

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 767 054**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10** (2006.01)

**A61B 3/113** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.04.2015** **E 15163726 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.10.2019** **EP 3081146**

54 Título: **Un aparato para modelar estructuras oculares**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**16.06.2020**

73 Titular/es:

**ALCON INC. (100.0%)**  
**Rue Louis-d'Affry 6**  
**1701 Fribourg, CH**

72 Inventor/es:

**ZAKHAROV, PAVEL;**  
**BOSS, DANIEL;**  
**MROCHEN, MICHAEL y**  
**NOLAN, ANDREW**

74 Agente/Representante:

**FORTEA LAGUNA, Juan José**

**ES 2 767 054 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**

Un aparato para modelar estructuras oculares

5 **Campo técnico**

[0001] La tecnología descrita en el presente documento se refiere al modelado ocular y en particular al modelado con compensación de movimiento de un parámetro de un ojo.

10 **Técnica anterior**

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 retirar o reemplazar una o más estructuras del ojo, o añadir un implante. Por ejemplo, la cirugía de reemplazo del cristalino implica retirar el cristalino existente de un paciente y reemplazarlo por un cristalino nuevo. Algunos procedimientos, tales como la cirugía para la corrección de la visión con láser, no retiran ni reemplazan las estructuras existentes del ojo del paciente, ni añaden un implante al ojo, sino más bien reconforman las estructuras existentes. Independientemente del tipo de modificación que se realice (por ejemplo, retirada, reemplazo, inserción o alteración), el rendimiento óptico del ojo se altera por los ajustes realizados en las estructuras del ojo. Por lo tanto, a fin de modelar con exactitud la estructura de cualquier ojo, es necesario determinar los parámetros oculares de ese ojo. Estos parámetros incluyen la conformación, 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 conformaciones de superficies o grosores de elementos dentro del ojo de un paciente se lleva a cabo tradicionalmente usando variaciones de la tomografía de coherencia óptica (OCT) con ultrasonidos, la reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR), los sistemas de formación de imágenes de Purkinje o Scheimpflug.

25 [0004] Con sujetos vivos y teniendo en cuenta la precisión de las mediciones requeridas, es necesario introducir un nivel de compensación de movimiento. Se introducen soluciones para la compensación de movimiento en los documentos US 2012140175 A (CARL ZEISS MEDITEC, INC) 01/24/2012. US 2013188140 A (CARL ZEISS, MEDITEC, INC) 01/17/2013. US 2011267340 A (UNIV FRIEDRICH ALEXANDER ER [DE ]; MASSACHUSETTS INST TECHNOLOGY [US]) 04/29/2011. EP 2198771 A (OPTOPOL TECHNOLOGY, SA) 12/02/2012, y WO 2010/101162 A (CANON KK [JP]; NUMAJIRI YASUYUKI [JP]; YAMADA KAZURO [JP]; HIROSE FUTOSHI [JP] 02/24/2010. Adicionalmente, los documentos US 2012249956 A (NARASIMHA-IYER HARIHAR [US]; EVERETT MATTHEW J [US]; ZEISS CARL MEDITEC INC [US]), WO 2010/149420 A (SIEMENS AG [DE]; KLEINFELD JENS [DE]; KLUGE ANDRE [DE]; MEISL JUERGEN [DE]; TUESCHEN SABINE [DE]; WO) 03/26/2009 US 2013195336 A (UCHIDA HIROKI [JP]; CANON KK [JP] 08/30/2012 aplican procesamiento de datos y patrones de exploración adicionales a la compensación de movimiento para dar cuenta del movimiento de la cabeza del sujeto/paciente. Los documentos US 2009091766 A (CANON KK [JP]) 08/30/2008 y DE 102009022958 A (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]) 05/28/2009 también adquieren imágenes de fondo de ojo simultáneas para rastrear el movimiento del ojo y así compensarlo en para mejorar la determinación de los parámetros ópticos.

30 [0005] Para mejorar aún más la determinación y la exactitud de las mediciones ópticas usando OCT/OLCR, se han realizado intentos para combinar las mediciones realizadas usando estos sistemas con la medición adicional/detección de movimiento para corregir artefactos de movimiento. Se han realizado avances en la detección de la posición del vértice corneal a través del uso de una modalidad de medición adicional para proporcionar una medición exacta de la longitud axial.

