7, el divisor de haz espectral 28 permite el paso de un haz de iluminación 51 a la superficie a examen, mezclándose el haz de iluminación en el canal de visualización mediante el divisor de haz 50.

30 Preferiblemente, la pupila de entrada 54 de la cámara estará en un punto conjugado en la superficie reflectante del espejo de exploración 27, y también coincidente con la abertura de la placa de divisor de haz de iluminación 50.

35 La cámara 53 incluye una o más lentes 49 para formar una imagen de una superficie que va a examinarse. La cámara puede usarse para examinar la superficie 33 cuando está en contacto con el extremo distal del cuerpo de sonda. Además, si la profundidad de foco de la cámara es suficiente, puede usarse cuando el extremo distal está separado de la superficie permitiendo al usuario llevar a cabo un estudio de la superficie antes de seleccionar una parte particular que va a examinarse mediante TCO.

Haciendo referencia a la figura 9, la imagen se enfoca en o bien la superficie de sensor de imagen 48 de la cámara 53, o bien, en una disposición alternativa, una superficie de extremo de un haz de fibras coherentes 55 que lleva a un CCD remoto.

40 Se observará que tanto la óptica de visualización como el aparato de TCO usan la misma lente de extremo distal 32 y así la parte del tejido visualizada por la cámara 53 y el interferómetro de TCO 41 serán iguales. Pueden proporcionarse medios para indicar en la imagen visualizada la posición de la línea de exploración B de TCO.

45 La figura 10 muestra una vista aumentada de la estructura de espejo de referencia 23. La figura 11 muestra los haces combinados 14MR/14R a/17R, y el haz de equilibrio 18R que forma enfoques individuales en la superficie de detector 35. La figura 12 muestra la disposición de las áreas sensibles en el plano de detección, una para cada haz combinado, y una para el haz de equilibrio 18R.

50 La realización descrita hasta ahora usa un haz de equilibrio único, y una señal de compensación derivada de este haz se aplica a cada una de las (cuatro) señales de interferencia electrónicamente. Una realización alternativa es proporcionar un haz de equilibrio separado acoplado ópticamente a cada haz de referencia; los haces emparejados se detectan entonces usando una configuración de detector equilibrada.

Descripción del procesamiento

El láser proporciona una señal de activación al sistema de procesamiento al inicio de cada barrido de frecuencia. El sistema de procesamiento digitaliza las señales de detector analógicas y almacena los datos (normalmente 1024 puntos) para el barrido, que proporciona la información para reconstruir una exploración A. El sistema de

procesamiento puede captar datos sin procesar para muchas exploraciones A (cubriendo todo el movimiento del espejo de exploración) antes de su procesamiento a la imagen de exploración B, o alternativamente la captación y el procesamiento de exploraciones A pueden solaparse en el tiempo.

5 Una fuente láser ideal para TCO de dominio de frecuencia barrería a una velocidad constante de frecuencia óptica con el tiempo y proporcionaría un nivel de potencia constante durante el barrido. En este caso sólo sería necesario realizar una transformada discreta de Fourier de los datos sin procesar (con una función ventana apropiada, por ejemplo de Hanning) para obtener el perfil de exploración A.

10 Para fuentes de láser prácticas, la velocidad de barrido varía a través del espectro, al igual que la potencia. Si no se corrigen, estos efectos darían como resultado imágenes borrosas. Por consiguiente los datos sin procesar se corrigen muestreando de nuevo a intervalos no iguales usando un algoritmo de interpolación cúbica local y reajustando a escala con factores variables. Entonces se aplica la transformada discreta de Fourier como anteriormente.

15 La calibración para las correcciones anteriores se obtiene usando un bloque de vidrio plano como objetivo, para generar una única reflexión de aproximadamente el 4% de potencia incidente (el espejo de exploración es estacionario, está colocado en la posición central, durante la calibración). La diferencia de trayectoria se ajusta para proporcionar un número elevado adecuado de franjas (por ejemplo 100 a través de la exploración), y se capta la forma de onda sin procesar. Después de eliminar cualquier componente de cc residual, el ordenador determina con precisión la posición de los cruces por cero de franja usando un algoritmo de interpolación cúbica local y así obtiene la disposición requerida de posiciones de nuevo muestreo. También determina el límite de las franjas, y por tanto
20 obtiene la disposición requerida de valores de reajuste de escala. Cuando el sistema está calibrado correctamente, el bloque de vidrio proporciona un único pico pronunciado en la exploración A.

25 La figura 13 muestra una vista en perspectiva del aparato que comprende un alojamiento 100 en el que se monta un sistema informático para analizar los interferogramas y visualizar los resultados en una pantalla 101. En el alojamiento 100 también está montado el láser, cuyo haz de salida se hace pasar a la sonda 1 a través de la fibra óptica monomodo flexible 2.

La invención se define en las reivindicaciones de la siguiente manera:

REIVINDICACIONES

1. Aparato de interferencia óptica para llevar a cabo una tomografía de coherencia óptica de dominio de Fourier que incluye medios (13) para proporcionar múltiples haces (14, 15, 16, 17), con lo que simultáneamente se registran interferogramas para una pluralidad de diferentes profundidades focales dentro de una sustancia que va a examinarse (33), proporcionándose cada interferograma por uno de los múltiples haces (14, 15, 16, 17), y estando configurada una sonda para pasar la pluralidad de haces a la sustancia que va a examinarse a la pluralidad de diferentes profundidades focales, y en el que los medios para proporcionar múltiples haces (13) comprenden medios (45) para recibir un haz único (11) y medios para dividir el haz único (11) en dichos múltiples haces (14, 15, 16, 17),

5

10 caracterizado porque los medios para generar múltiples haces comprenden una superficie reflectante (43) y una superficie parcialmente reflectante (47), con lo que un haz recibido pasa a la superficie parcialmente reflectante (47) y una proporción del haz pasa a través de la superficie parcialmente reflectante (47) para formar un primer haz (14) y otra proporción se refleja a la superficie reflectante (43), en la que se refleja de vuelta a la superficie parcialmente reflectante (47) y una proporción del haz pasa a través de la superficie

