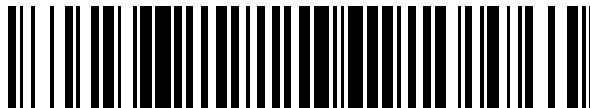


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 701 608**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10** (2006.01)

**A61B 3/107** (2006.01)

**A61B 3/14** (2006.01)

**A61B 3/135** (2006.01)

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.03.2012 PCT/EP2012/055358**

87 Fecha y número de publicación internacional: **04.10.2012 WO12130818**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.03.2012 E 12711857 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.09.2018 EP 2688460**

54 Título: **Aparato y procedimiento para modelar estructuras oculares**

30 Prioridad:

**25.03.2011 US 201161467836 P**

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

**25.02.2019**

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)**

**Lichtstrasse 35**

**4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**NG, EUGENE;**

**GONCHAROV, ALEXANDER y**

**COLLINS, PATRICK**

74 Agente/Representante:

**FORTEA LAGUNA, Juan José**

ES 2 701 608 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 procedimiento para modelar estructuras oculares

5 **Campo de la invención**

[0001] La tecnología descrita en el presente documento se refiere al modelado ocular.

10 **Antecedentes de la invención**

15 [0002] Los procedimientos oculares a menudo modifican una o más estructuras del ojo, tales como la córnea, el cristalino o la retina. Algunos procedimientos implican extirpar o reemplazar una o más estructuras del ojo, o añadir un implante. Por ejemplo, la cirugía de reemplazo del cristalino implica extirpar el cristalino existente de un paciente y reemplazarlo por una lente nueva. Algunos procedimientos, tales como la cirugía para la corrección de la visión con láser, no extirpan ni reemplazan las estructuras existentes del ojo del paciente, ni añaden un implante al ojo, más bien rediseñan las estructuras existentes. Independientemente del tipo de modificación que se realice (por ejemplo, extirpación, reemplazo, inserción o alteración), el rendimiento óptico del ojo se altera mediante los ajustes realizados en las estructuras del ojo. Por lo tanto, a fin de modelar con precisión la estructura de cualquier ojo, es necesario determinar los parámetros oculares de ese ojo. Estos parámetros incluyen la forma, el grosor y el índice de refracción de estructuras oculares tales como la córnea, el cristalino, la retina o cualquier otra estructura de interés.

20 [0003] La medición de parámetros tales como curvaturas o formas de superficies o grosores de elementos en el ojo de un paciente se lleva a cabo tradicionalmente usando variaciones de la tomografía de coherencia óptica (OCT) con ultrasonidos, la interferometría y los sistemas de Purkinje o Scheimpflug.

25 [0004] Un sistema de obtención de imágenes típico para determinar el grosor y la forma corneales usando imágenes de Purkinje se describe en el documento WO 2009/127442.

30 [0005] Los sistemas de Scheimpflug típicos facilitan el diagnóstico de la cámara frontal del ojo. El documento US 6 286 958 B1 titulado "Dispositivo para el examen de un ojo usando una cámara de Scheimpflug y un proyector de luz de hendidura para fotografiar imágenes de hendidura de un ojo", por ejemplo, divulga un único sistema de Scheimpflug clásico configurado para examinar el ojo, solo un meridiano a la vez.

35 [0006] El documento US 2009/0190093 titulado "Sistema de Scheimpflug doble para el análisis tridimensional de un ojo" comprende un par de cámaras de Scheimpflug rotatorias posicionadas perpendiculares entre sí y que pueden rotar en una plataforma para generar y presentar una representación tridimensional de la superficie corneal anterior, superficie corneal posterior, superficie del iris anterior y superficie del cristalino anterior. Aunque este sistema proporciona un sistema doble, implementa el sistema usando dos cámaras separadas y no es posible proporcionar la posibilidad de permitir que se obtengan simultáneamente dos secciones transversales de la córnea y el cristalino.

40 [0007] Una desventaja de estos sistemas es la incapacidad de medir todos los parámetros pertinentes del ojo en un único pase y sin tener que mover o reorientar el equipo. Estos sistemas no pueden medir la parte frontal del cristalino del ojo sin dilatar la pupila, ni tampoco la superficie posterior del cristalino en la mayoría de condiciones incluso con dilatación de las pupilas. Se apreciará que la dilatación afecta a la precisión de cualquier medición realizada.

45 [0008] Por lo tanto, un objeto de la presente invención es proporcionar un sistema de obtención de imágenes que posibilite la medición de todos los parámetros pertinentes del ojo necesarios para el modelado ocular en un único pase sin tener que mover o reorientar ninguna parte del sistema de obtención de imágenes, es decir, medir los parámetros ópticos del ojo necesarios para obtener un modelo óptico individual. Otro objetivo de la presente invención es incrementar la eficacia y la precisión de los modelos oculares mejorando la precisión de las mediciones realizadas.

50 [0009] Sería deseable medir lo siguiente:

- 55 • Curvatura posterior y anterior de la córnea
- Curvatura posterior y anterior del cristalino
- El índice de refracción de la córnea, humor acuoso, cristalino, humor vítreo
- 60 • Gradiente de índice de la córnea y cristalino
- El grosor de la córnea y cristalino
- La profundidad de la cámara anterior (grosor del humor acuoso)

[0010] Las cámaras de Scheimpflug y OCT actuales miden las curvaturas y grosores de superficies en el ojo de un paciente. Sin embargo, estas mediciones no corrigen con precisión los efectos ópticos de las superficies ópticas precedentes.

5 [0011] El índice de refracción es un parámetro central necesario para el modelado ocular. Todas las técnicas anteriores ignoran la variación entre sujetos en el índice de refracción. Si no se determina el índice de refracción, se producen errores en todas las mediciones más allá de la primera superficie óptica (córnea).

10 [0012] El documento US2004021826 (A1) titulado "Medición de aberraciones del frente de onda/topografía corneal avanzada en combinación", divulga un procedimiento y un aparato para la medición simultánea de las superficies corneales anterior y posterior, el grosor corneal y las aberraciones ópticas del ojo. El procedimiento emplea mediciones directas y trazado de rayos para proporcionar un amplio intervalo de mediciones para su uso por la comunidad oftálmica.

15 **Sumario de la invención**

[0013] La invención como se describe en el presente documento con referencia a las reivindicaciones adjuntas proporciona un sistema de obtención de imágenes para un elemento óptico, comprendiendo el sistema de obtención de imágenes:

20 un medio para iluminar un elemento óptico objetivo con al menos un haz de luz incidente; y

25 un medio para dirigir al menos dos haces de luz que regresan de al menos una superficie del elemento óptico iluminado a un detector; el detector adaptado para medir las características de luz relativas de los al menos dos haces de luz de regreso y para calcular al menos un parámetro del elemento óptico usando las características medidas de los al menos dos haces de luz de regreso.

30 [0014] El elemento óptico puede ser un elemento o sistema múltiple. La luz que regresa del elemento óptico puede regresar a través de reflexión, dispersión, refracción, fluorescencia o una combinación de estas.

[0015] El medio para iluminar el elemento óptico objetivo comprende preferentemente al menos una fuente y un medio óptico para alterar la dirección de incidencia de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo.

35 [0016] El sistema puede comprender además un medio para dividir al menos un haz de luz emitido de la fuente, en el que al menos dos de los haces divididos resultantes tienen un ángulo de incidencia diferente relativo al eje óptico del elemento óptico objetivo.

40 [0017] El medio óptico puede comprender al menos uno o más de una lente de formación de haz, un espejo con potencia óptica, un espejo plegado, un divisor de haz y/o un prisma.

45 [0018] El sistema puede comprender además un medio para cambiar al menos una característica de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo entre mediciones consecutivas del detector. Estos pueden incluir, por ejemplo, un medio para cambiar la dirección de incidencia de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo entre mediciones consecutivas del detector. Por tanto, a través del uso de este sistema, se pueden producir cambios del sistema de medición a medición en un examen al completo de un único ojo. El examen de un único ojo puede contener una o más mediciones, mientras que una medición es donde el estado del dispositivo se congela, es decir, el ángulo de haz a un ángulo particular, y, entonces, la siguiente medición del examen tendrá un ángulo alterado. También es posible que un examen de un único ojo pueda consistir en una única medición donde nada haya cambiado aún y que todavía pueda proporcionar resultados de los parámetros del ojo. Además, otros exámenes pueden tener más de una medición donde el sistema cambie un parámetro como el ángulo del haz y los resultados proporcionen los parámetros del ojo.

50 [0019] Las características de luz relativas de la fuente pueden incluir, pero no se limitan a, al menos una de las siguientes características: distribuciones de intensidad espacial y temporal, posiciones, polarizaciones lineales y/o circulares espaciales y temporales, fases, longitudes de onda, coherencias temporales y espaciales, estructuras de moteado, coeficientes de dispersión y/o los factores de anisotropía g.

55 [0020] Asimismo, las características medidas de la luz de iluminación y/o de regreso comprenden al menos una de distribución de intensidad espacial y temporal, posición, polarización lineal y circular espacial y temporal, grado de polarización, fase, longitud de onda, coherencia temporal y espacial, estructura de moteado, coeficiente de dispersión y factores de anisotropía g.

60 [0021] El dispositivo óptico puede comprender un medio para variar la dirección de iluminación del elemento óptico relativa al eje del elemento óptico, estando adaptado para controlar la dirección de al menos un haz de luz incidente.

65

[0022] Se pueden usar espejos, lentes, prismas, redes de difracción y/o haces de fibras coherentes para variar o controlar la dirección de iluminación del elemento óptico relativa al eje del elemento óptico.

5 [0023] Se puede proporcionar un medio para seleccionar haces diferentes que iluminen el elemento óptico. Por lo que esto podría incluir, pero no se limita a la apodización de un haz de iluminación grande usando pantallas en la rueda de filtro y/o un modulador de luz espacial, la selección de diversos haces de iluminación más pequeños con control temporal y/o espacial.

10 [0024] El medio para dirigir al menos dos haces de luz que regresan de al menos una superficie del elemento óptico iluminado al detector puede comprender al menos un componente óptico.

15 [0025] El componente óptico puede comprender uno o más de los siguientes: espejos, lentes, prismas, redes de difracción, haces de fibras coherentes que recibirán la luz de regreso a ángulos y posiciones particulares relativos al eje del elemento óptico.

20 [0026] Las características de luz relativas de los haces de luz de regreso pueden incluir, pero no se limitan a, al menos una de las siguientes características: distribuciones de intensidad espacial y temporal, posiciones, polarizaciones lineales y circulares espaciales y temporales, grado de polarizaciones, fases, longitudes de onda, coherencias temporales y espaciales, estructuras de moteado, coeficientes de dispersión y/o los factores de anisotropía g.

[0027] El o cada componente óptico se puede adaptar además para controlar la dirección de al menos un haz de luz incidente. El o cada componente óptico se puede usar en parte para dirigir la luz de regreso al/a los detector(es).

25 [0028] Preferentemente, el detector es un CCD, un sensor CMOS, un ojo humano, una placa fotográfica, un conjunto de placas de canal, fotodiodos de avalancha, un detector de centelleo o un tubo fotomultiplicador.

30 [0029] El sistema puede comprender además un medio para cambiar la posición del detector para focalizar cualquiera o toda la luz de regreso.

35 [0030] Las características de la luz de iluminación y/o de regreso no se limitan a un único parámetro en su propia característica. Las características pueden incluir al menos una de distribuciones de intensidad espacial y temporal, posiciones, polarizaciones lineales y circulares espaciales y temporales, grado de polarizaciones, fases, longitudes de onda, coherencias temporales y espaciales, estructuras de moteado, coeficientes de dispersión y/o los factores de anisotropía g y se pueden usar secuencial o simultáneamente. Sin embargo, se pueden usar otras características.

40 [0031] Las características de la luz de iluminación y/o de regreso comprenden preferentemente al menos una de distribución de intensidad espacial y temporal, posición, polarización lineal y circular espacial y temporal, grado de polarización, fase, longitud de onda, coherencia temporal y espacial, estructura de moteado, coeficiente de dispersión y factores de anisotropía g.

45 [0032] El sistema puede comprender además un segundo detector. El primer detector y el segundo detector se pueden encontrar en planos diferentes con respecto al eje óptico del elemento óptico objetivo. Sin embargo, el primer detector y el segundo detector se pueden encontrar en el plano del eje óptico del elemento óptico objetivo.

50 [0033] Dos o más detectores se pueden encontrar en cualquier localización y orientación del plano, de tal manera que cumplan la condición de Scheimpflug. Se pueden colocar ortogonalmente dos detectores. Preferentemente, en este modo de realización, el medio para iluminar comprende una fuente de luz con retículo adaptada para generar dos haces para su proyección en el elemento óptico.

[0034] La presente invención proporciona además un procedimiento de obtención de imágenes de un elemento óptico, comprendiendo el procedimiento las etapas de:

55 iluminar un elemento óptico objetivo con al menos un haz de luz incidente; y

dirigir al menos dos haces de luz que regresan de al menos una superficie del elemento óptico iluminado a un detector;

60 medir las características de luz relativas de los al menos dos haces de luz de regreso y

calcular al menos un parámetro del elemento óptico usando las características medidas de los al menos dos haces de luz de regreso.

65 [0035] El procedimiento puede comprender además controlar la dirección del haz de luz incidente. El procedimiento puede comprender además cambiar o variar la dirección de iluminación del elemento óptico relativa al eje del elemento óptico.

5 [0036] El procedimiento puede comprender además cambiar la posición de un detector para focalizar cualquiera o toda la luz de regreso. Las características de la luz de iluminación y/o de regreso comprenden al menos una de distribución de intensidad espacial y temporal, posición, polarización lineal y circular espacial y temporal, grado de polarización, fase, longitud de onda, coherencia temporal y espacial, estructura de moteado, coeficiente de dispersión y factores de anisotropía g.

10 [0037] El procedimiento también puede comprender cambiar la dirección de incidencia de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo entre mediciones consecutivas.