35 [0006] El documento US 5387951 B (TOPCON CORP) 03/07/1995 divulga un aparato para mediciones de longitud intraocular que evita errores en la medición causados por el movimiento de la cabeza de un sujeto. Midiendo simultáneamente el movimiento axial del ojo durante el proceso de medición, la longitud real del ojo se puede calcular ajustando la longitud aparente por la cantidad de movimiento axial. Una desventaja de este sistema es que la corrección de movimiento se aplica solo a la medición de longitud axial.

40 [0007] El documento US 2007076217 (CARL ZEISS MEDITEC, INC) 10/05/2005 está dirigido al uso de la tomografía de coherencia óptica para la medición de la longitud del ojo. Se usa un segundo dispositivo OCT para corregir las mediciones realizadas por el primer dispositivo OCT. Al igual que con el documento US5387951. esta divulgación solo se dirige a la corrección de la longitud axial en lugar de una exploración A total. Además, solo el desplazamiento del eje z se tiene en cuenta en las mediciones y correcciones.

45 [0008] El documento US 2010014051 A (SIS AG SURGICAL INSTR SYSTEMS) 07/24/2008 combinó técnicas interferométricas para determinar una posición relativa de la retina del ojo y usa una segunda técnica no interferométrica para determinar una posición relativa de la córnea y usa estas medidas para determinar la longitud axial del ojo. Como previamente, solo se tiene en cuenta el desplazamiento del eje z. No son posibles las mediciones por exploración A con compensación de movimiento.

[0009] El documento WO 2014/043517 A (UNIV JOHNS HOPKINS [US]) 09/13/2013 también se dirige a un sistema OCT con compensación de movimiento y de retroalimentación que proporciona la corrección de la desviación basada en la correlación cruzada de exploraciones adyacentes. Sin embargo, este documento no proporciona el rastreo de movimiento absoluto.

[0010] El documento WO 2010/010116 A (BIOGASOL IPR APS [DK]; MIKKELSEN MARIE JUST [DK]; YAO SHUO [DK] 07/29/2009 implementa los principios de Scheimpflug en la detección de posición del vértice corneal con modalidad de medición adicional. Este documento proporciona un medio para medir la posición del vértice corneal (x, y, z), sin embargo, solo proporciona movimiento axial del ojo, es decir, compensación del eje z.

[0011] El documento WO 2009/149953 A (ZEISS CARL MEDITEC AG [DE]; BUBLITZ DANIEL [DE]; KRAMPERT GERHARD [DE]; HACKER MARTIN [DE]) 12/06/2009 usa las primera y segunda medidas OCT para compensar una OCT de exploración A completa, pero de nuevo solo proporciona una compensación del movimiento ocular activo, es la compensación del eje z.

[0012] El documento EP 1 836 953 A proporciona un dispositivo de observación del fondo de ojo capaz de capturar tanto imágenes de la superficie del fondo de ojo como imágenes tomográficas del fondo de ojo, y capaz de evitar que los indicadores de alineación se reflejen en la imagen del fondo de ojo.

[0013] El documento EP-A-2 762 060 divulga un aparato para el modelado con compensación de movimiento de un parámetro de un ojo de acuerdo con la reivindicación 1.

[0014] Por lo tanto, es un objetivo de la presente invención implementar un sistema de compensación mejorado y un procedimiento para mediciones con compensación del movimiento del ojo de múltiples localizaciones de la superficie ocular. En sistemas tales como los descritos anteriormente, donde se implementan dos procedimientos de medición, la compensación es solo para mediciones de longitud axial y la compensación es para el desplazamiento del eje z. Es un objetivo de la presente invención proporcionar un sistema más exacto y, a saber, un sistema de medición que no esté influenciado por los movimientos del ojo.

### Sumario de la invención

[0015] 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 aparece 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 consecuente con los conceptos particulares divulgados en el presente documento.

[0016] La invención como se describe en el presente documento incluye un aparato para el modelado con compensación de movimiento de un parámetro de un ojo, de acuerdo con la reivindicación 1.

[0017] Este sistema de medición integrado para el modelado ocular permite mediciones del ojo que son independientes de los movimientos del ojo de un paciente o que no están influenciados por los movimientos del ojo. El primer medio de medición proporciona una medición instantánea de los parámetros de posición del ojo, mientras que el segundo medio de medición proporciona mediciones de las diferencias de longitud del camino óptico.