15 parcialmente reflectante (47) para formar un segundo haz (15), estando dispuestas la superficie parcialmente reflectante (47) y la superficie reflectante (43) de modo que los haces primero (14) y segundo (15) se desplazan en paralelo entre sí, proporcionándose haces sucesivos adicionales (16, 17) de los múltiples haces (14, 15, 16, 17) por reflexiones y transmisiones en la superficie reflectante (43) y la superficie parcialmente reflectante (47).
- 20 2. Aparato de interferencia óptica según la reivindicación 1, en el que se proporcionan medios (9) para combinar imágenes derivadas de dichos interferogramas para una pluralidad de diferentes profundidades focales, con lo que puede construirse una imagen única con una profundidad de campo aumentada.
3. Aparato de interferencia óptica según las reivindicaciones 1 ó 2, en el que el interferómetro pasa un haz de medición (14M, 15M, 16M, 17M) a la sustancia que va a examinarse (33) y proporciona un haz de medición

25 relevante para cada profundidad focal diferente.
4. Aparato de interferencia óptica según la reivindicación 3, en el que los enfoques de los múltiples haces se desplazan tanto lateral como axialmente de uno al siguiente.
5. Aparato de interferencia óptica según cualquier reivindicación anterior, en el que dichas superficie reflectante (43) y superficie parcialmente reflectante (47) componen una placa de vibración y en el que dicho haz de entrada (11) es un haz convergente o divergente introducido en la placa de vibración de modo que cada uno de dichos múltiples haces de salida (14, 15, 16, 17) procedentes de la placa de vibración se lleva a un enfoque axial diferente.

30
6. Aparato de interferencia óptica según cualquier reivindicación anterior, en el que se proporcionan cuatro haces (14, 15, 16, 17).
7. Aparato de interferencia óptica según cualquier reivindicación anterior, en el que la separación axial de los enfoques se calcula para considerar la longitud de Rayleigh del estrechamiento focal en la sustancia que va a examinarse (33).

35
8. Aparato de interferencia óptica según cualquier reivindicación anterior, en el que se proporcionan unos medios de exploración para explorar los múltiples haces en ángulos rectos con respecto a los haces (14, 15, 16, 17) a lo largo de una línea que pasa a través de los múltiples haces.