15 [0038] La presente invención, tal como se proporciona en el presente documento, proporciona el control de haces de sondeo que cumplen los criterios del trazado de rayos y que se pueden aislar mediante obtención de imágenes telecéntrica en un modelo preciso del ojo. A fin de satisfacer este objetivo, todos los meridianos se obtienen simultáneamente o lo más simultáneamente posible. En un modo de realización, simultáneamente se considera como menos de 1,0 segundo y preferentemente por debajo de 0,5 segundos.

[0039] La presente invención también permite que la localización del eje visual en las imágenes se determine teniendo un seguimiento visual del objetivo de fijación, o de otro modo, que sea crítico para el trazado de rayos.

20 [0040] Proporcionando un ángulo de haces incidentes de menos de cuarenta grados, se pueden obtener imágenes del cristalino al completo, incluso en pupilas más pequeñas. Este truncamiento de la altura de haz también permite que puntos de datos adicionales posibilitem el trazado de rayos.

25 [0041] También se describen cálculos del trazado de rayos iterativos y reiterativos que son comunes a todos los instrumentos ópticos a fin de derivar con precisión las curvaturas de las superficies oculares, el grosor y el índice de refracción. Específicamente, estos cálculos tienen en cuenta el diseño óptico de los instrumentos y la óptica de los elementos del ojo que preceden a la superficie en consideración.

30 [0042] Se debe apreciar que todas las combinaciones de los conceptos anteriores y los conceptos adicionales analizados con mayor detalle a continuación (siempre que dichos conceptos no sean mutuamente inconsistentes) se contemplan como que son parte de la materia objeto de la invención divulgada en el presente documento. En particular, todas las combinaciones de la materia objeto reivindicada que aparecen al final de esta divulgación se contemplan como que son parte de la materia objeto de la invención divulgada en el presente documento. También se debe apreciar que la terminología empleada explícitamente en el presente documento que también puede aparecer en cualquier divulgación incorporada por referencia debe tener un significado más lo consistente en concordancia con los conceptos particulares divulgados en el presente documento.

### **Breve descripción de los dibujos**

40 [0043] Ahora se describirán diversos modos de realización no limitantes de la tecnología descrita en el presente documento con referencia específica a las siguientes figuras. Se debe apreciar que las figuras no están necesariamente dibujadas a escala.

45 La **fig. 1** es un esquema simplificado de un ojo.

La **fig. 2** representa un diseño de las secciones de obtención de imágenes y de sondeo de un sistema de Purkinje de acuerdo con un modo de realización de la presente invención.

50 La **fig. 3** es una vista más detallada del dispositivo para controlar los haces de iluminación y de regreso observados en la fig. 2 de acuerdo con la presente invención.

La **fig. 4** es una vista detallada de los haces colimados de acuerdo con la presente invención usados para iluminar la superficie del ojo.

55 La **fig. 5** es una representación de un sistema de acuerdo con un modo de realización de la presente invención.

La **fig. 6** es un modelo de un sistema de Scheimpflug de acuerdo con la presente invención.

60 La **fig. 7** es una vista alternativa de un sistema de Scheimpflug de acuerdo con la presente invención.

La **fig. 8** es una tercera vista de un sistema de Scheimpflug de acuerdo con la presente invención.

65 La **fig. 9** muestra la reflexión del ojo de gato en un sistema de Purkinje de acuerdo con un modo de realización de la presente invención.

La **fig. 10** muestra la reflexión axializada en un sistema de Purkinje de acuerdo con un modo de realización de la presente invención.

5 La **fig. 11** muestra la retrorreflexión en un sistema de Purkinje de acuerdo con un modo de realización de la presente invención.

La **fig. 12** es una estructura generalizada del ojo que muestra los detalles de las alturas de rayo con referencia a una estructura del ojo.

10 La **fig. 13** muestra reflexiones de Purkinje para una única superficie como se observa en el detector

La **fig. 14** muestra el centroide de puntos mediante los que se miden las alturas de rayo.

15 La **fig. 15** muestra una vista de trazado de rayos de la fig. 3 que representa los haces de iluminación de acuerdo con la presente invención.

La **fig. 16** es un dibujo con Zemax para una cámara de Scheimpflug vertical/horizontal.

20 La **fig. 17** muestra un modelo con CAD de una cámara de Scheimpflug.

La **fig. 18** muestra un modelo con CAD de un sistema de Scheimpflug de acuerdo con un modo de realización de la invención.

25 La **fig. 19** muestra otro modelo con CAD del sistema de Scheimpflug de acuerdo con un modo de realización de la invención.

La **fig. 20** es un modelo con Zemax de una cámara de pupila.

30 La **fig. 21** es un modelo con Zemax de un proyector de hendidura.

### **Descripción detallada de los dibujos**

35 **[0044]** Se describen aparatos y procedimientos para modelar una o más estructuras del ojo. El modelado puede indicar la forma y/o localización de las estructuras del ojo, que se pueden determinar usando procedimientos ópticos para determinar uno o más parámetros de la estructura ocular de interés, así como de las estructuras que preceden a la estructura ocular de interés. El uno o más parámetros pueden incluir la forma, el grosor, las distancias y el índice de refracción.

40 **[0045]** La medición de una cualquiera de forma, grosor y/o índice de refracción de una estructura ocular de interés puede depender en cierto grado de los cambios direccionales que experimenta la luz empleada mediante la técnica de medición mientras pasa a través de cualquier estructura ocular que precede a la estructura de interés. Por tanto, de acuerdo con un aspecto de la tecnología, las mediciones de forma, grosor y/o índice de refracción de las estructuras oculares se pueden corregir para justificar la dependencia de los valores medidos de los demás parámetros para esa estructura, así como de cualquiera los parámetros de las estructuras precedentes.

45 **[0046]** Los aspectos de la tecnología mencionados anteriormente, así como aspectos adicionales, se describirán ahora con mayor detalle. Estos aspectos se pueden usar individualmente, en conjunto o en cualquier combinación de dos o más, ya que la tecnología no se limita en este respecto.

50 **[0047]** Como se menciona, de acuerdo con un aspecto de la tecnología descrita en el presente documento, se pueden determinar las formas y localizaciones de estructuras oculares, a partir de las que se puede realizar un modelo preciso del ojo. Las estructuras pueden incluir la córnea, el cristalino, la retina o cualquier otra estructura de interés. La forma y localización de una estructura se pueden determinar mediante medición directa de uno o más parámetros, incluyendo la forma, el grosor y el índice de refracción, y, entonces, se puede realizar la corrección de cualquier medición para justificar la dependencia de otros parámetros de la estructura medida o de cualquier parámetro de otras estructuras en el ojo. Ahora se describe un ejemplo en relación con la FIG. 1.

60 **[0048]** La **FIG. 1** proporciona una representación simplificada de un ojo 100, que incluye una córnea 102, un cristalino 104 y una retina 106. Estas estructuras se disponen entre un lado frontal 108 del ojo, donde entra la luz, y un lado posterior 110 del ojo. Entre la córnea 102 y el cristalino 104 hay un volumen acuoso 111. Entre el cristalino 104 y la retina 106 hay un volumen vítreo 112. Se debe apreciar que se simplifica el ojo 100 con propósitos de ilustración, y que los ojos incluyen típicamente más características que las mostradas en la FIG. 1.

65 **[0049]** Una estructura de interés puede ser una estructura completa (por ejemplo, un cristalino) o una superficie (por ejemplo, la parte frontal del cristalino) y un parámetro puede ser la forma, el grosor o el índice de refracción de la estructura de interés. Cualquiera de estos tres parámetros puede ser de interés, como un resultado definitivo o bien

como un medio para determinar otros parámetros, o para ambos propósitos. Por ejemplo, la forma de la córnea puede ser de interés como resultado final para modelar la córnea, pero también puede facilitar la determinación del índice de refracción de la córnea.

5 **[0050]** Como se menciona, el modelado del ojo 100 puede implicar determinar la forma de una o más superficies de interés, tales como la superficie frontal 114a de la córnea, la superficie posterior 114b de la córnea, etc. La topografía, por ejemplo, la topografía de Scheimpflug, es una técnica que se puede usar para determinar las formas de dichas superficies. Sin embargo, como se menciona anteriormente, también se pueden usar otros procedimientos, incluyendo obtención de imágenes de Purkinje, interferometría y/o tomografía de coherencia óptica.

10 **[0051]** Como se menciona también, el modelado del ojo 100 para proporcionar localizaciones de las estructuras oculares puede implicar la determinación de diversas distancias en el ojo. Como se muestra, la córnea 102 tiene un grosor T1, entre la superficie frontal 114a de la córnea y la superficie posterior 114b de la córnea, y el cristalino 104 tiene un grosor T2, entre la superficie frontal 116a del cristalino y la superficie posterior 116b del cristalino. La córnea y la lente se separan por una distancia d1 (es decir, la distancia desde la superficie posterior 114b de la córnea y la superficie frontal 116a del cristalino). La retina se separa de la superficie posterior 116b del cristalino por una distancia d2. Dichas distancias se pueden medir usando OCT u otras técnicas, ya que los diversos aspectos descritos en el presente documento no se limitan en este respecto.

20 **[0052]** Sin embargo, mientras que se pueden usar técnicas de topografía e interferometría estándar para medir formas y distancias de estructuras oculares, dichas técnicas de medición directa por sí solas no pueden producir resultados completamente precisos. La luz empleada mediante dichas técnicas de medición puede experimentar cambios direccionales inducidos por los índices de refracción variables de las estructuras oculares (es decir, índice de refracción n1 de la córnea, índice de refracción n2 del humor acuoso, índice de refracción n3 del cristalino e índice de refracción n4 del gel vítreo), de tal manera que los resultados puedan no ser precisos si no se justifican dichos cambios direccionales.

30 **[0053]** En un modo de realización de la presente invención, se usa un aparato de obtención de imágenes de Purkinje modificado tal como el mostrado en la **fig. 2** para obtener mediciones de los parámetros oculares. Como se muestra en la fig. 2, se lanza un haz de iluminación de una fuente colimada al sistema para iluminar los espejos, 210, que se localizan en el eje óptico. Estos espejos, 210, como se muestra en la fig. 2, son espejos de varillas. Sin embargo, se apreciará que no se restringen como tales y también pueden incluir cualquier elemento de reflexión, incluyendo una combinación de prismas (utilizando reflexión interna total) con o sin espejos o conos de vidrio (axicones). Sin embargo, se apreciará que los prismas refractivos y axicones de vidrio pueden introducir aberraciones intrínsecas no deseadas, mientras que los espejos planos están libres de aberraciones. La iluminación de los espejos de varillas 210 se puede lograr usando un divisor de haz 205.

40 **[0054]** Cuando los rayos de la fuente recaen en los espejos 210, entonces estos rayos se reflejan de tal manera que los rayos se dirijan a un sistema de espejos planos meridionales 209. La combinación de los espejos, 209, 201 se denomina en el presente documento "Mirricon", 206. El Mirricon, 206 está configurada tanto para la iluminación del ojo con haces colimados fuera del eje como también para la obtención de imágenes de las reflexiones de Purkinje que funcionan junto con un sistema óptico telecéntrico o brazo 200. El Mirricon puede distribuir las reflexiones de Purkinje al sistema telecéntrico de tal manera que reduzca la separación angular de las reflexiones de Purkinje de los haces opuestos, de tal manera que se reduzcan las aberraciones intrínsecas del sistema telecéntrico.

45 **[0055]** Los espejos 209 se orientan angularmente con respecto a los espejos 210 en lados opuestos del eje óptico. Entonces, los rayos se reflejen direccionalmente de los espejos 209 hacia un ojo, 208, a un ángulo de reflexión específico seleccionado de tal manera que las reflexiones de Purkinje estén presentes en la imagen y separadas entre sí en una magnitud suficiente de tal manera las reflexiones sean determinables en un grupo denso. Se apreciará que los valores óptimos para los ángulos fuera del eje de los haces también dependen de la biometría del ojo del sujeto. Se proporcionan más detalles del ángulo de haz en relación con la **fig. 3**.

50 **[0056]** Después de que se haya lanzado el haz de iluminación al Mirricon 206 y, por tanto, al ojo, 208, la luz de regreso pasa al brazo de obtención de imágenes telecéntrica 200. El brazo de obtención de imágenes telecéntrica 200 comprende cuatro componentes principales, incluyendo una lente de colimación 204, una lente de obtención de imágenes 202, un tope de abertura telecéntrica, 203 y un detector 201, que puede ser un dispositivo de carga acoplada (CCD) u otra cámara. El brazo de obtención de imágenes telecéntrica distribuye las reflexiones de Purkinje al detector. La combinación de las lentes, 202 y 204, y la abertura de tope telecéntrica actúan para bloquear cualquier rayo que no sea paralelo al eje óptico del sistema que incide sobre el detector, 201.

60 **[0057]** La mecánica del Mirricon 206 se describe con más detalle en la fig. 3. El Mirricon es la unidad de control de haz para el aparato de obtención de imágenes de Purkinje de acuerdo con la presente invención. El LÁSER coherente o bien la luz LED incoherente pueden entrar desde la parte izquierda o derecha de los espejos de varillas, 210. Como se muestra en la fig. 3, estos espejos de varillas son espejos de varillas de 45 grados. Existe un hueco 301 entre los espejos de varillas que permite que una parte de la luz pase directamente entre los espejos. La luz reflejada también rebota de los espejos de varillas 210 a los espejos de control de haz meridionales, 209. Entonces, estos espejos de

control de haz alteran la luz reflejada para generar un ángulo de haz de entrada 302. Este ángulo de haz de entrada puede variar desde 0 a 90 grados y se puede generar mediante cualquier combinación de los ángulos de espejo de varillas y control de haz siempre que el ángulo de haz de entrada final esté en el intervalo definido. Los espejos de varillas 210 y los espejos de control de haz meridionales se disponen en lados opuestos del eje óptico del instrumento.

**[0058]** La iluminación de las superficies en cuestión se puede realizar con cualquier haz de longitud de onda de cualquier tipo, ya sea luz láser coherente, luz LED parcialmente coherente o una fuente de banda ancha incoherente. Es preferente usar el ancho de banda más estrecho de modo que la dispersión del medio no sea una indeterminación espectral del punto en el detector.