[0018] La pluralidad de parámetros de posición incluye el desplazamiento lateral a lo largo de un eje x del sistema de coordenadas de referencia óptica, el desplazamiento lateral a lo largo de un eje y del sistema de coordenadas de referencia óptica y el desplazamiento axial a lo largo de un eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica.

[0019] La pluralidad de parámetros de posición incluye la ciclorotación alrededor del eje z.

[0020] La pluralidad de parámetros de posición incluye la rotación alrededor del eje x y la rotación alrededor del eje y.

[0021] La provisión de mediciones instantáneas de la posición del ojo en una pluralidad de planos facilita la compensación de movimiento exacta ya que se tiene en cuenta el giro del ojo. La combinación de los parámetros de posición para el modelado ocular/de parámetros del ojo proporciona una reconstrucción más exacta de parámetros del ojo. Por ejemplo, donde el segundo medio de medición es un sistema OCT que proporciona una exploración A en el dominio del tiempo, y el primer medio de medición es un sistema de formación de imágenes de Purkinje u otra tomografía de coherencia ocular o un sistema de formación de imágenes Scheimpflug, el aparato como se reivindica permite que se compense la exploración A completa, y no solo la OPD entre dos superficies como en una implementación OLCR de doble haz. La exploración A con compensación de movimiento tiene en cuenta el movimiento lateral del ojo y también el desplazamiento axial. La combinación de los rasgos característicos permite

una relajación en la exploración. Por ejemplo, si el segundo medio de medición es un sistema OCT, se puede usar un escáner más lento, ya que no es esencial que el paciente se quede quieto ya que las mediciones OCT se pueden someter a compensación de movimiento.

5 **[0022]** El parámetro del ojo modelado puede comprender una conformación, un grosor, una distancia o una posición del ojo.

**[0023]** Los medios para determinar un desplazamiento pueden comprender medios para interpolar entre mediciones de la pluralidad de parámetros de posición.

10 **[0024]** El aparato realizado puede comprender además medios para determinar una localización de referencia del segundo dispositivo de medición y medios para corregir dicha localización de referencia en base a los parámetros de posición medidos.

15 **[0025]** Los medios para corregir pueden comprender además medios para corregir una longitud de camino óptico en base a una diferencia en una longitud de camino óptico entre una longitud de camino trazada por rayos fuera del eje y una longitud de camino a lo largo del eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica.

20 **[0026]** El primer dispositivo de medición puede comprender además medios para medir un parámetro de posición en base a un reflejo retiniano.

**[0027]** La longitud del camino óptico se puede corregir de forma iterativa.

25 **[0028]** El primer dispositivo de medición puede comprender medios para iluminar una superficie ocular seleccionada con al menos un haz de luz incidente y medios para dirigir al menos dos haces de luz que regresan de la superficie ocular iluminada a un dispositivo de formación de imágenes.

30 **[0029]** La superficie ocular puede incluir una superficie corneal anterior, una superficie corneal posterior, una superficie de cristalino anterior, una superficie de cristalino posterior o una superficie retiniana.

35 **[0030]** El primer medio de medición se puede seleccionar de una lista que incluye un dispositivo de formación de imágenes de espejo de Purkinje, un dispositivo de tomografía de coherencia óptica o un sistema de formación de imágenes de Scheimpflug y el segundo medio de medición comprende un dispositivo de coherencia óptica. El segundo medio de medición se puede seleccionar de una lista que incluye un dispositivo de formación de imágenes de espejo de Purkinje, un dispositivo de tomografía de coherencia óptica o un sistema de formación de imágenes de Scheimpflug.

40 **[0031]** El aparato puede comprender además medios para determinar la refracción en la superficie ocular y corregir el parámetro del ojo modelado en base a la refracción determinada.

**[0032]** Otro modo de realización de la invención incluye un procedimiento para el modelado con compensación de movimiento de un parámetro de un ojo de acuerdo con la reivindicación 10.

45 **[0033]** La pluralidad de parámetros de posición incluye el desplazamiento lateral a lo largo de un eje x del sistema de coordenadas de referencia óptica, el desplazamiento lateral a lo largo de un eje y del sistema de coordenadas de referencia óptica y el desplazamiento axial a lo largo de un eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica.

**[0034]** La pluralidad de parámetros de posición incluye la ciclorotación alrededor del eje z.

50 **[0035]** La pluralidad de parámetros de posición incluye la rotación alrededor del eje x y la rotación alrededor del eje y.