40

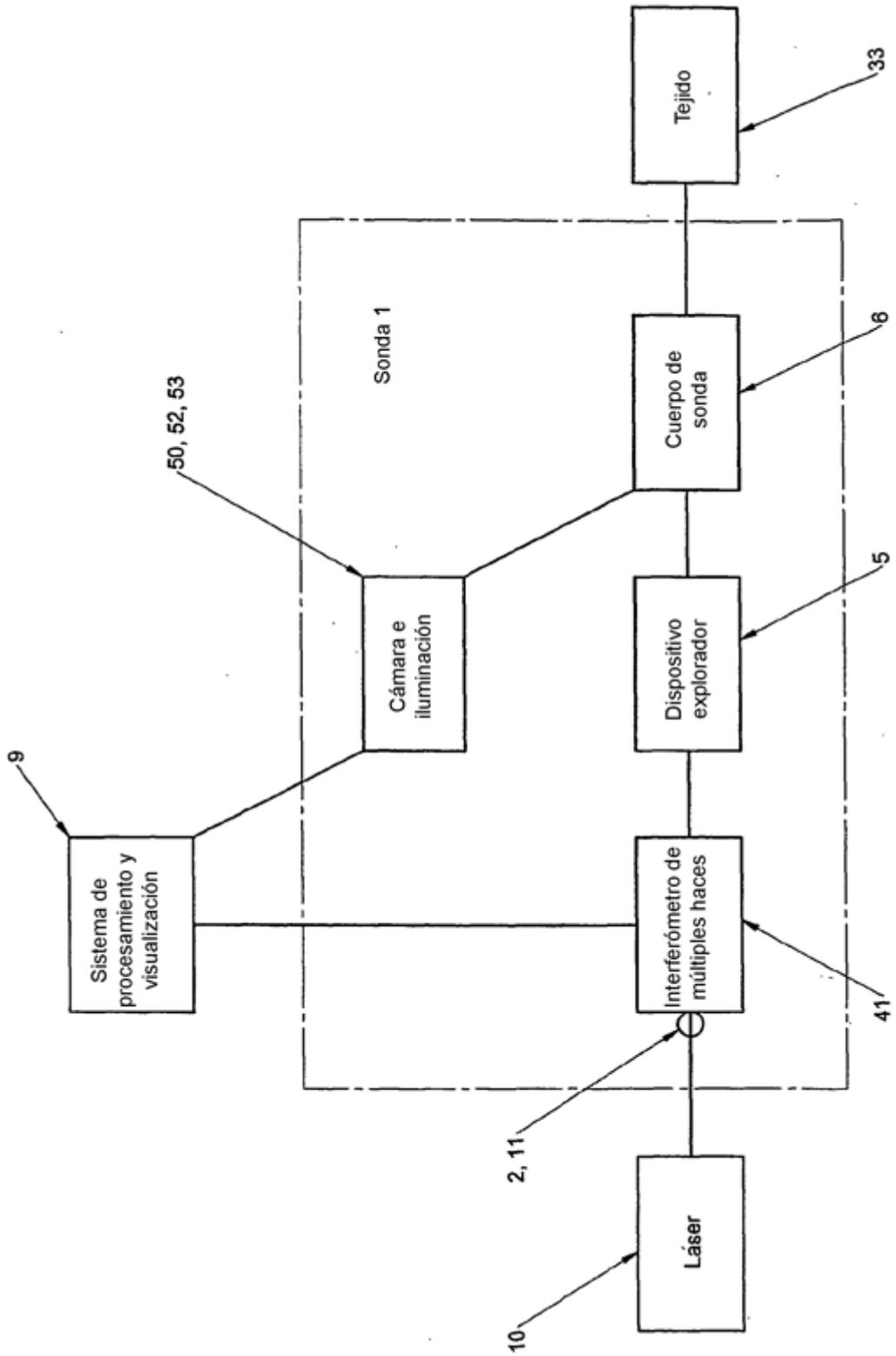
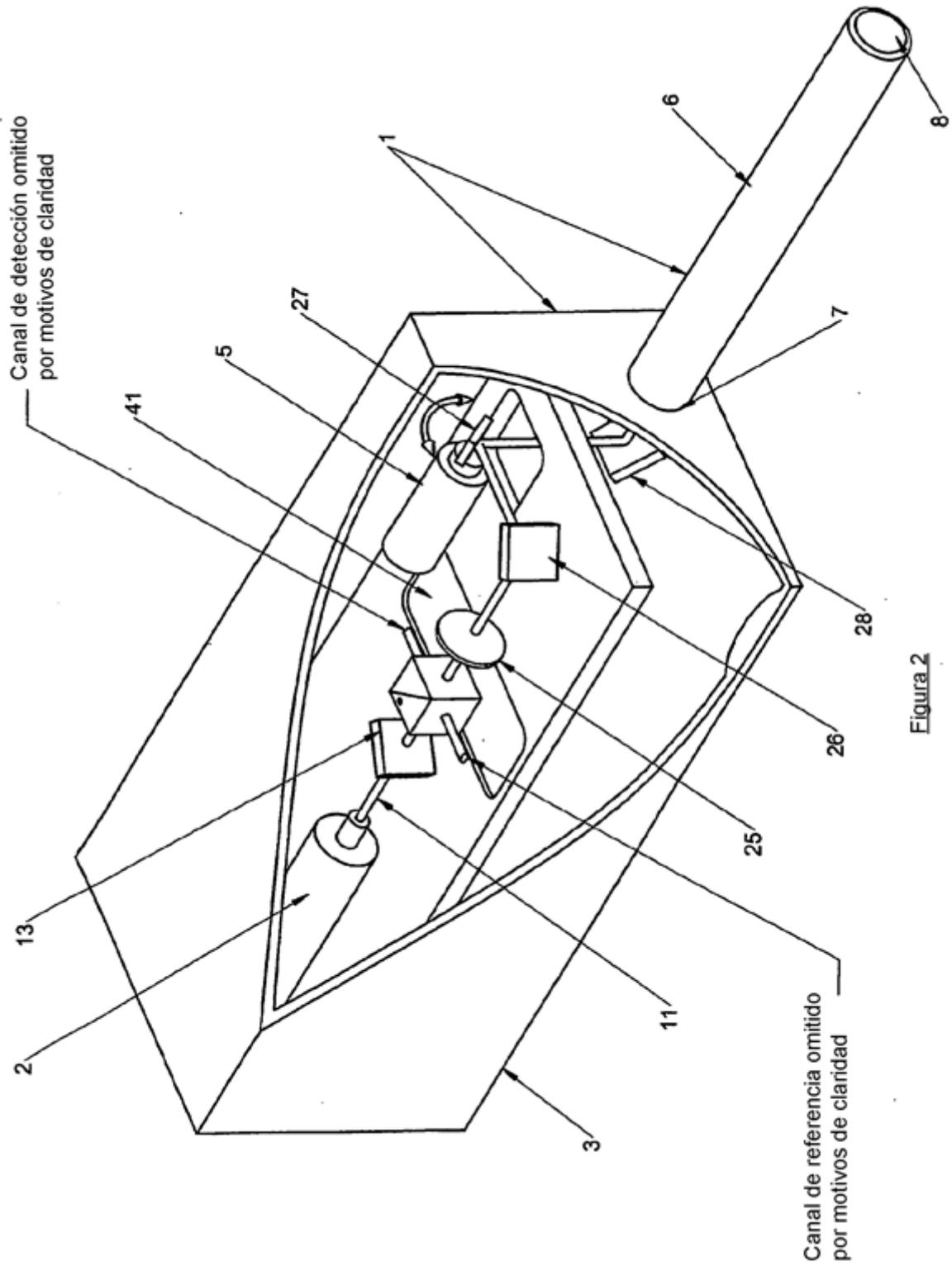