**[0059]** La manipulación de este haz colimado se puede realizar mediante muchos medios posibles, haces dirigidos, un haz refractado por un axicón o un haz reflejado por una disposición de espejos. La solución de espejo es de particular interés ya que no induce la dispersión ni las aberraciones ópticas como lo haría el axicón. También permite que un haz de iluminación de diámetro más pequeño ahorre en la intensidad de la fuente y permite que el brazo de obtención de imágenes telecéntrica use ópticas físicamente más pequeñas.

**[0060]** La fig. 15 es una representación del control de haz reflejado, nombrado aquí el mirricon. Para un único meridiano, se usan cuatro espejos 1 y 2 que pueden tener cualquier configuración angular, pero para facilitar la alineación. Los espejos centrales 2 pueden ser espejos de varillas entre 10 y 80 grados, mientras que los espejos exteriores 1 son los espejos de control para generar el ángulo 7 del haz de sondeo necesario. Estos espejos pueden tener el ángulo exacto y opuesto entre sí con respecto al eje óptico 4.

**[0061]** La separación entre los dos espejos interiores 5 debe ser lo suficientemente grande como para permitir que un haz axializado entre y regrese, por supuesto, esto es dependiente de la disposición del sistema óptico 3 que se está midiendo. La separación entre los dos espejos exteriores 6 es dependiente de la distancia con respecto al sistema óptico y los ángulos a los que sondan las superficies. Sin embargo, lo contrario también es verdad y se puede dejar la distancia de separación a una distancia establecida y, entonces, el sistema óptico se debe encontrar en el intervalo de sondeo. Se debe tener en cuenta que la separación es adecuada para un gran valor, ya que esto reducirá el riesgo de cualquier interferencia con las partes mecánicas u ópticas. Los diámetros de los espejos se pueden diseñar para lo que sea necesario; sin embargo, el diámetro de los espejos interiores determina el diámetro de los haces de sondeo. En todo momento, la posición y los ángulos de los espejos deben ser rotacionalmente simétricos sobre el eje óptico para que las condiciones de los tres tipos de reflexiones sean verdaderas.

**[0062]** En un modo de realización preferente, como se muestra en la fig. 4, se usan cinco haces colimados amplios para iluminar el ojo, a saber, B1 y B3, en el meridiano vertical (MV) y B2 y B4 en el meridiano horizontal (MH) y B0 en el central. El uso de estos cinco haces permite que los parámetros requeridos se determinen simultáneamente. La luz reflejada posterior se obtiene como imagen a través de los mismos cinco canales: C1 y C2 en el MV; y C3 y C4 en el MH; el C0 central.

Desde una única superficie hay una pluralidad de reflexiones, al menos cuatro de las cuales se describen a continuación. Estas cuatro reflexiones son los tipos principales de retrorreflexiones, a saber:

- 1) Retrorreflexión RET (la luz retorna a través del mismo canal);
- 2) La reflexión del ojo de gato (la luz retorna a través del canal opuesto);
- 3) a reflexión axializada AX interior (la luz pasa al canal central y regresa a través de los canales exteriores);
- 3) reflexión axializada AX exterior (la luz pasa a los canales exteriores y regresa a través del canal central);
- 4) Reflexión oblicua OB (la luz se refleja de un meridiano oblicuo que pasa de un canal vertical a uno de los canales horizontales y viceversa).

**[0063]** Se apreciará que no es posible mostrar el meridiano horizontal en el dibujo bidimensional de la fig. 4, sin embargo, esta figura representa el meridiano vertical con tres haces de iluminación B0, B1 y B2 y los tres canales de obtención de imágenes correspondientes C0, C1 y C3. Existen cinco retrorreflexiones (siendo todas AX) registradas en el canal central C0; sin embargo, solo se muestran tres como 0, 1 de B1 y 1' de B3. El canal C1 también tiene cinco reflexiones; sin embargo, con propósitos de ilustración, solo se muestran cuatro: CAT desde B3, 2, AX desde B0, 3, RET desde B1, 4 y OB desde B4, 5, donde el haz B4 pasa a lo largo del canal C4, ambos en el MH. De forma similar, el canal C3 tiene cinco reflexiones, solo se muestran tres a lo largo de la dirección vertical: CAT desde B1, 2', AX desde B0, 3', y RET desde B3, 4', las dos reflexiones restantes serán del tipo OB que proceden de B2 y B4. El canal C4 tiene 5 reflexiones; sin embargo, solo se muestra una, a saber, OB desde B1, 5". Como los cinco canales tienen cinco reflexiones cada uno, veinticinco reflexiones en total están disponibles para las mediciones. Las reflexiones 1 y 3 se pueden distinguir como reflexión AX interior y reflexión AX exterior, respectivamente. Se apreciará que se puede usar una combinación de estas reflexiones para determinar y medir las propiedades de la superficie óptica. La combinación de las estructuras descritas anteriormente proporciona la capacidad de medir tipos diferentes de



reflexiones y reconstruir superficies en un único pase sin la necesidad de obtener individualmente mediciones múltiples.

5 **[0064]** Las figuras 9-11 muestran tres tipos diferentes de retrorreflexiones en un sistema de Purkinje, en las que una fuente colimada (posiblemente infrarroja) de 1 ilumina los espejos de varillas 2. Entonces, se reflejan los rayos por los espejos de varillas que se dirigen a los espejos Mirricon 3 y se reflejan de nuevo hacia el ojo 4 a un ángulo específico. La fig. 9 muestra la reflexión del ojo de gato, la fig. 10 muestra la reflexión axializada y la fig. 11 muestra la retrorreflexión.

10 **[0065]** Una reflexión del ojo de gato es desde el vértice de una superficie y regresa por medio de los espejos del lado opuesto al que se iluminó originalmente. La reflexión del ojo de gato sirve para el propósito principal de anclar la posición del vértice de la superficie que se va a caracterizar con respecto al Mirricon a lo largo de su eje óptico. Para la superficie corneal anterior, la reflexión del ojo de gato da la posición del ojo con respecto al Mirricon, mientras que las reflexiones del ojo de gato para las siguientes superficies dan la información sobre el valor del grosor central (axial) involucrado con el índice de refracción del medio correspondiente. Se produce una retrorreflexión cuando una zona particular de la superficie aparece normal con respecto al haz y se refleja de vuelta sobre sí misma por la misma trayectoria en que se iluminó. Una reflexión axializada es incidente en una zona donde el ángulo de reflexión es tal que regresa a los espejos en paralelo al eje óptico del instrumento y pasa a través del hueco entre los espejos de varillas. Se apreciará que la reflexión axializada también funciona en la dirección inversa, es decir, la superficie en cuestión se ilumina por medio del hueco entre los espejos de varillas y regresa por medio de los espejos en el mismo ángulo y posiciones que cuando se iluminaron desde los espejos. La retrorreflexión y la reflexión axializada relacionan la información sobre las curvaturas, los índices de refracción y las separaciones de las superficies en el ojo.

20 El principio principal de estas reflexiones es que cuando los rayos incidan sobre una superficie del ojo, que se vaya a modelar por medio de los espejos o bien directamente, volverán por medio de los espejos o bien directamente y pasarán al brazo telecéntrico 200 en la fig. 2.

25 **[0066]** En la **fig. 12**, se indican una estructura generalizada del ojo y las mediciones pertinentes usadas para determinar esta estructura en cuanto a sus parámetros ópticos. Estos son la córnea anterior, 1, la córnea posterior, 2, el iris, 3, el cristalino anterior, 4 y el cristalino posterior, 5. se representan en la figura 5. Para determinar eficazmente los parámetros de la superficie óptica, se requieren alturas de los rayos mencionados anteriormente. Estos incluyen como se observa en la fig. 12,

- 35  $H_{ret}$  altura de retrorreflexión, 6,
- $H_{axi\ ex}$  altura de reflexión axializada exterior, 7,
- $H_{rog}$  altura de reflexión del ojo de gato, 8
- 40  $H_{axi\ in}$  altura de reflexión axializada interior, 9
- haz de retrorreflexión, 10
- haz de reflexión axializada, 11
- 45 haz de reflexión del ojo de gato, 12,
- haz de reflexión axializada, 13
- 50 eje óptico del instrumento, 14
- $\theta_{haz}$  ángulo de haz de entrada, 15.

55 **[0067]** Usando el sistema y los procedimientos anteriores, se pueden obtener y usar estas mediciones para determinar los parámetros de diversas estructuras de interés. En clave para determinar las propiedades de cualquier superficie ocular, es necesario medir dónde cada tipo de reflexión incide sobre el plano del haz, por ejemplo.. (17 en la fig. 12)Entonces, esto se conjuga con un sistema telecéntrico y la ampliación necesaria es apropiada para el uso funcional del instrumento y el tamaño del detector a mano. En la fig. 13 se muestra una imagen de prueba para una única superficie y se señalan las localizaciones de cada tipo de reflexión de Purkinje desde la cual se pueden medir, entonces, las alturas pertinentes de las reflexiones en el detector. La fig. 14 muestra una vista ampliada de estas reflexiones de Purkinje, cuyo centro se debe encontrar para la determinación precisa de la altura. La determinación de estos centroides funciona en un ajuste de curva del punto en un umbral o bien en una media ponderada. El umbral para el ajuste de curva se establece en un nivel de brillo donde se puede eliminar o minimizar una segunda reflexión de la superficie interferente. Entonces, el centroide es el centro de la circunferencia de ese punto. Una media ponderada no funcionará en este escenario, ya que el segundo punto de superposición desplazará el centroide al

centro de gravedad de los puntos combinados. Los puntos de superposición se producen cuando los grosores entre las superficies son pequeños.

5 **[0068]** En un procedimiento ejemplar de determinación del radio de la córnea anterior,  $r_c$ , se pueden implementar las siguientes ecuaciones basadas en las mediciones de 6 a 15 de la fig. 12 determinadas usando, por ejemplo, las técnicas de reflexión de rayos en las figuras de 2 a 4. Se apreciará que, de forma alternativa, también se podría usar un algoritmo de optimización para tener en cuenta un meridiano adicional.

10 **[0069]** Como primera etapa, se calcula el radio de la córnea anterior. Las alturas de haz se recuperan de la distancia de separación entre los centroides de las reflexiones de las reflexiones respectivas como se ve en el detector 201, por ejemplo, el centroide mostrado en la fig. 14. La curvatura anterior de la córnea se puede calcular de varias maneras.

$$r_c = \tan(\theta_{haz})H_{ret} - Z \quad \text{EC(1)}$$

15  $Z = \tan(\theta_{haz})H_{gato} \quad \text{EC(2)}$

$$r_c = \tan(\theta_{haz})(H_{ret} - H_{gato}) \quad \text{EC(3)}$$

20  $r_c = H_{axi\ in} / \text{sen}((90 - \theta_{haz})/2) \quad \text{EC(4)}$

$$r_c = \frac{Q_{axi\ ex}}{\text{sen}(\frac{\theta_{haz}-90}{2}) + \text{sen}(\theta_{haz}-90)} \quad \text{EC(5)}$$

25 **[0070]** Usando estos cálculos de la córnea y los detalles enumerados anteriormente, se pueden usar ecuaciones de trazado de rayos para determinar el grosor corneal central, GCC.

$$GCC = (1 - \cos(\theta_i - U))r_c + \frac{\text{sen}(\eta_{haz}) \text{sen}(\theta_i - U)r_c}{\text{sen}(90 - \eta_{haz})} \quad \text{EC(6)}$$

donde

30  $\eta_{haz} = \theta_{haz} - \theta_i + \theta_r \quad \text{EC(7)}$

$$U = \theta_{haz} - 90 \quad \text{EC(8)}$$

35  $\theta_i = \arcsen\left(\frac{Q_{gato\ pos\ córn}}{r_c} + \text{sen}(U)\right) \quad \text{EC(9)}$

$$\theta_r = \arcsen\left(\frac{n_{aire}\text{sen}(\theta_i)}{n_{córn}}\right) \quad \text{EC(10)}$$

$$Q_{(superficie)} = H_{(superficie)} \cos(U) - z \text{sen}(U) \quad \text{EC(11)}$$

40 **[0071]** Ya que el término  $n_{córn}$  es desconocido, es necesario determinar una solución iterativa a fin de encontrarlo y el GCC.

45 **[0072]** Una medición de tiempo de vuelo ( $\tau$ ) del GCC obtenido a partir de la OCT y una solución de la ecuación a continuación proporcionarán el GCC y  $n_{córn}$  se determina a partir del uso de la ecuación a continuación.

$$\tau - n_{córn}GCC = 0 \quad \text{EC(12)}$$

50 **[0073]** Las ecuaciones anteriores se resuelven para la convención de la figura fig. 512. Se apreciará que con los rayos entrando desde el lado inferior, las ecuaciones requerirán una ligera modificación para mantener la convención de signos.

55 **[0074]** Al determinar posteriormente las características de cualquier superficie, es necesario que cada superficie sucesiva tenga la superficie precedente caracterizada por su índice, curvatura y distancia respectivos con respecto a la siguiente superficie. Las distancias se pueden determinar a partir de la relación entre el ángulo de haz, la curvatura corneal anterior calculada, la altura de las reflexiones de las estructuras internas y los índices de refracción de los medios a través de los que cruzan los haces. Los índices de refracción se pueden recuperar de las mediciones de tiempo de vuelo. De forma alternativa, el brillo diferencial de las reflexiones, dado que el medio antes y después de la lente (aire y acuoso) tiene un índice de refracción fijo y el índice de refracción entre la córnea y el cristalino (acuoso) también es fijo, permitirá la derivación del índice de refracción por medio de las ecuaciones de Fresnel, que son una función de los índices de refracción, el ángulo de incidencia de los rayos calculado mediante el ángulo de los haces, las alturas de haz y el radio de curvatura de las dos superficies diferentes. Como los índices de refracción son funciones de las longitudes de onda, se usa una curva de dispersión para calcular el cambio en el índice de refracción dada una longitud de onda específica de los rayos de la fuente de luz usados. Otra alternativa al determinar el índice de

refracción se podría basar en el uso de reflexiones axializadas y oblicuas junto con reflexiones del ojo de gato y retrorreflexiones, y, entonces, obtener simultáneamente el radio de curvatura, el grosor y el índice de refracción.