**[0036]** El parámetro del ojo modelado puede comprender una conformación, un grosor, una distancia o una posición del ojo.

55 **[0037]** La determinación de un desplazamiento puede comprender la interpolación entre mediciones de la pluralidad de parámetros de posición.

60 **[0038]** El procedimiento realizado puede comprender además determinar una localización de referencia del segundo dispositivo de medición y corregir dicha localización de referencia en base a los parámetros de posición medidos.

**[0039]** La corrección puede comprender además corregir una longitud de camino óptico en base a una diferencia en una longitud de camino óptico entre una longitud de camino trazada por rayos fuera del eje y una longitud de camino a lo largo del eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica.

65 **[0040]** El procedimiento puede comprender además medir un parámetro de posición en base a un reflejo retiniano.

[0041] La longitud del camino óptico se puede corregir de forma iterativa.

[0042] El procedimiento puede comprender además iluminar una superficie ocular seleccionada con al menos un haz de luz incidente y medios para dirigir al menos dos haces de luz que regresan de la superficie ocular iluminada a un dispositivo de formación de imágenes.

[0043] La superficie ocular puede incluir una superficie corneal anterior, una superficie corneal posterior, una superficie de cristalino anterior, una superficie de cristalino posterior o una superficie retiniana.

[0044] El procedimiento puede comprender además determinar la refracción en la superficie ocular y corregir el parámetro del ojo modelado en base a la refracción determinada.

[0045] Otro modo de realización de la invención incluye un sistema que comprende el aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 y que comprende además una cámara.

[0046] También se proporciona un programa informático que comprende instrucciones de programa para provocar que un programa informático lleve a cabo el procedimiento anterior que se puede realizar en un medio de grabación, señal portadora o memoria de solo lectura.

### Breve descripción de los dibujos

[0047] Diversos modos de realización no limitantes de la tecnología descrita en el presente documento no se describirán con referencia específica a las siguientes figuras. Se debe apreciar que las figuras no están necesariamente dibujadas a escala.

**La figura 1** representa una configuración de un sistema óptico que combina una modalidad de formación de imágenes de espejo de Purkinje (PMI) y un aparato de medición OLCR para mediciones oculares de acuerdo con un modo de realización de la presente intervención.

**La figura 2** representa rasgos característicos en canales de iluminación para extracción de acuerdo con la presente invención.

**La figura 3** ilustra la medición de la posición traslacional del ojo desde localizaciones de punto P1

**La figura 4** es ilustrativa del intervalo de movimientos del ojo medibles con PMI de acuerdo con la presente invención, a saber, 3 grados de libertad de movimiento del ojo traslacionales y 3 rotacionales.

**La figura 5** muestra los principios de medición de exploración usados en OCT

**La Figura 6** representa la compensación de movimiento axial en exploraciones A OCT usando la posición del ojo con rastreo PMI.

**La figura 7** ilustra el registro aplicado para alinear múltiples exploraciones A obtenidas en un único punto de medición dentro del sistema de coordenadas del ojo de acuerdo con la presente invención.

**La figura 8** muestra la compensación fuera del eje en exploraciones A OLCR para mediciones de longitud del ojo

**La figura 9** demuestra la reconstrucción de las superficies oculares en base a una combinación de PMI con múltiples puntos de medición OCT dentro del sistema de coordenadas del ojo.

**La figura 10** ilustra la reconstrucción de los parámetros del ojo teniendo en cuenta la refracción del haz de medición OLCR dentro del ojo del sujeto de acuerdo con la presente invención.

**La figura 11** muestra un proceso iterativo para la reconstrucción de la superficie ocular de acuerdo con la presente invención.

### Descripción de los modos de realización

[0048] Los aspectos de la tecnología mencionados anteriormente, así como aspectos adicionales, se describirán ahora con mayor detalle. Estos aspectos se pueden usar individualmente, todos juntos o en cualquier combinación de dos o más, ya que la tecnología no está limitada en este respecto.

[0049] El sistema que se muestra en la **figura 1** ilustra una configuración de un sistema óptico que combina una modalidad de formación de imágenes de espejo de Purkinje (PMI) 100 y una reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR) 200 para mediciones oculares de estructuras de interés de acuerdo con la presente invención. 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 conformación, el grosor o el índice de refracción de la estructura de interés. Cualquiera de estos 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 conformación 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.