Figura 1



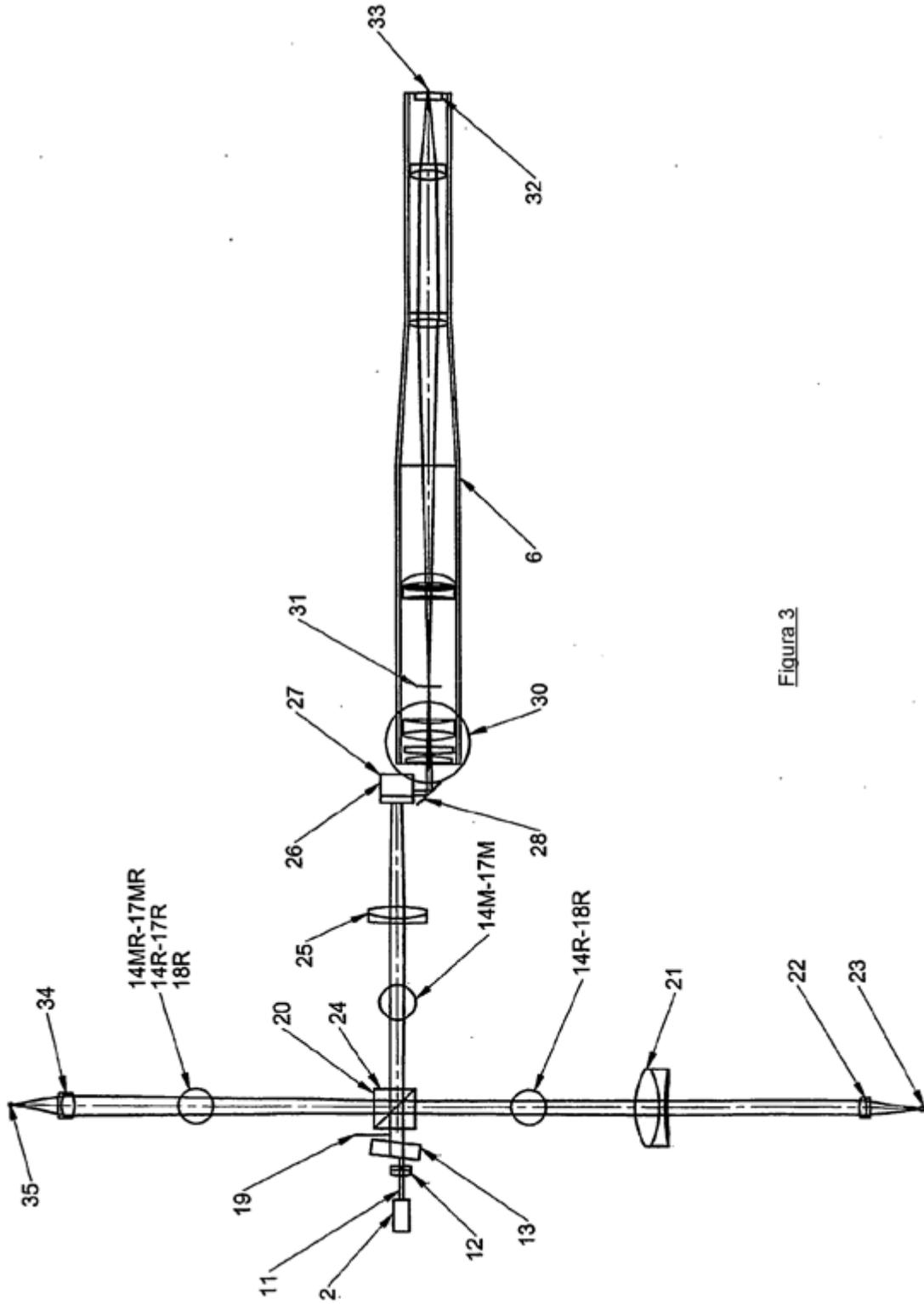


Figura 3

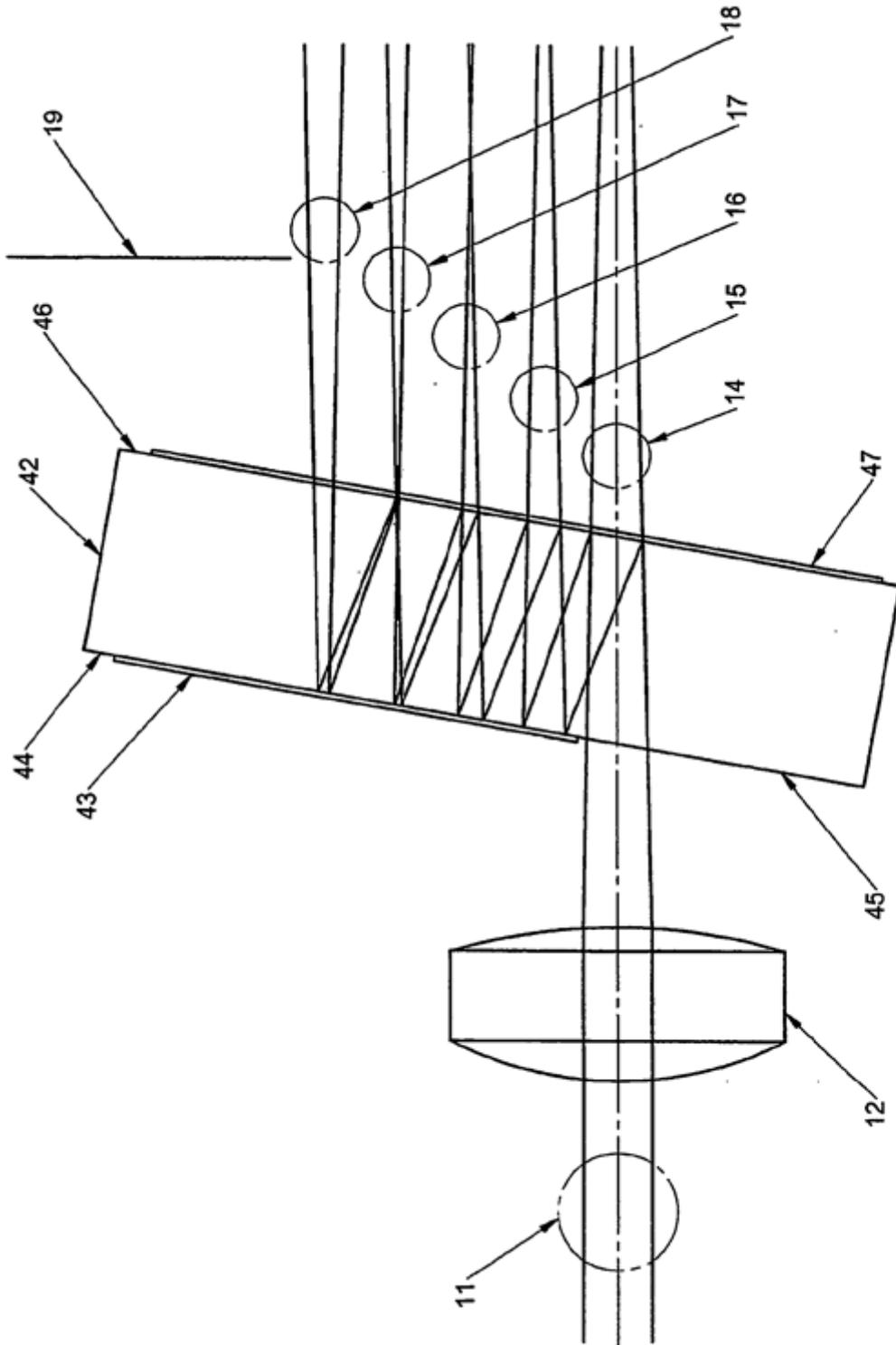


Figura 4