5 **[0075]** Al determinar la curvatura de la siguiente superficie, se pueden implementar las siguientes etapas. Se apreciará que estas ecuaciones son típicas del trazado de rayos en un meridiano dado a través de la parte reconstruida del sistema óptico del ojo.

1. Identificar la reflexión de Purkinje de la siguiente superficie
- 10 2. Medir la altura de la retrorreflexión
3. Encontrar  $y$ ,  $z$ ,  $\theta_r$ ,  $\eta_{\text{haz}}$  conociendo  $r_c$  y  $n$
- 15 4. Aplicar la ec. (1) anterior donde  $\theta_{\text{haz}}$  es ahora  $\eta_{\text{haz}}$ ,  $H_{\text{ret}}$  es ahora  $y$  y  $z$  es GCC-x

$$y = \sin(\theta_i - U)r_c \quad \text{EQ (13)}$$

$$x = (1 - \cos(\theta_i - U))r_c \quad \text{EQ (14)}$$

$$20 \quad R_c = \frac{Q'_{\text{axi in}} Q'_{\text{axi ex}}}{(\text{sen}(U'_{\text{axi in}}) + \text{sen}(U'_{\text{axi ex}}))} \quad \text{EC(15)}$$

**[0076]** Entonces, se puede usar este enfoque para determinar el radio, el grosor y el índice de refracción de cada superficie sucesiva en el sistema óptico. Se apreciará que estas ecuaciones son representativas del trazado de rayos meridional que proporciona una solución para los parámetros de forma desconocidos (incluyendo los rayos y la posible asfericidad) de la superficie seleccionada en el ojo. De forma alternativa, se puede usar el trazado de rayos para reconstruir los parámetros del ojo medidos.

30 **[0077]** Para determinar las propiedades de otros meridianos del sistema óptico en cuestión, todo lo que se puede hacer es rotar los haces de sondeo alrededor de un eje que lo más probablemente sea el eje óptico del instrumento. De forma alterna, el número mínimo de meridianos para determinar los valores biconicos de la superficie (cilindro) es tres, vertical, horizontal y  $\pm 45^\circ$ . Estos también se pueden rotar por sí mismos, de ahí que el detector muestre tres líneas de puntos rotatorias. El número de meridianos de sondeo simultáneos se limita solo por la mecánica del sistema en lo que concierne al mirricon. El axicón producirá un conjunto de anillos en lugar de puntos y el número de meridianos se limita, entonces, por la resolución del detector, si no es ilimitado.

35 **[0078]** Para determinar la asfericidad de la superficie en cuestión, se debe usar un ángulo diferente de un haz de sondeo para el mismo meridiano. Entonces, esto dará un radio local para más puntos a lo largo de la curva y, entonces, dará un valor  $q$  de precesión más alto. Esto no quiere decir que un haz de sondeo de ángulo único no pueda completar la misma tarea, sin embargo, no será tan fiable como los haces de sondeo de ángulo múltiple, que proporcionarán un resultado con precisión más alta. En esta línea de pensamiento, la combinación de los diferentes ángulos para los mirricones en tándem con el mirricon rotatorio puede determinar la asfericidad y el cilindro de la superficie.

40 **[0079]** También se puede usar un sistema de Scheimpflug para la determinación de los parámetros oculares. Típicamente, en una configuración estándar, los sistemas de Scheimpflug permiten la posibilidad de diagnóstico de la cámara frontal del ojo y, en particular, de la superficie frontal de la córnea usando un gran ángulo de haz incidente para proporcionar un gran campo de visión y curvaturas más grandes. Los sistemas ópticos de Scheimpflug se adhieren al principio de Scheimpflug en el que el plano del objeto, el plano principal del sistema de lentes de la cámara y el plano de la imagen se intersecan en un eje común. Para obtener más de un meridiano, los instrumentos tradicionales se rotan, de este modo, requieren piezas móviles. El gran ángulo de haz incidente y las grandes curvaturas facilitan este movimiento sin perder precisión.

45 **[0080]** Como se muestra en las figuras 6, 7 y 8, un sistema de Scheimpflug de acuerdo con la presente invención proporciona un ángulo de haz incidente más pequeño para facilitar una mayor penetración de profundidad en el ojo. La figura 6 muestra la vista inferior (en el lado izquierdo) y la vista superior (lado derecho) de un sistema de Scheimpflug de brazo doble de acuerdo con la presente invención. El primer brazo, 1 obtiene imágenes del meridiano vertical del ojo, mientras que el segundo brazo, 2 proporciona la obtención de imágenes para el meridiano horizontal del ojo. Ambos brazos distribuyen las imágenes de los meridianos vertical y horizontal en el mismo detector, 3. La figura 7 muestra una vista detallada de un sistema optomecánico, en particular, la unidad de iluminación, que contiene una unidad de fuente de luz, 1 que genera dos haces estrechos. Una unidad de lentes de relevo, 2 junto con divisores de haz, 3, 4 distribuye la iluminación al ojo para los meridianos vertical y horizontal. El ojo de un sujeto posicionado en frente del divisor de haz, 4 se ilumina por los dos haces estrechos.

50 **[0081]** A diferencia de los sistemas de Scheimpflug tradicionales que usan un único haz estrecho, se implementa una fuente de luz con retículo (que forma los dos haces) en la unidad, 1 mostrada en la fig. 7. Los rayos convergen de

más de un meridiano al mismo detector usando los dos brazos de Scheimpflug. Al converger los rayos de más de un meridiano al mismo detector, se elimina la necesidad de rotar el instrumento. Además, la integración de un seguidor visual en el eje del detector (mostrado esquemáticamente como la unidad 1 de cámara de pupila en la fig. 8), también elimina la necesidad de más de una cámara o detector, ya que el uso del seguidor visual ayuda a centrar el ojo con respecto al instrumento. Las imágenes obtenidas con el seguidor visual proporcionan información sobre la posición relativa de los dos haces estrechos (en los meridianos vertical y horizontal) con respecto al centro de la pupila del ojo.

**[0082]** Como se muestra en la **fig. 8**, se puede realizar una fuente de luz con retículo combinando dos canales, 2 y 3 que contengan una hendidura vertical y una hendidura horizontal, respectivamente. Estas hendiduras ayudan a formar haces muy estrechos proyectados mediante la unidad optomecánica (en la fig. 7) en la córnea. Los divisores de haz, 3 que pueden ser divisores de haz de película o divisores de haz de placas paralelas, 4, se configuran para dividir los haces de las cámaras de pupila (seguidor visual) y de iluminación (divisor 3) y para agrupar los haces de iluminación de hendidura vertical y horizontal (divisor de haz 4). El uso de los haces de iluminación de hendidura, posibilita proyectar una línea delgada en dos direcciones perpendiculares en un corto periodo de tiempo (o simultáneamente) sincronizando las fuentes de luz en los canales (2) y (3) en la fig. 8. La fuente de luz se puede pulsar de modo que las imágenes de los dos meridianos en el ojo se puedan obtener simultáneamente o una después de la otra, si es necesario.

**[0083]** En el sistema de acuerdo con la presente invención,

- a) se usa un ángulo de haz incidente de menos de 40 grados. Este ángulo de haz incidente es el ángulo entre el eje de la óptica de Scheimpflug y el eje del ojo. Este ángulo estrecho da como resultado que la superficie frontal y posterior del cristalino se vuelva visible y mensurable incluso para ojos no dilatados. Se apreciará que este ángulo de haz incidente permite que se use la curvatura posterior del cristalino y que estos datos se usen, entonces, de manera reiterativa usando las ecuaciones indicadas anteriormente para obtener la verdadera curvatura posterior del cristalino considerando las características ópticas de los tejidos en frente del mismo.
- b) La altura de haz truncada resultante garantiza que los bordes del haz sean visibles y trazables a fin de que la trayectoria de la luz a través de los tejidos oculares se pueda estudiar y usar como base para el trazado de rayos del rayo marginal o zonal del haz de iluminación en un esfuerzo por reconstruir la estructura óptica del ojo humano.
- c) Para el propósito de b) también se puede usar una configuración de haz de hendidura que comprenda una multiplicidad de hendiduras en líneas quebradas (por ejemplo, hendiduras con longitud ajustable o estructura segmentada como una línea discontinua). El uso de un objetivo de fijación visible o invisible, que puede incluir una luz parpadeante en la que se pueda focalizar el ojo, permite una determinación precisa del eje visual, ya que las imágenes se toman a través del centro del ojo. Este objetivo de fijación se puede incorporar en el diseño real de la hendidura de la fuente, por lo que el centro del haz consiste en un punto en medio de la línea (o líneas quebradas, discontinuas) o empalmado usando un divisor de haz.
- d) La combinación de una fuente con patrón y un único detector (único CCD) que capture desde brazos múltiples no da como resultado ningún error de superposición.

**[0084]** La configuración de la presente invención descrita usa un sistema de Scheimpflug de brazo múltiple o doble que permite obtener una imagen de meridianos múltiples (por ejemplo, dos y perpendiculares) del ojo en un corto periodo de tiempo (o simultáneamente) en el mismo chip sensor o chips sensores múltiples.

**[0085]** Otras características de este sistema incluyen:

- El sistema de Scheimpflug múltiple o doble permite obtener imágenes de meridianos múltiples (por ejemplo, dos perpendiculares o menos de 90 grados o más de dos) del ojo en un corto periodo de tiempo (o simultáneamente) en el mismo chip sensor o chips sensores múltiples.
- El ángulo de Scheimpflug (un ángulo entre el eje de la óptica de Scheimpflug y el eje del ojo) superficial de menos de 40 grados. Como resultado de este hecho, la superficie frontal y posterior del cristalino se vuelve visible y mensurable incluso para ojos no dilatados.
- El proyecto de iluminación de hendidura permitió proyectar una línea delgada en dos direcciones perpendiculares o más de dos de menos de 90 grados entre sí en un corto periodo de tiempo (o simultáneamente)
- Cámara de seguimiento visual en eje con sistema de iluminación propio
- El circuito de activación permitió activar independientemente los tres canales (dos Scheimpflug y en seguimiento visual del eje) y se sincroniza con el proyector de iluminación de hendidura.

**[0086]** Las figuras 16 y 17 muestran modelos diferentes de una cámara de Scheimpflug.

**[0087]** La figura 18 muestra un modo de realización del sistema de Scheimpflug de acuerdo con la presente invención. La hendidura 1 proyectada mediante la óptica 2 en la córnea. El divisor de haz 3 se usa para dividir los haces de la cámara de pupila y de la óptica de iluminación, el divisor de haz 4 se usa para agrupar los haces de iluminación de hendidura vertical y horizontal.

**[0088]** La presente solicitud divulga un sistema de Scheimpflug doble real (ángulo de 90 grados o menos entre dos meridianos) con un único chip CCD que permite simultáneamente la recuperación de dos secciones transversales de la córnea y el cristalino.

**[0089]** En otro refinamiento de los sistemas descritos anteriormente, se puede combinar una OCT de fase A en una única solución para mejorar la precisión de las mediciones registradas. Se apreciará que se puede usar una OCT de fase A por separado para los sistemas de Scheimpflug o Purkinje descritos anteriormente para obtener las longitudes axiales usadas en los cálculos anteriores.

**[0090]** Como alternativa a los sistemas de Scheimpflug y Purkinje indicados anteriormente, se puede usar una OCT de fase B para realizar las mediciones pertinentes necesarias para un modelo tridimensional preciso del ojo.

**[0091]** El presente documento describe procedimientos con programas informáticos y equipos físicos para lograr los objetivos establecidos en los antecedentes de la invención. También se pueden emplear varias técnicas ópticas alternativas para obtener resultados similares, tales como tomografía de coherencia óptica, interferometría especular y obtención de imágenes con segundos armónicos. Los datos indirectos del índice de refracción también se pueden obtener usando procedimientos no ópticos, tales como ultrasonido de alta frecuencia y diversos procedimientos radiológicos (tomografía computarizada e resonancia magnética nuclear).

**[0092]** Se divulga un programa informático universal que permite la captura y análisis del dispositivo anterior. Los prerequisites de dicho programa informático incluyen a) la corrección de las distorsiones ópticas de las superficies precedentes b) la recuperación del índice de refracción de la curva de dispersión del tejido ocular usando otra medición óptica de otra longitud de onda o determinando la discrepancia en la curvatura o distancia en comparación con otra medición óptica longitud de onda similar c) la capacidad promedio de las curvaturas d) el cálculo de parámetros oculares internos, tales como la posición de la lente eficaz usando los parámetros de salida anteriores.

**[0093]** Se debe apreciar que, por lo tanto, se pueden usar diversas técnicas descritas en el presente documento para diseñar lentes, por ejemplo, incluyendo implantes de lentes. Las técnicas se pueden aplicar al diseño de diversos tipos de lentes, que incluyen, pero no están limitadas a planas, convexas, cóncavas, multifocales (refractivas, difractivas, etc.), tóricas, acomodativas, prismáticas, configuraciones de lentes múltiples, de curvatura variable (por ejemplo, esféricas), lentes intraoculares fáquicas, lentes ajustables a la luz o cualquier combinación de las enumeradas.

**[0094]** Adicionalmente, se puede usar una o más de las técnicas descritas en el presente documento en el contexto de la planificación o realización de diversos tipos de cirugías. Dichas cirugías pueden incluir, pero no se limitan a, cirugía de la córnea/refractiva, cirugía del cristalino y cirugía de la retina. Diversos tipos de cirugía refractiva pueden incluir, pero no se limitan a, LASIK, LASEK o PRK para miopía, hipermetropía y presbicia, queratoplastia conductiva, queratotomía radial o una combinación de las anteriores.

**[0095]** Se debe apreciar que los diversos aspectos descritos anteriormente no se limitan a los ojos humanos, sino que, más bien, se pueden aplicar a cualquier tipo de ojo, incluyendo los ojos humanos o cualquier otro animal. Además, aunque se han descrito diversos aspectos relacionados con las estructuras del ojo e implantes para el ojo, se debe apreciar que las técnicas también se pueden aplicar a elementos adicionales, tales como gafas, lentes de contacto u otros elementos usados con propósitos oculares.