**[0050]** La modalidad de formación de imágenes de espejo de Purkinje 100 comprende fuente(s) de luz y sistema óptico 101 que están dispuestos para emitir luz colimada. La luz colimada ilumina la superficie de interés. La iluminación de las superficies 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. En un modo de realización preferente, las longitudes de onda se eligen de modo que se minimice la absorción de agua y tejido en el ojo. Las longitudes de onda en el intervalo de 400 a 1300 nm (ancho) y preferentemente de 700-900 nm son óptimas.

**[0051]** Un divisor de haz 102 refleja la luz de iluminación en al menos dos canales de iluminación. Los caminos de luz 111, mostrados en la figura 1, son ilustrativos de la iluminación a través de un canal de iluminación que consiste en el espejo exterior e interior 103, 104. Estos espejos están dispuestos para dirigir haces de iluminación 111 sobre un ojo 115 en un ángulo de iluminación fijo  $\alpha_1$  con respecto a un sistema de coordenadas de referencia óptica 113 (x, y, z) como se muestra en la figura 1. Estos espejos pueden ser espejos cilíndricos, por ejemplo. Sin embargo, se apreciará que no se restringen como tales y también pueden incluir cualquier elemento reflectante, incluyendo una combinación de prismas con o sin espejos o conos de vidrio.

**[0052]** Cuando los haces de iluminación caen sobre los espejos, se dirigen a las superficies oculares 116, 117, 118, 119, 120, desde las que a continuación se reflejan. Como se apreciará, las superficies oculares incluyen una superficie corneal anterior 116, superficie corneal posterior 117, superficie de cristalino anterior 118, superficie de cristalino posterior 119 y superficie retiniana 120.

**[0053]** La luz reflejada desde las superficies oculares es recogida por al menos dos canales de formación de imágenes en al menos un dispositivo de formación de imágenes 110.

**[0054]** Un ejemplo de dicho canal de imágenes se muestra mediante el camino de luz 112 que ilustra la formación de imágenes a través de un canal de imágenes. La luz reflejada desde la superficie corneal anterior 116 es recogida por un espejo exterior 105 y un espejo interior 106. Esta luz reflejada y recogida se transmite a continuación a través del divisor de haz 102.

**[0055]** Para lograr una formación de imagen telecéntrica en el dispositivo de formación de imágenes 110 de los reflejos desde las superficies oculares (reflejos de Purkinje), se coloca un agujero estenopeico 108 en los puntos focales de dos lentes 107 y 109. En este canal de formación de imágenes, la formación de imágenes se produce para rayos reflejados que forman un ángulo fijo  $\alpha_2$  con respecto al sistema de coordenadas del sistema óptico 113.

**[0056]** Los canales de iluminación usados para iluminar el ojo con haces colimados en un ángulo fijo  $\alpha_1$  se usan al mismo tiempo que los canales de formación de imágenes para transmitir la luz reflejada en un ángulo fijo  $\alpha_2$  sobre el dispositivo de formación de imágenes 110.

**[0057]** Una configuración adecuada para dicha unidad PMI se describe en el documento WO 2012/130818 A (NAT DIGITAL RES CT [IE]) 03/26/2012. El sistema descrito en el mismo se conoce como un sistema "Mirricon". En el sistema Mirricon se inyecta un haz de iluminación de una fuente colimada al sistema para iluminar los espejos localizados en el eje óptico. Cuando los rayos de la fuente recaen sobre los espejos, estos rayos se reflejan a un sistema de espejos planos meridionales. El sistema Mirricon está configurado tanto para la iluminación del ojo con haces colimados fuera del eje como para obtener imágenes de los reflejos de Purkinje. La luz que regresa vuelve al dispositivo de formación de imágenes como se describe en el presente documento.

**[0058]** En combinación con la unidad PMI 100, se proporciona una unidad de modalidad de formación de imágenes OCT/unidad de exploración del ojo 200. Esta unidad incorpora una fuente de luz 201, un fotodetector 202, un acoplador de luz 203, un haz de luz de referencia con un espejo de referencia 204 y un haz de luz de objeto 205. Se apreciará que la modalidad de formación de imágenes OCT puede ser OCT de dominio de tiempo, reflectometría de coherencia óptica, OLCR u OCT de dominio espectral usando una fuente de banda ancha o fuente barrida. A menos que se mencione específicamente en el presente documento, OCT se puede referir a cualquiera de estos sistemas.