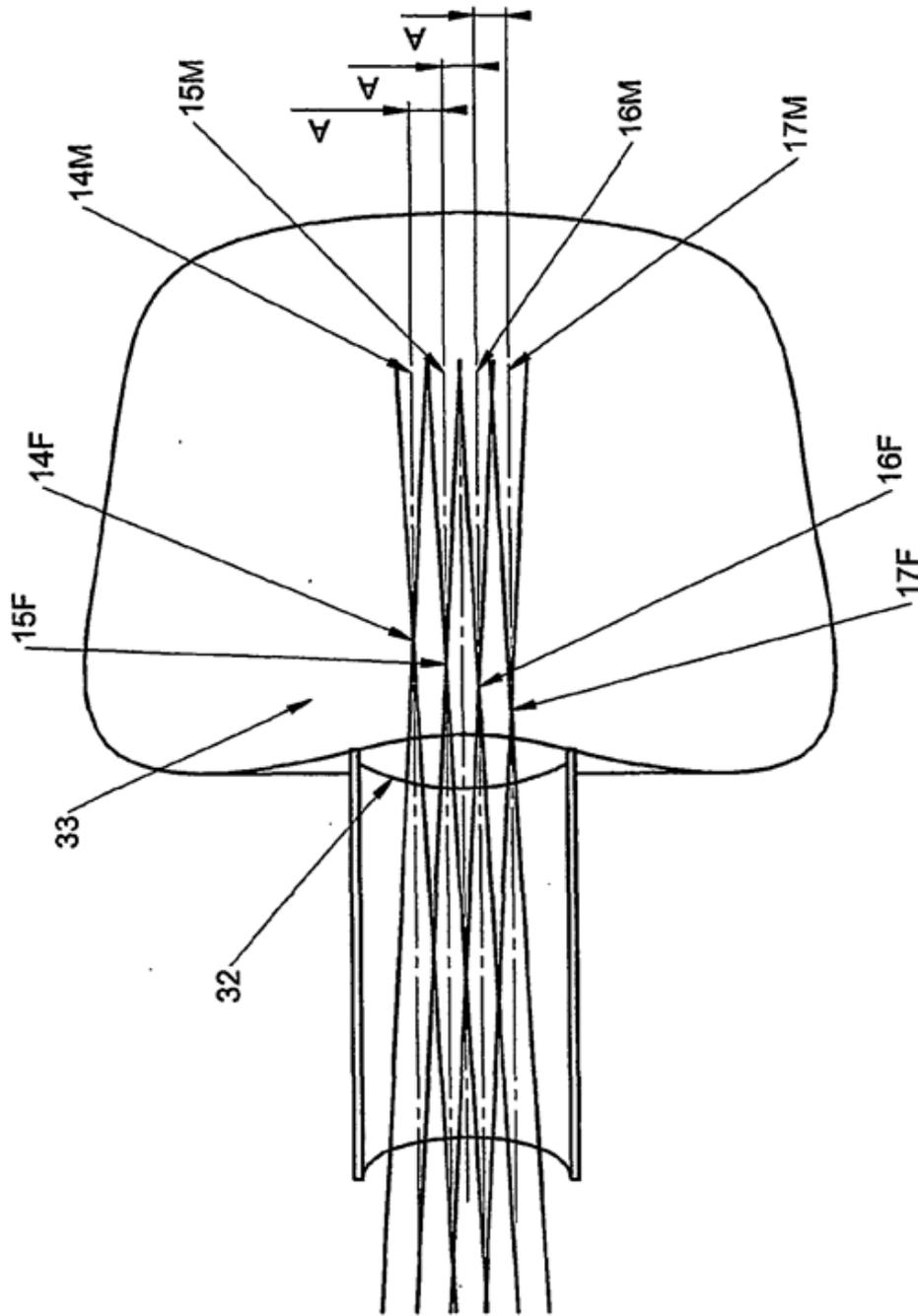


Figura 5

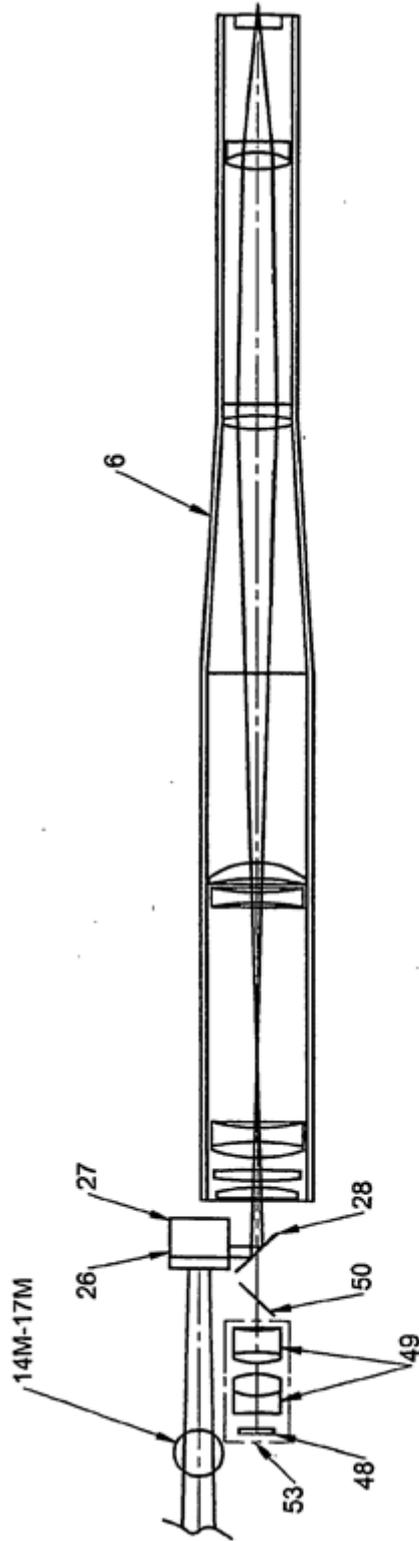


Figura 6