**[0096]** Como se menciona previamente, se debe apreciar que los procedimientos y aparatos descritos anteriormente se pueden usar para formar un modelo de cualquier número de estructuras de interés en un ojo. Por ejemplo, de acuerdo con algunos modos de realización, se puede formar un modelo completo del ojo. En otros modos de realización, se puede formar un modelo de una única estructura (por ejemplo, el cristalino o una superficie del cristalino). Todavía en otros modos de realización, los procedimientos y/o aparatos descritos anteriormente se pueden usar para determinar un único parámetro de interés de una estructura.

**[0097]** Por tanto, los actos individuales de los procedimientos descritos anteriormente se pueden usar para algunas aplicaciones, independientemente de si también se realizan otros actos.

**[0098]** Los modos de realización descritos anteriormente de la presente tecnología se pueden implementar de cualquiera de varias maneras. Por ejemplo, los modos de realización se pueden implementar un equipo físico, un programa informático o una combinación de los mismos. Cuando se implementa en el programa informático, se puede

ejecutar el código del programa informático en cualquier procesador o conjunto de procesadores adecuado, bien si se proporciona en un único ordenador o se distribuye entre ordenadores múltiples. Se debe apreciar que cualquier componente o colección de componentes que realicen las funciones descritas anteriormente se pueden considerar genéricamente como uno o más controladores que controlan las funciones analizadas anteriormente. El uno o más controladores se puede implementar de varias maneras, como con un equipo físico dedicado o con un equipo físico de propósito general (por ejemplo, uno o más procesadores) que se programe usando un microcódigo o programa informático para realizar las funciones citadas anteriormente. En este respecto, se debe apreciar que una implementación de los modos de realización de la tecnología actual comprende al menos un medio de almacenamiento legible por ordenador (por ejemplo, una memoria de ordenador, un disquete, un disco compacto, una cinta, una memoria externa, etc.) codificado con un programa informático (es decir, una pluralidad de instrucciones), que, cuando se ejecuta en un procesador, realiza las funciones analizadas anteriormente de los modos de realización de la tecnología actual. El medio de almacenamiento legible por ordenador se puede transportar de tal manera que el programa almacenado en el mismo se pueda cargar en cualquier recurso de ordenador para implementar los aspectos de la presente tecnología analizada en el presente documento. Además, se debe apreciar que la referencia a un programa de ordenador que, cuando se ejecuta, realiza las funciones analizadas anteriormente, no se limita a un programa de aplicación que se ejecute en un ordenador central. Más bien, en el presente documento se usa el término programa de ordenador en un sentido genérico para hacer referencia a cualquier tipo de código de ordenador (por ejemplo, programa informático o microcódigo) que se pueda emplear para programar un procesador para implementar los aspectos de la tecnología analizados anteriormente.

**[0099]** Aunque en el presente documento se han descrito e ilustrado diversos modos de realización de la invención, los expertos en la técnica concebirán fácilmente una variedad de otros medios y/o estructuras para realizar la función y/u obtener los resultados y/o una o más de las ventajas descritas en el presente documento, y cada una de dichas variaciones y/o modificaciones se considera que está dentro del alcance de los modos de realización de la invención descritos en el presente documento. Los expertos en la técnica reconocerán, o podrán averiguar, usando nada más que la experimentación rutinaria, muchos equivalentes a los modos de realización de la invención específicos descritos en el presente documento. Por lo tanto, se ha de entender que los modos de realización anteriores se presentan solo a modo de ejemplo y que, dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas y equivalentes de las mismas, los modos de realización de la invención se pueden poner en práctica de otro modo que como se describe y reivindica específicamente. Los modos de realización de la invención de la presente tecnología se dirigen a cada característica, sistema, artículo, material, kit y/o procedimiento individual descrito en el presente documento. Además, cualquier combinación de dos o más de dichas características, sistemas, artículos, materiales, kits y/o procedimientos, si dichas características, sistemas, artículos, materiales, kits y/o procedimientos no son mutuamente inconsistentes, se incluye dentro del alcance de la invención de la presente divulgación. Todas las definiciones, como se define y usa en el presente documento, se deben entender como que priman sobre las definiciones de un diccionario, definiciones en documentos incorporados por referencia y/o significados ordinarios de los términos definidos. Los artículos indefinidos "uno" y "una", como se usa en el presente documento en la memoria descriptiva y en las reivindicaciones, a menos que se indique claramente lo contrario se deben entender que significan "al menos uno".

La frase "y/o" como se usa en el presente documento en la memoria descriptiva y en las reivindicaciones, se debe entender que significa "uno o ambos" de los elementos unidos conjuntamente así, es decir, elementos que están presentes conjuntamente en algunos casos y están disyuntivamente presentes otros casos. Los elementos múltiples enumerados con "y/o" se deben interpretar de la misma manera, es decir, "uno o más" de los elementos unidos conjuntamente así. Pueden estar presentes opcionalmente otros elementos distintos de los elementos identificados específicamente por la cláusula "y/o", bien relacionados o no relacionados con los elementos identificados específicamente. Por tanto, como un ejemplo no limitante, una referencia a "A y/o B", cuando se usa junto con un lenguaje abierto tal como "que comprende" puede hacer referencia, en un modo de realización, a A solo (que incluye opcionalmente elementos distintos de B); en otro modo de realización, a B solo (que incluye opcionalmente elementos distintos de A); aún en otro modo de realización más, tanto a A como B (que incluye opcionalmente otros elementos); etc. Como se usa en el presente documento en la presente memoria descriptiva y en las reivindicaciones, se debe entender que "o" tiene el mismo significado que "y/o" como se define anteriormente. Por ejemplo, cuando se separan elementos en una lista, "o" o "y/o" se interpretarán como que son inclusivos, es decir, la inclusión de al menos uno, pero también incluyendo más de uno, de una serie o lista de elementos y, opcionalmente, elementos no enumerados adicionales. Solo los términos que claramente indican lo contrario, tales como "solo uno de" o "exactamente uno de" o, cuando se usa en las reivindicaciones, "que consiste en" se referirán a la inclusión de exactamente un elemento de un número o lista de elementos. En general, el término "o" como se usa en el presente documento solo se puede interpretar como que indica una alternativa exclusiva (es decir, "uno o el otro, pero no ambos") cuando esté precedido por términos de exclusividad, tales como "cualquiera", "uno de", "solo uno de", o "exactamente uno de". "Que consiste esencialmente en", cuando se usa en las reivindicaciones, tendrá su significado ordinario como se usa en el campo del derecho de patentes. Como se usa en el presente documento, la memoria descriptiva y en las reivindicaciones, la frase "al menos uno", en referencia a una lista de uno o más elementos, se debe entender que significa al menos un elemento seleccionado de uno o más de los elementos en la lista de elementos, pero que no incluye necesariamente al menos uno de cada uno de los elementos específicamente enumerados en la lista de elementos y que no excluye ninguna combinación de elementos en la lista de elementos. Esta definición también permite que puedan estar presentes opcionalmente elementos distintos de los elementos identificados específicamente en la lista de elementos a los que se refiere la frase "al menos uno", bien relacionados o no relacionados con los elementos identificados

específicamente. Por tanto, como ejemplo no limitante, "al menos uno de A y B" (o, de forma equivalente, "al menos uno de A o B," o de forma equivalente "al menos uno de A y/o B") se puede referir, en un modo de realización, a al menos a uno, que incluye opcionalmente más de uno, A sin B presente (y que incluye opcionalmente elementos distintos de B); en otro modo de realización, a al menos a uno, que incluye opcionalmente más de uno, B sin A presente (y que incluye opcionalmente elementos distintos de A); aún en otro modo de realización más, a al menos a uno, que incluye opcionalmente más de uno, A y al menos a uno, que incluye opcionalmente más de B (y que incluye opcionalmente otros elementos); etc. También se debe entenderse que, a menos que se indique claramente lo contrario, en cualquier procedimiento reivindicado en el presente documento que incluya más de una etapa o acto, el orden de las etapas o actos del procedimiento no se limita necesariamente al orden en el que se citan las etapas o actos del procedimiento. En las reivindicaciones, así como en la memoria descriptiva anterior, todas las frases de transición, tales como "que comprende", "que incluye", "que lleva", "que tiene", "que contiene", "que implica", "compuesto por" y similares, se han de entender como abiertas, es decir, que signifiquen incluyendo, pero no limitadas a. Solo las frases de transición "que consiste en" y "que consiste esencialmente en" serán frases de transición cerradas o semicerradas, respectivamente, como se expone en el Manual de Procedimientos de Exámenes de Patentes de la Oficina de Patentes de los Estados Unidos, sección 2111.03.

**[0100]** Las palabras "comprende/que comprende" y las palabras "que tiene/que incluye" cuando se usan en el presente documento con referencia a la presente invención se usan para especificar la presencia de características, números enteros, etapas o componentes indicados, pero no excluyen la presencia o adición de una o más de otras características, números enteros, etapas, componentes o grupos de los mismos. Se aprecia que ciertas características de la invención, que para mayor claridad se describen en el contexto de modos de realización independientes, pueden proporcionarse también en combinación en un único modo de realización. Por el contrario, también se pueden proporcionar diversas características de la invención que se describen, por brevedad, en el contexto de un único modo de realización, por separado o en cualquier subcombinación adecuada.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema de obtención de imágenes para un elemento óptico, el sistema de obtención de imágenes que comprende:
- 5 un medio para iluminar un elemento óptico objetivo (208) con al menos un haz de luz incidente colimado, el medio para iluminar comprende al menos una fuente y un medio óptico para alterar la dirección de incidencia de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo (208), el medio óptico localizable en el eje óptico del elemento óptico objetivo; y
- 10 un medio para dirigir al menos dos haces de luz que regresan a ángulos predeterminados de al menos una superficie del elemento óptico iluminado a al menos un detector (201); en el que el medio para dirigir comprende al menos un sistema óptico telecéntrico (200) y que comprende además una pluralidad de espejos (209, 210) orientados angularmente con respecto al elemento óptico objetivo en lados opuestos del eje óptico, de tal manera que los haces de luz de regreso se reflejen direccionalmente de los espejos (209, 210) hacia el elemento óptico objetivo (208) a un ángulo de reflexión específico seleccionado de tal manera que las reflexiones de Purkinje estén presentes en la imagen y los haces de luz de regreso se separen entre sí en una magnitud suficiente de tal manera las reflexiones de Purkinje sean determinables en un grupo denso;
- 20 el al menos un detector adaptado para medir las características de luz relativas de los al menos dos haces de luz de regreso y para calcular al menos un parámetro del elemento óptico usando las características medidas de los al menos dos haces de luz de regreso.
- 25 2. El sistema de cualquier reivindicación precedente, que comprende además un medio para dividir al menos un haz de luz emitido de la fuente, en el que al menos dos de los haces divididos resultantes tienen un ángulo de incidencia diferente relativo al eje óptico del elemento óptico objetivo.
- 30 3. El sistema de la reivindicación 1, en el que el medio óptico para alterar la dirección de al menos un haz de luz incidente comprende al menos uno de una lente de formación de haz, un espejo con potencia óptica, un espejo plegado, un divisor de haz o un prisma.
- 35 4. El sistema de la reivindicación 3, en el que el medio óptico se adapta además para controlar la dirección de al menos un haz de luz incidente.
5. El sistema de cualquier reivindicación precedente, en el que el detector es un CCD, un sensor CMOS, un ojo humano, una placa fotográfica, un conjunto de placas de canal, fotodiodos de avalancha, un detector de centelleo o un tubo fotomultiplicador.
- 40 6. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además un medio para cambiar la posición del al menos un detector para focalizar cualquiera o toda la luz de regreso.
- 45 7. El sistema de cualquier reivindicación precedente, en el que las características medidas de la luz de iluminación y/o de regreso comprenden al menos una de distribución de intensidad espacial y temporal, posición, polarización lineal y circular espacial y temporal, grado de polarización, fase, longitud de onda, coherencia temporal y espacial, estructura de moteado, coeficiente de dispersión y factores de anisotropía g.
- 50 8. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además un segundo detector, en el que el primer detector y el segundo detector se encuentran en planos diferentes con respecto al eje óptico del elemento óptico objetivo; o en el que el primer detector y el segundo detector se encuentran en el plano del eje óptico del elemento óptico objetivo.
- 55 9. El sistema de la reivindicación 8, en el que el medio para iluminar comprende una fuente de luz con retículo adaptada para generar dos haces para su proyección en el elemento óptico.
- 60 10. Un procedimiento de obtención de imágenes de un elemento óptico, el procedimiento que comprende las etapas de:
- iluminar un elemento óptico objetivo (208) con al menos un haz de luz incidente colimado, en el que iluminar comprende alterar la dirección de incidencia de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo, y
- 65 dirigir al menos dos haces de luz que regresan a ángulos predeterminados de al menos una superficie del elemento óptico iluminado a al menos un detector usando al menos un sistema óptico telecéntrico y usando además una pluralidad de espejos (209, 210) orientados angularmente con respecto al elemento óptico objetivo (208) en lados opuestos del eje óptico, de tal manera que los haces de luz de regreso se reflejen



5                   direccionalmente de los espejos (209, 210) hacia el elemento óptico objetivo (208) a un ángulo de reflexión específico seleccionado de tal manera que las reflexiones de Purkinje estén presentes en la imagen y los haces de luz de regreso se separen entre sí en una magnitud suficiente de tal manera las reflexiones de Purkinje sean determinables en un grupo denso;

                  medir las características de luz relativas de los al menos dos haces de luz de regreso; y

                  calcular al menos un parámetro del elemento óptico (208) usando las características medidas de los al menos dos haces de luz de regreso.

- 10
11. El procedimiento de la reivindicación 10, que comprende además cambiar al menos una característica de al menos un haz de luz incidente en el elemento óptico objetivo entre mediciones consecutivas.
- 15
12. Un programa de ordenador que comprende un medio de código de programa de ordenador adaptado para realizar todas las etapas del procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 10 a 11 cuando dicho programa se ejecuta en un ordenador.