**[0059]** De acuerdo con el sistema de la figura 1, el dispositivo de formación de imágenes 110 captura y almacena imágenes que contienen información sobre las localizaciones espaciales de los reflejos de Purkinje desde haces de iluminación en los al menos dos canales de iluminación e imágenes a través de los al menos dos canales de formación de imágenes. Se apreciará que, en general, al menos cuatro imágenes de Purkinje reflejadas por la luz incidente de un canal de iluminación y transmitidas a través de un canal de formación de imágenes son normalmente visibles, por ejemplo, la primera imagen de Purkinje (P1) es el reflejo desde la superficie corneal anterior. La segunda imagen de

Purkinje (P2) es el reflejo desde la superficie corneal posterior. La tercera imagen de Purkinje (P3) es el reflejo desde la superficie de cristalino anterior. La cuarta imagen de Purkinje (P4) es el reflejo de la superficie cristalino posterior.

[0060] Además, el dispositivo de formación de imágenes 110 captura la luz que emana de un canal de iluminación que se retrorrefleja en la superficie retiniana 120 y se transmite de vuelta a través del canal de iluminación al dispositivo de formación de imágenes 110. Como se muestra en la **figura 2**, los delimitadores de las áreas del reflejo retiniano son indicativos del delimitador de la pupila cuya imagen se ha formado a través del canal de formación de imágenes en el dispositivo de formación de imágenes. Las imágenes mostradas en la figura 2 son ilustrativas de los delimitadores de la pupila sin y con retroflexión retiniana. Los niveles de iluminación para las imágenes p1 difieren en ambos casos.

[0061] Los parámetros del ojo pueden incluir conformación, grosor, distancias, posición del ojo e índice de refracción de las estructuras oculares del ojo. Si bien algunos de los parámetros enumerados anteriormente son intrínsecos al ojo, se apreciará que mediciones tales como la posición del ojo se derivan de mediciones de otros parámetros. La medición de uno cualquiera de conformación, 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 conformación, grosor y/o índice de refracción de las estructuras oculares se pueden corregir para tener en cuenta la dependencia de los valores medidos de otros parámetros para esa estructura, así como de cualquiera los parámetros de las estructuras precedentes.

[0062] Para reconstruir cualquiera de los parámetros del ojo, la información recopilada y almacenada en el dispositivo de formación de imágenes 110 se usa para determinar rasgos característicos incluyendo localizaciones de imágenes de Purkinje y localizaciones de delimitadores de pupila en base a la adquisición de imágenes PMI que contiene imágenes de al menos dos canales de imágenes que recogen reflejos de al menos dos canales de iluminación.

[0063] La reconstrucción de cualquier parámetro del ojo se puede realizar usando el trazado de rayos inverso a través del sistema óptico modelado. En dicho sistema, los rayos se trazan a partir de las localizaciones detectadas de un rasgo característico detectado en el dispositivo de formación de imágenes 110 a través del canal de imágenes sobre la superficie ocular que contiene el rasgo característico particular donde se refleja de regreso en un cierto ángulo. Se apreciará que este ángulo debe coincidir con el ángulo de iluminación  $\alpha_1$  mostrado en la figura 1. Si estos ángulos no coinciden, el parámetro inicial del ojo del sujeto modelado se altera hasta que el ángulo del plano de referencia coincida con el ángulo de iluminación  $\alpha_1$ . En consecuencia, se obtiene una restricción de ángulo para cada localización de Purkinje detectada. La diferencia entre el ángulo conocido de iluminación  $\alpha_1$  y el ángulo reconstruido entra en una función de mérito, es decir, la función de mérito se construye a partir de las múltiples restricciones de ángulo de cada imagen de Purkinje detectada. Las diferencias de camino óptico (OPD) entre las superficies oculares obtenidas de las posiciones máximas de coherencia óptica se usan como una restricción adicional que puede entrar en la función de mérito. En un modo de realización preferente, la reconstrucción se realiza usando un procedimiento de optimización iterativo. Los parámetros del ojo del sujeto se alteran hasta lograr un mínimo de la función de mérito. Los ejemplos de procedimientos de optimización incluyen un algoritmo de mínimos cuadrados amortiguado (DLS) o un algoritmo de descenso ortogonal (OD). El algoritmo DLS, por ejemplo, usa derivadas calculadas numéricamente para determinar una dirección en el espacio de solución que produce una configuración óptima con una función de mérito más baja. El OD, por el contrario, usa una ortogonalización de las variables y un muestreo discreto del espacio de solución para reducir la función de mérito. El algoritmo OD no calcula derivadas numéricas de la función de mérito.