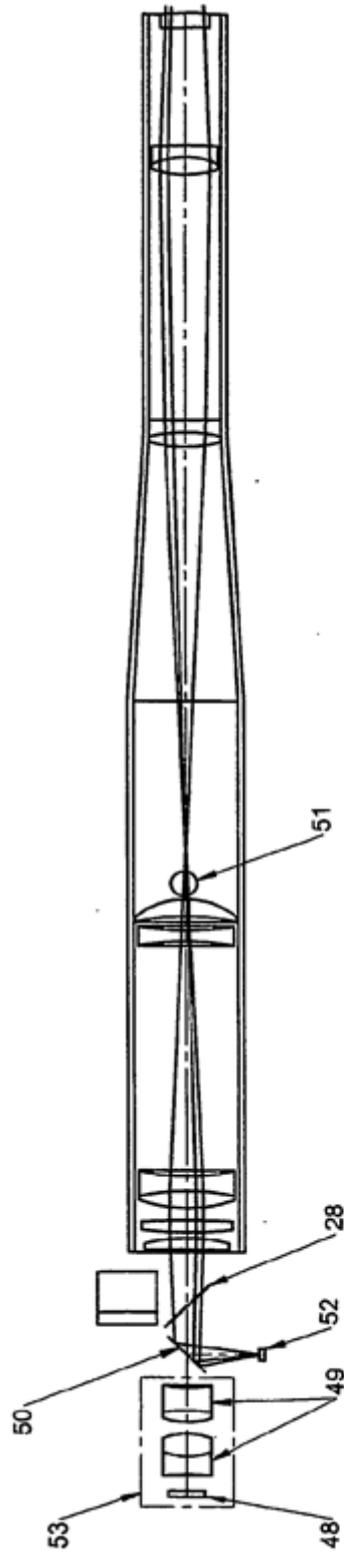


Figura 7

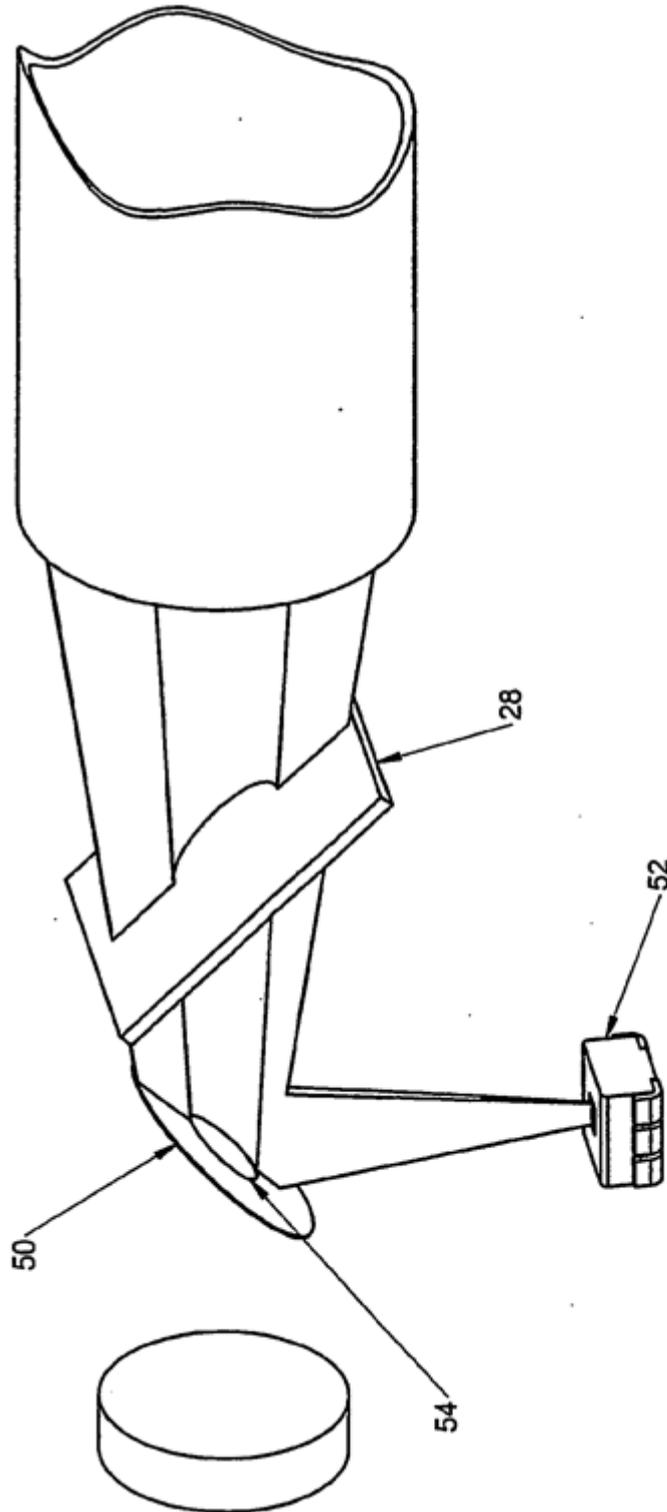


Figura 8

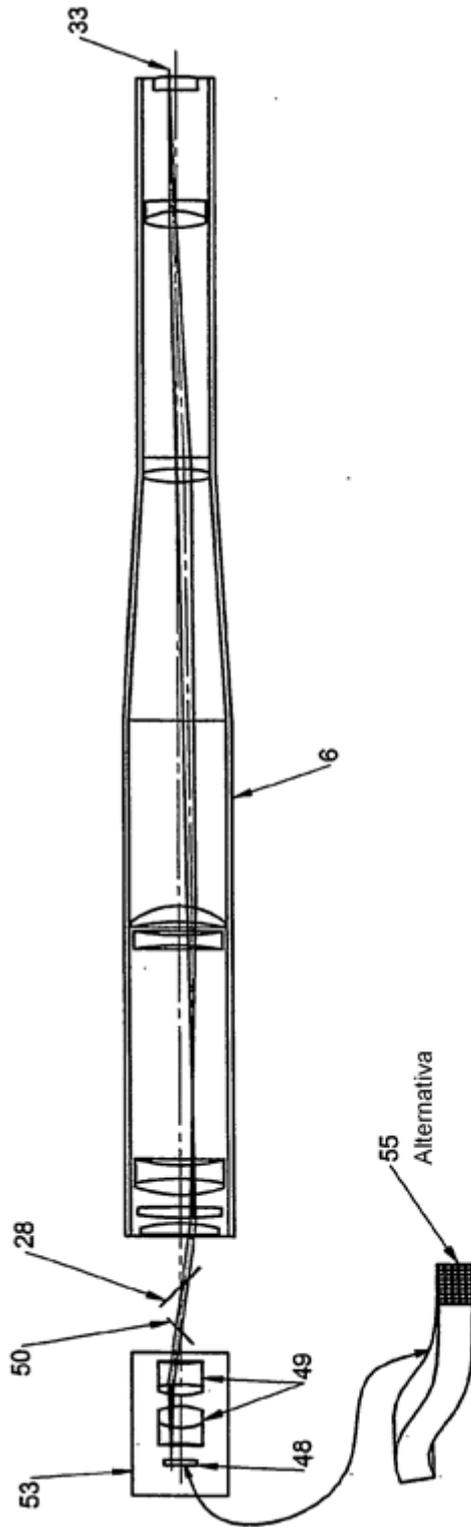