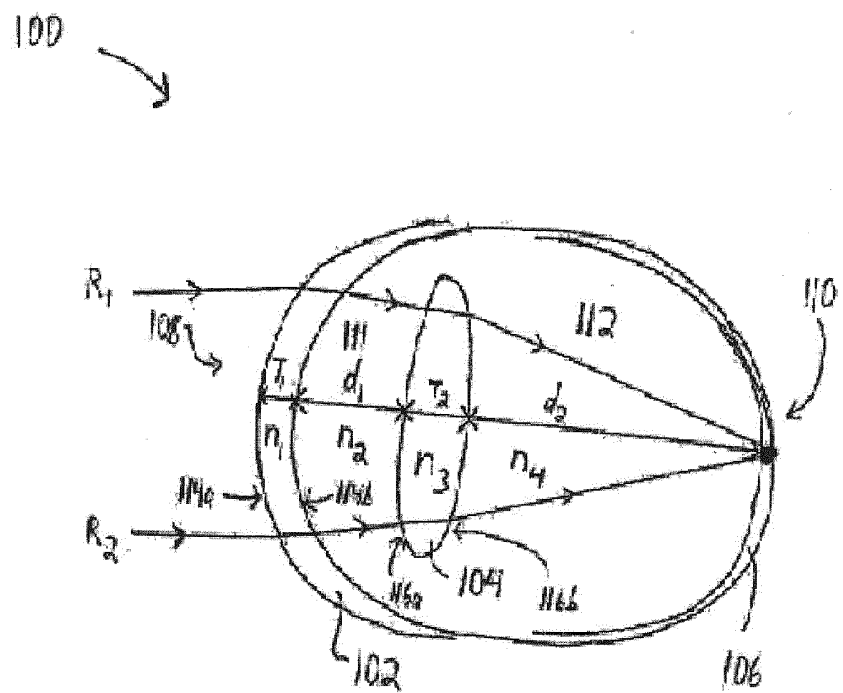


Fig.1

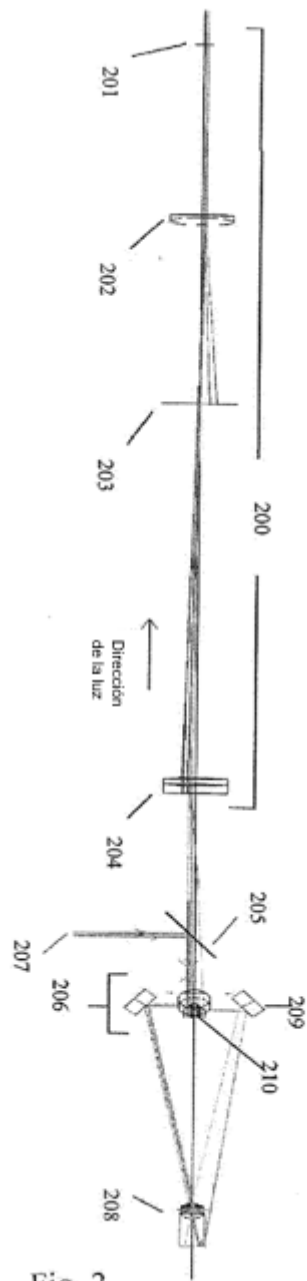


Fig. 2

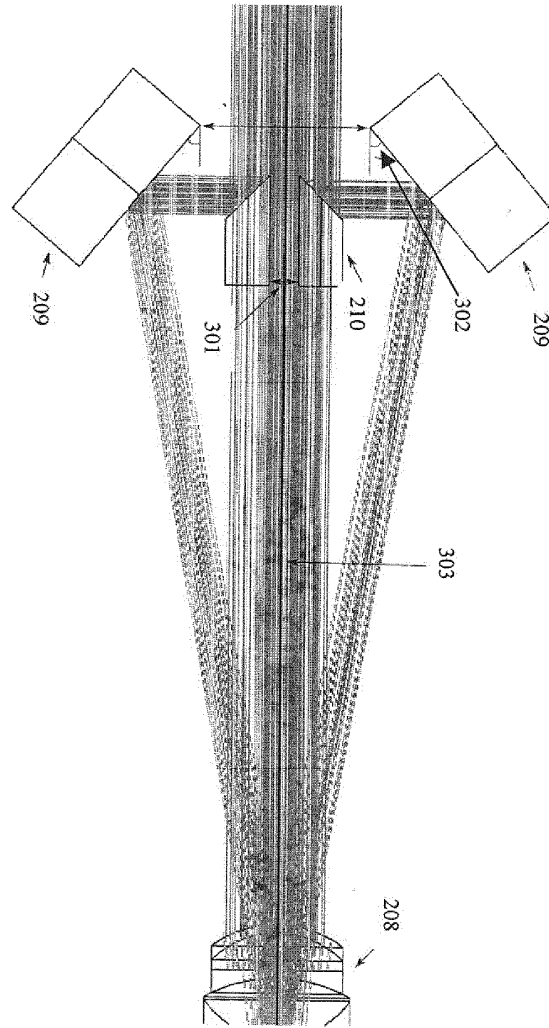


Fig. 3

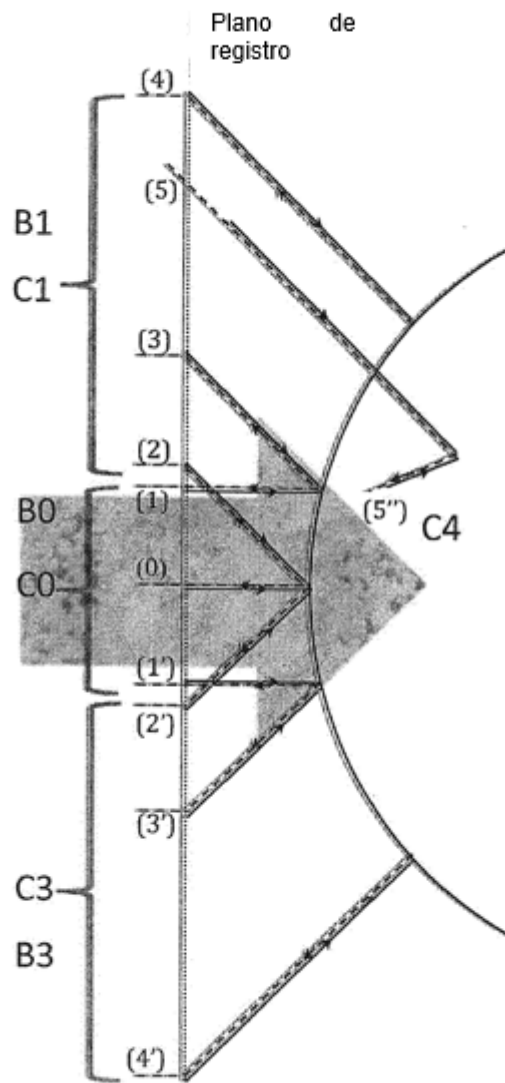


Fig. 4

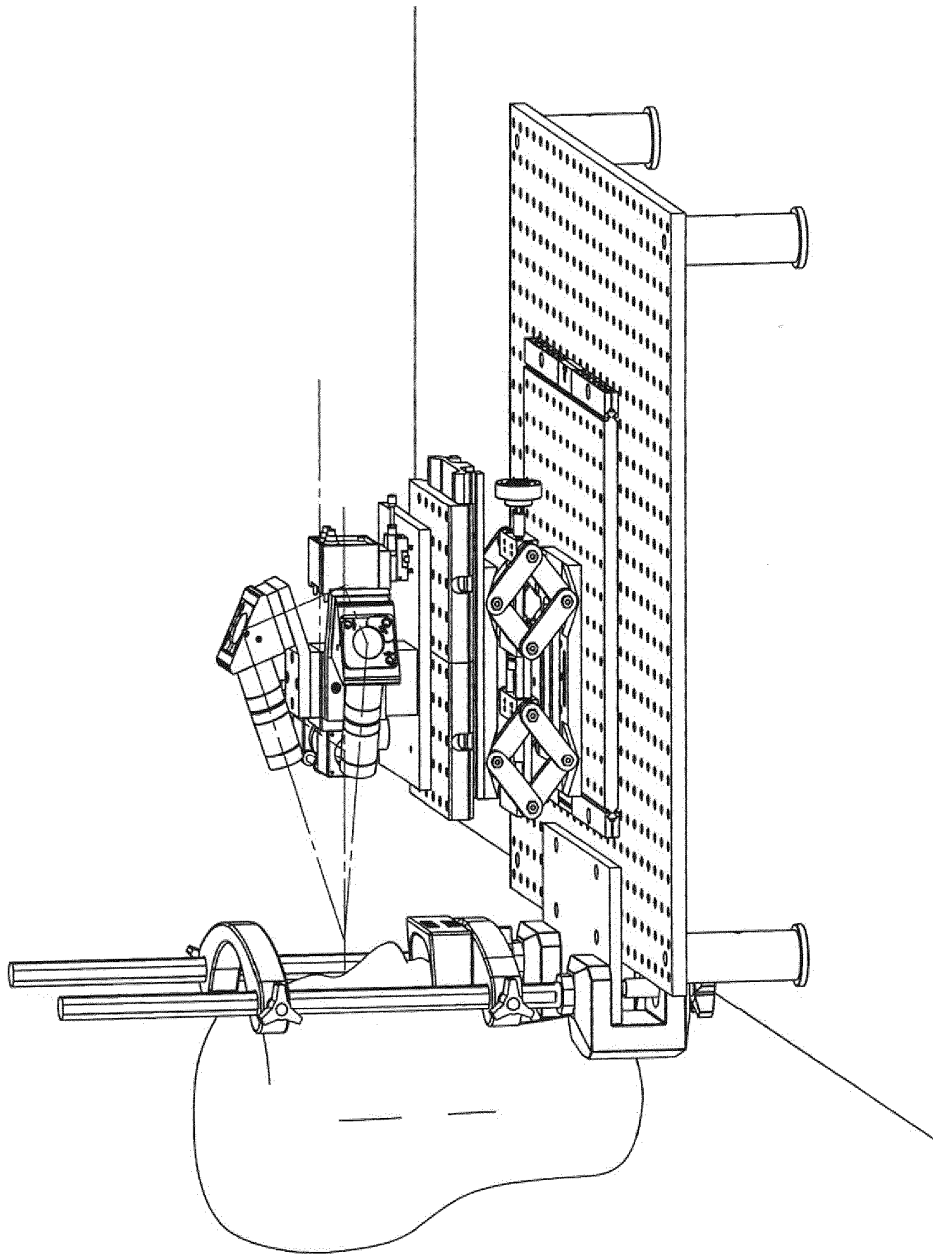


Fig. 5

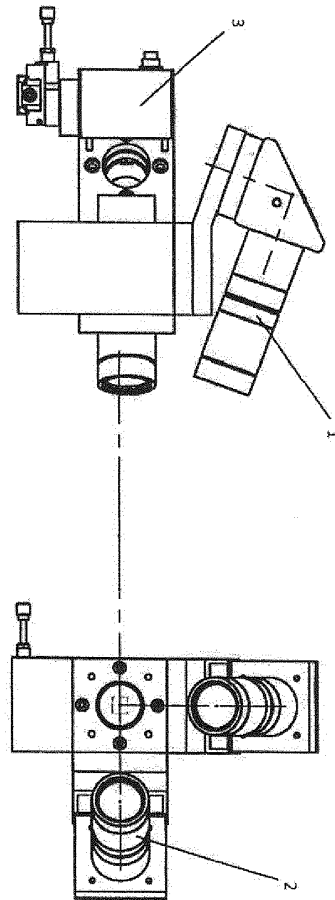


Fig. 6

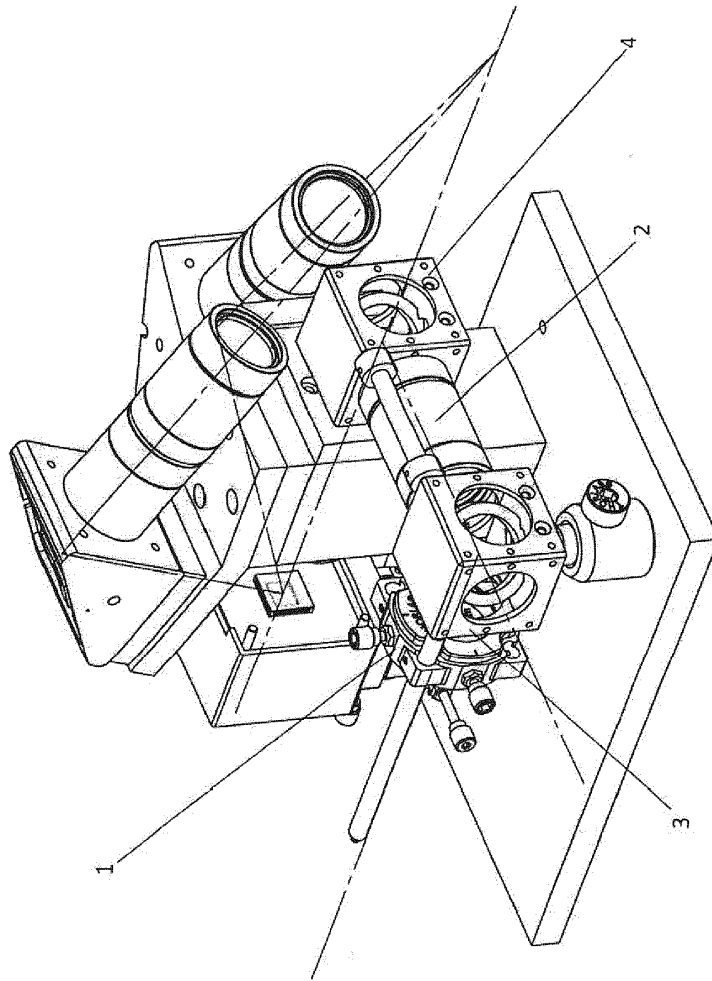


Fig. 7