Figura 9

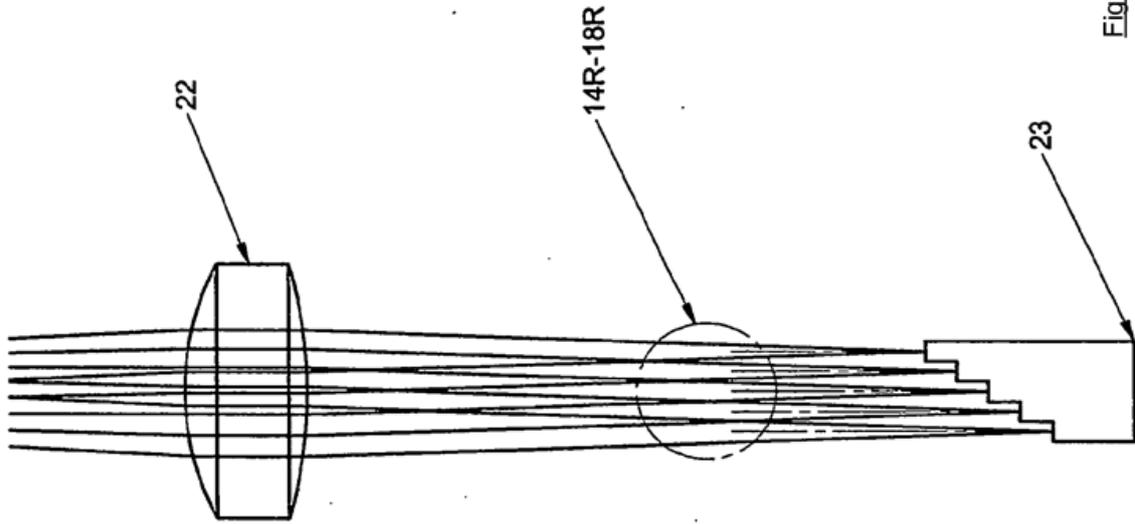


Figura 10

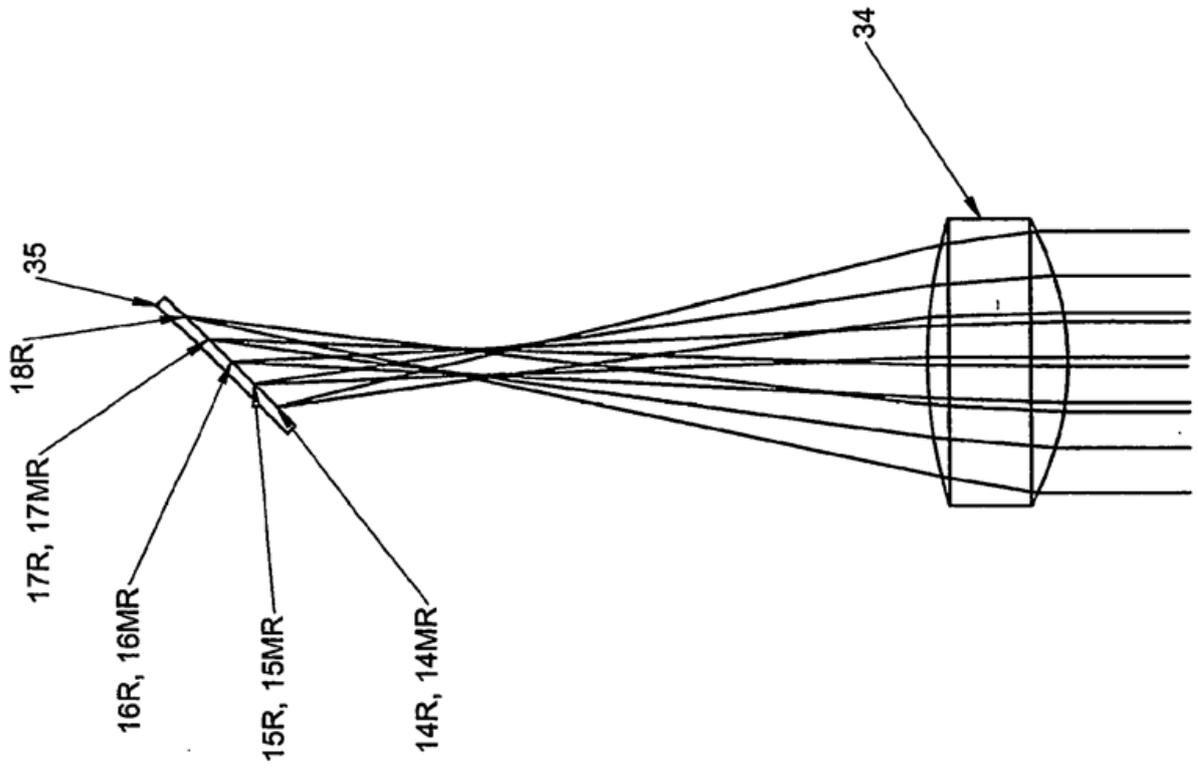


Figure 11

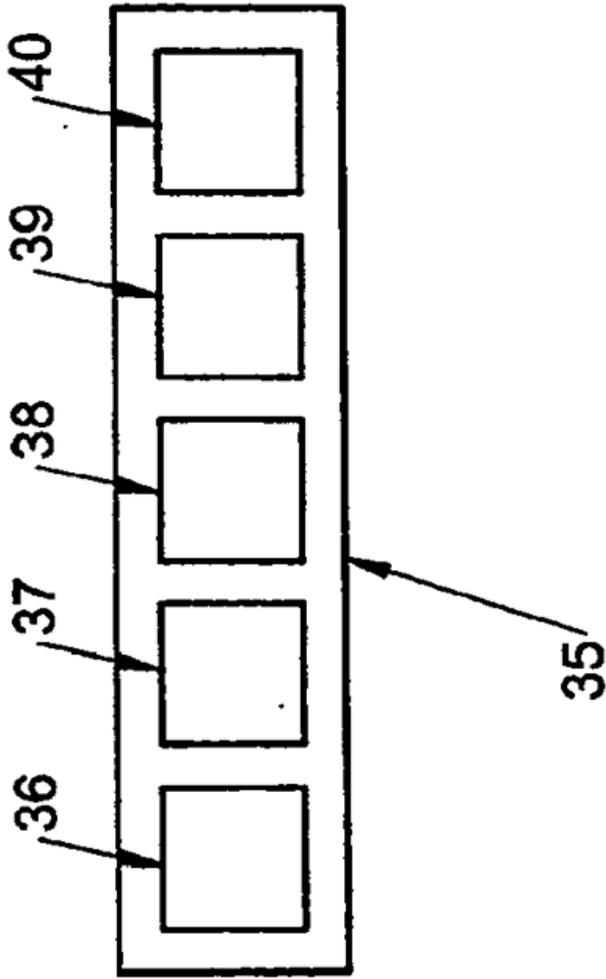


Figura 12

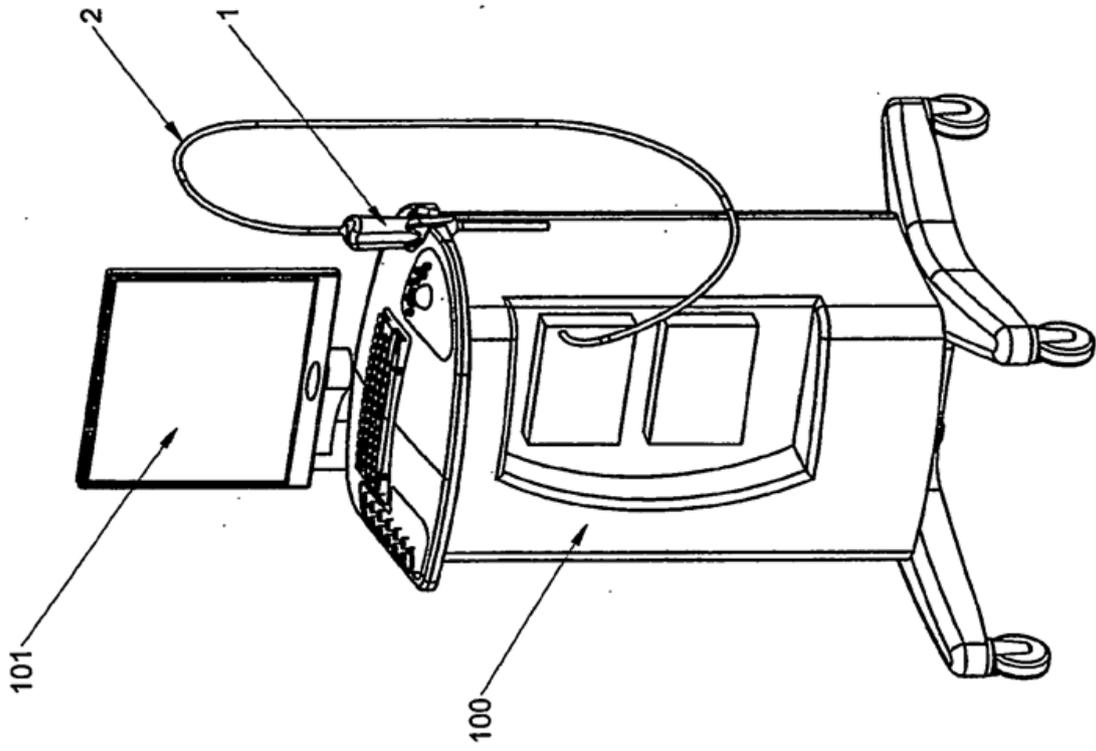


Figura 13