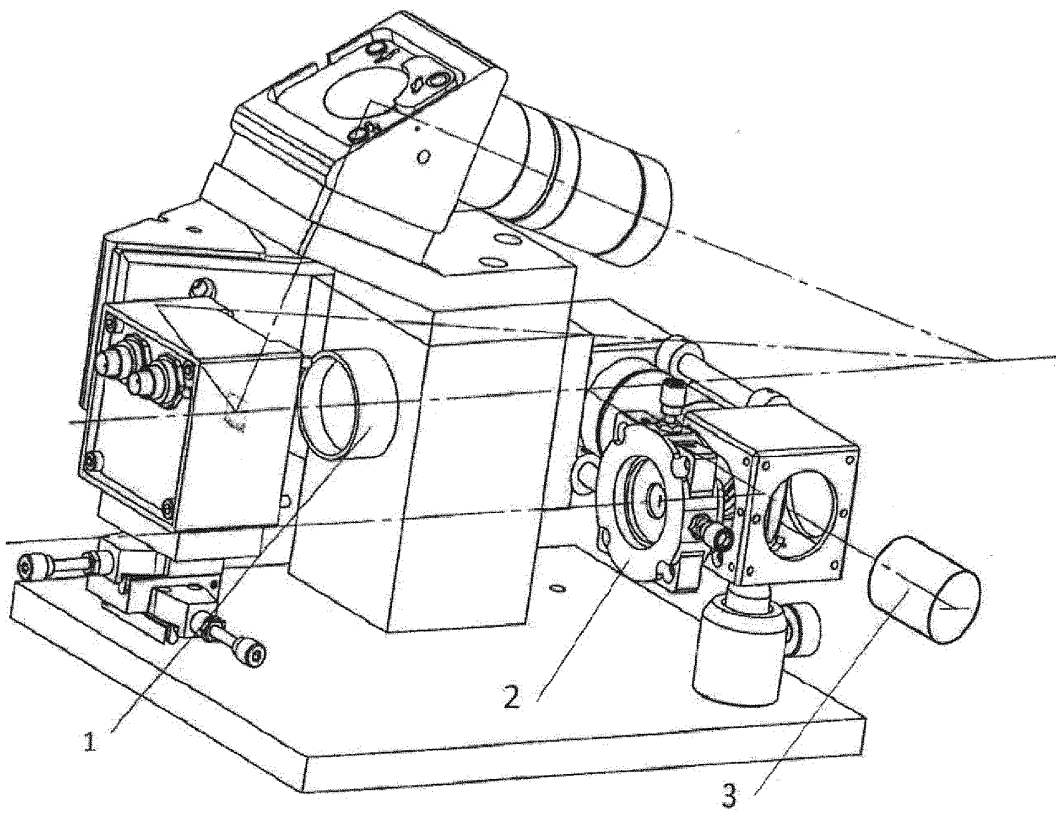


Fig. 8

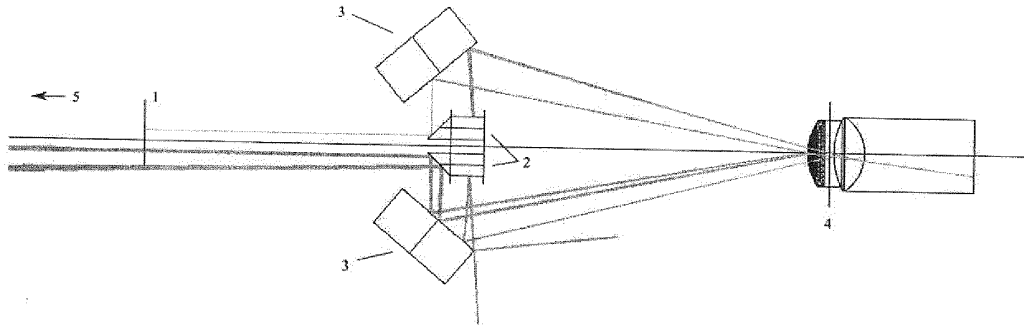


Fig. 9

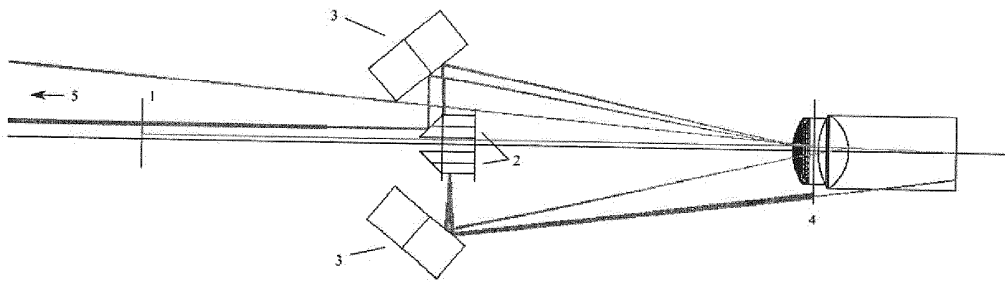


Fig. 10

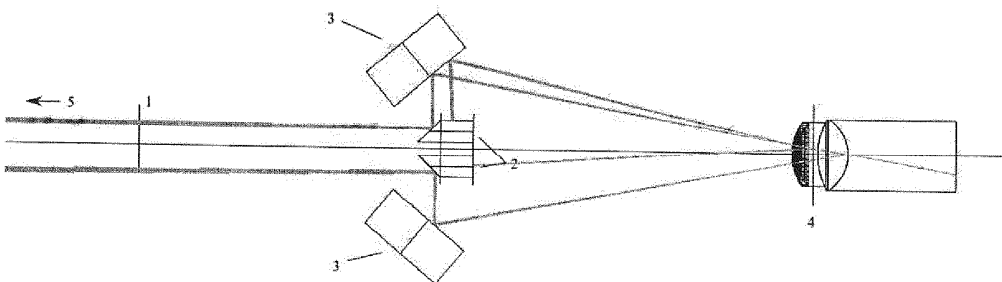


Fig. 11

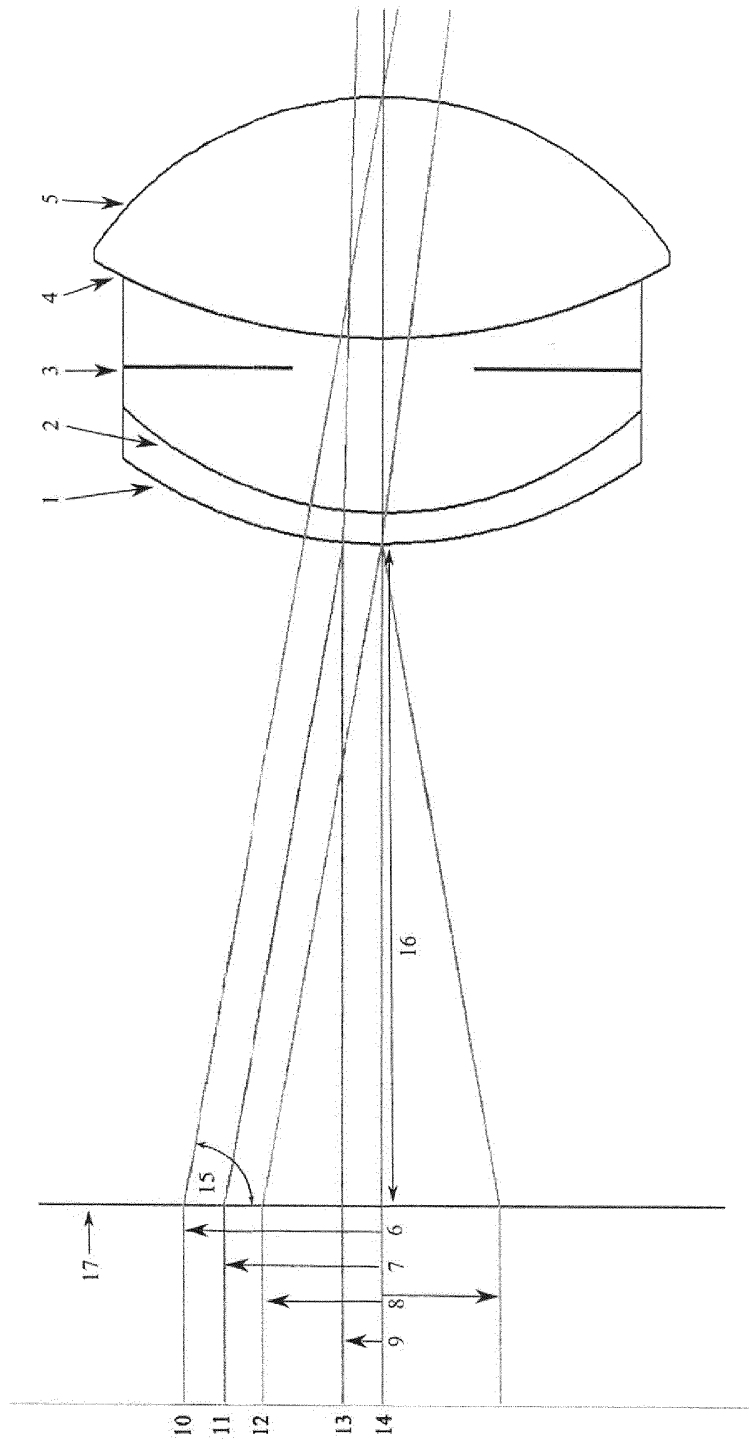


Fig. 12

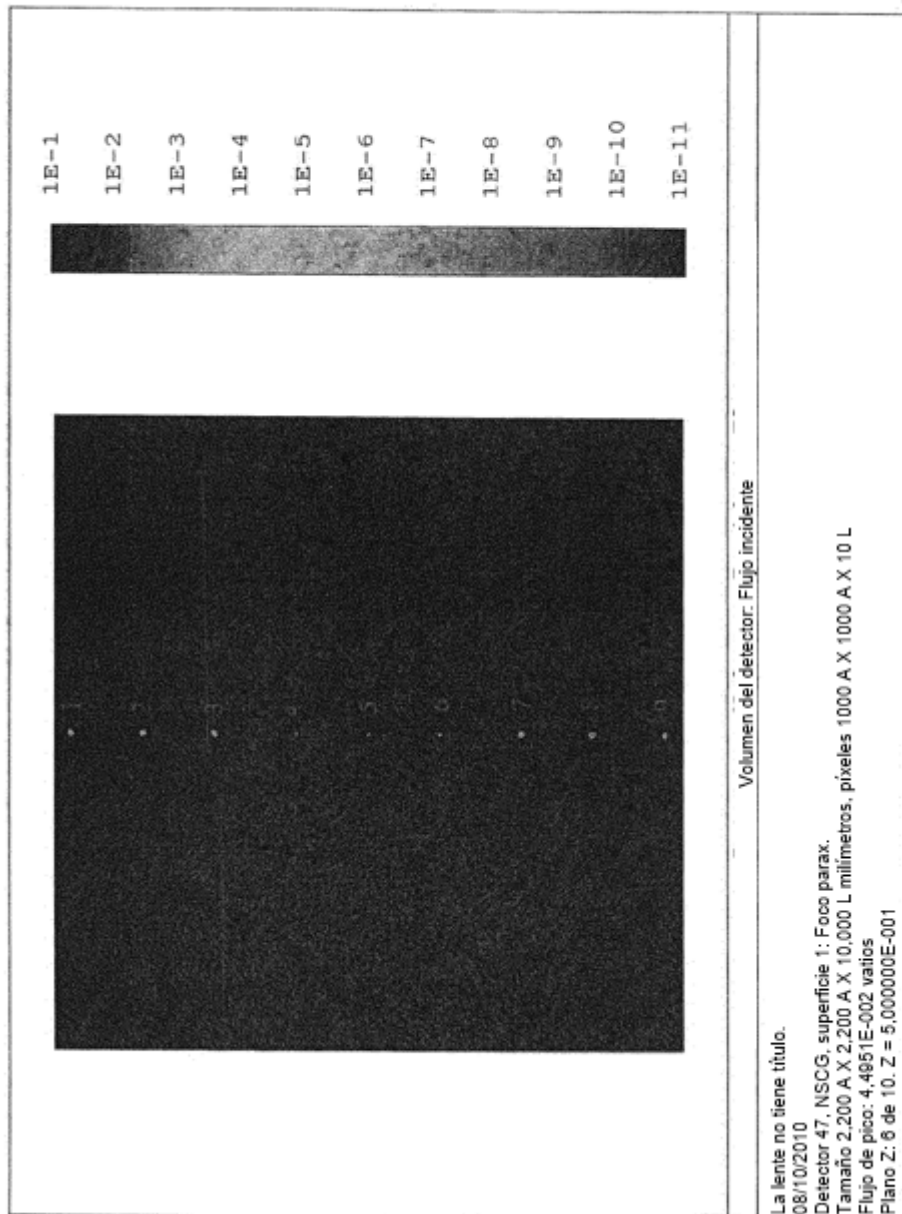


Fig.13

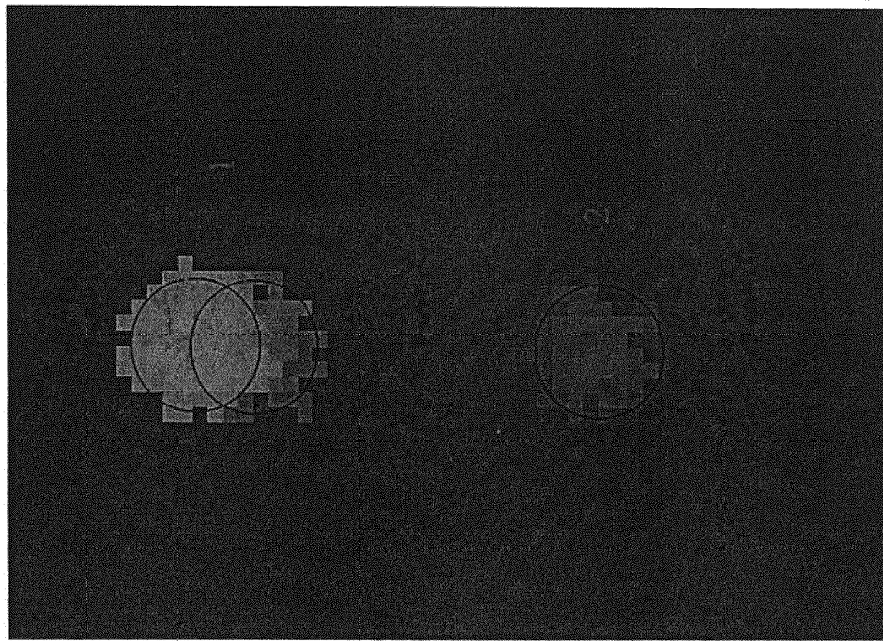


Fig.14

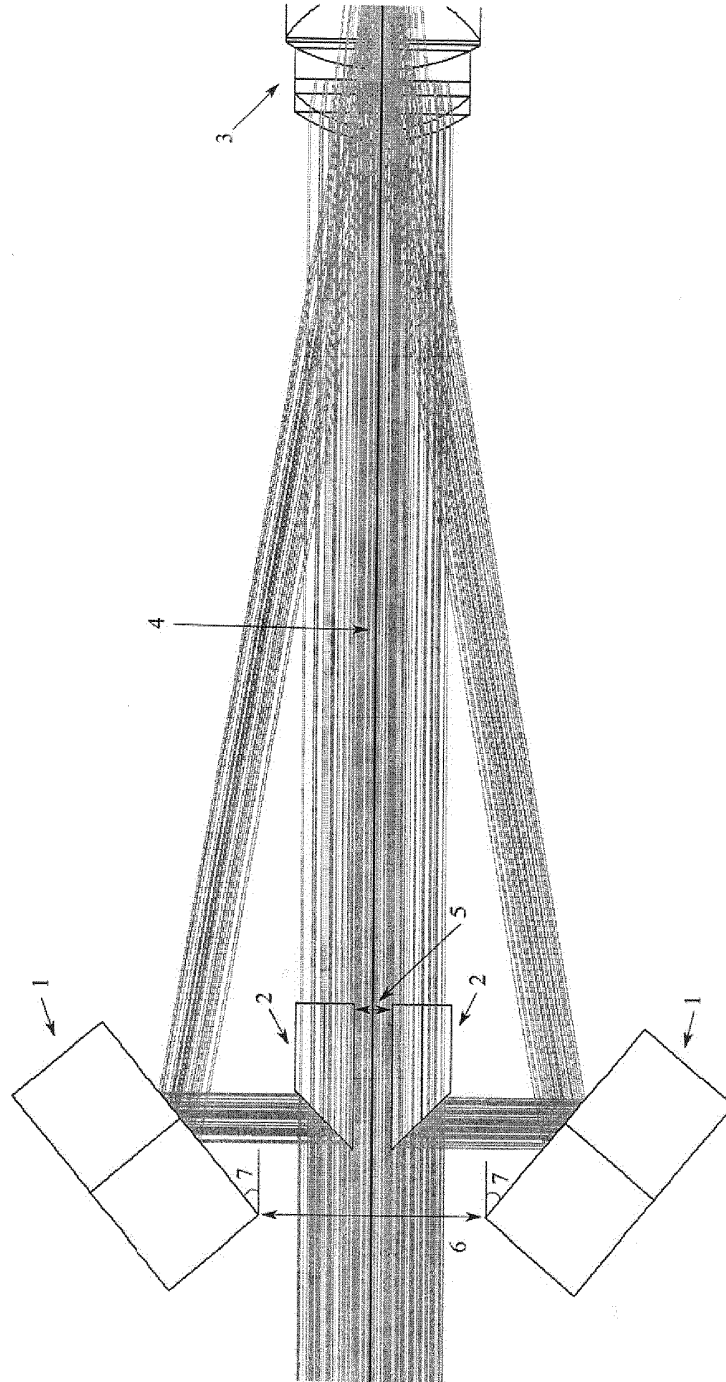


Fig.15

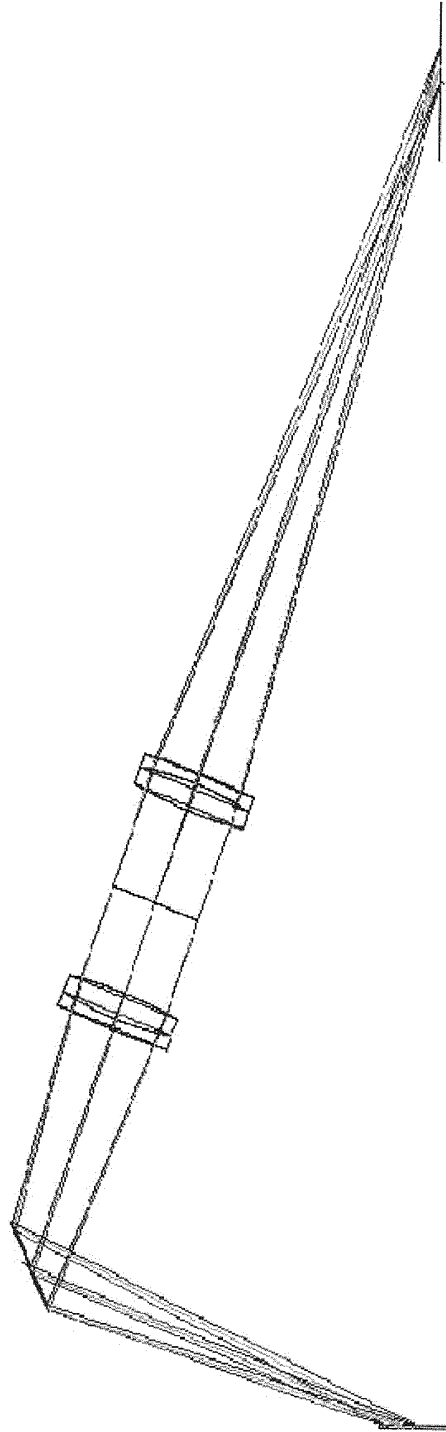


Fig.16

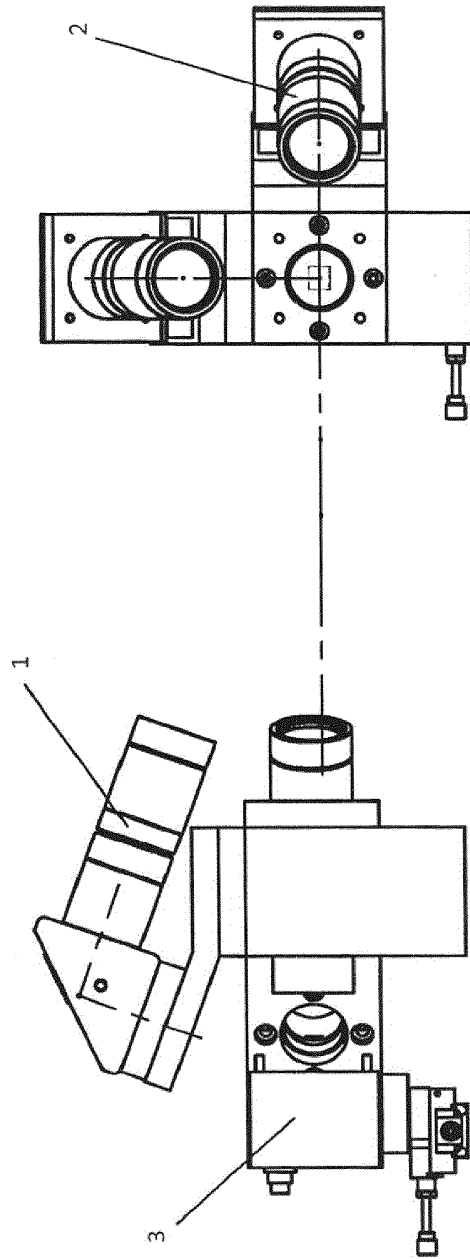


Fig. 17



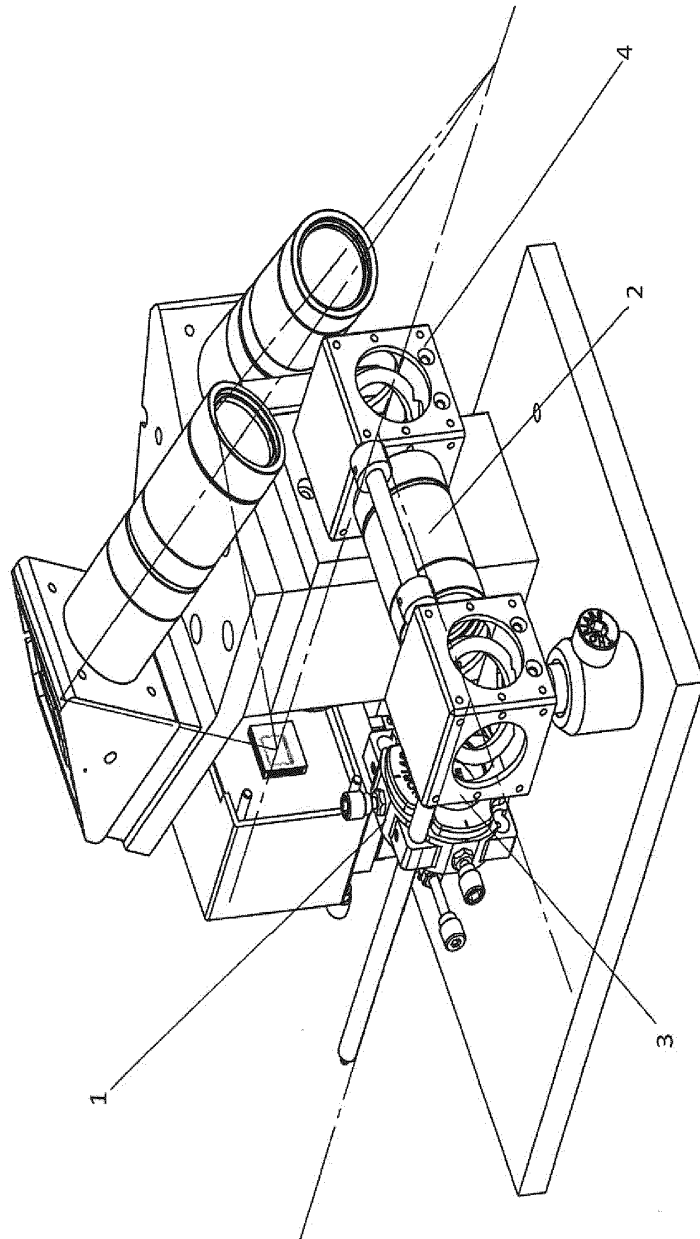


Fig.18

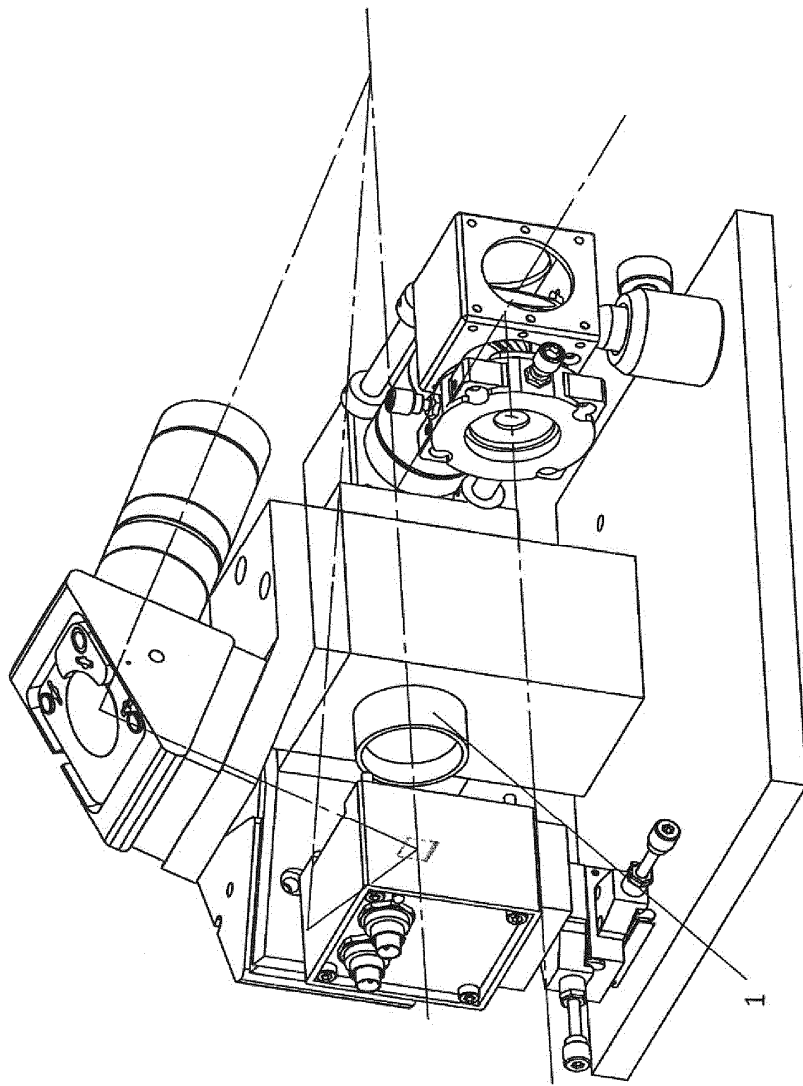


Fig. 19

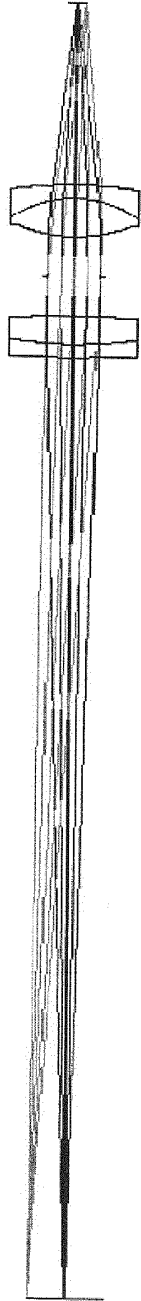


Fig. 20

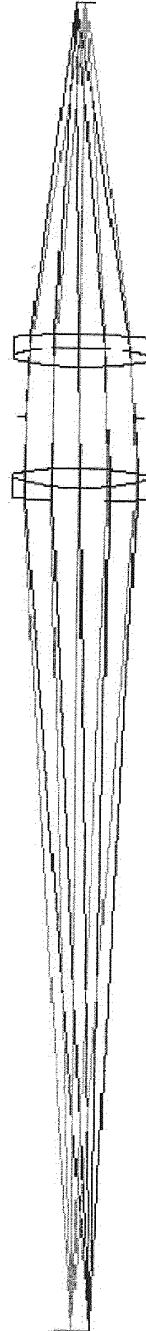


Fig. 21