[0064] Para parámetros, tales como los parámetros corneales anteriores, incluyendo la posición del ojo, la reconstrucción también es posible en base a posiciones de rayos coincidentes de puntos opuestos. Por ejemplo, dados dos canales A y B donde ambos se iluminan simultáneamente B, en una primer etapa A se ilumina y se forma la imagen de B y en una segunda etapa B se forma la imagen de A. Basado en la suposición de que los haces toman el mismo camino en direcciones opuestas, las posiciones de los rayos pueden coincidir para formar una función de mérito. Se apreciará que dicha configuración es adecuada para reconstrucciones de la córnea anterior o de la posición del ojo. Si las iluminaciones secuenciales son lo suficientemente rápidas para considerarse instantáneas, el procedimiento descrito anteriormente también es aplicable a la córnea anterior. La posición del ojo, por ejemplo, se puede determinar con respecto al eje de referencia del sistema óptico. El eje de referencia del sistema puede ser el eje central del sistema OCT o cualquier otro eje de referencia definido, tal como el eje de referencia 113.

[0065] En un modo de realización adicional o alternativo, las mediciones de la posición del ojo se pueden determinar directamente a partir de los rasgos característicos detectados. Se apreciará que esto es sin un procedimiento de optimización. Como ejemplo, los cambios de posición lateral y axial son directamente deducibles de las localizaciones de punto P1 medidas. Estas localizaciones de punto emanan de canales de iluminación opuestos y se forma imagen mediante canales de formación de imágenes opuestos en el plano de la cámara. **La figura 3** muestra un desplazamiento axial  $\Delta z$  y un desplazamiento lateral  $\Delta x$  del ojo. Esto muestra además los cambios en las posiciones de punto en un plano virtual conjugado con el plano de la cámara. El desplazamiento  $\Delta z$  del ojo a lo largo del eje óptico es proporcional al cambio en distancia entre los puntos en los canales de iluminación opuestos  $\Delta d=d-d'$ . El desplazamiento  $\Delta x$  dentro del plano x-y es proporcional al desplazamiento del centro de gravedad  $\Delta c$  de los puntos

de los canales de iluminación opuestos. La relación constante entre  $\Delta d$  y  $\Delta z$ , y  $\Delta c$  y  $\Delta z$  está determinada por la geometría de la configuración de PMI.

5 [0066] Se apreciará además que P4 y las posiciones del centro de la pupila derivadas de las posiciones delimitadoras de la pupila también se pueden usar para la determinación de la posición del ojo.

10 [0067] La figura 4 representa los parámetros de posición del ojo que se pueden reconstruir a partir de una adquisición de PMI con respecto a un eje de referencia del sistema óptico como se indica. Estos parámetros de posición del ojo incluyen desplazamientos laterales  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  que se muestran a lo largo del eje x, y respectivamente. Los parámetros también incluyen el desplazamiento axial  $\Delta z$  que se indica a lo largo del eje z. Además, la ciclorotación  $\delta$  se indica donde  $\delta$  es la rotación alrededor del eje z. Un parámetro adicional  $\rho$  mostrado en la figura 2b y es representativo de la rotación alrededor del eje x (movimiento de giro del ojo). La rotación alrededor del eje y (movimiento de giro del ojo) se representa con el símbolo  $\theta$ . Se apreciará que uno o más o cualquier combinación de estos parámetros se pueden reconstruir o determinar. De acuerdo con la presente invención y como se representa en la figura 5, se realizan exploraciones A o exploraciones axiales y exploraciones B o exploraciones transversales. Estas exploraciones dependen del tiempo. La reconstrucción geométrica depende del desplazamiento del ojo debido al movimiento del ojo.

20 [0068] Los gráficos de la figura 6 son ilustrativos de la compensación del movimiento axial en una exploración axial OCT/OLCR del dominio del TIEMPO en una posición lateral dada, x, y en el eje de referencia del sistema óptico.

25 [0069] La señal de interferencia detectada en el fotodetector 202 de la modalidad de formación de imágenes OCT 200 se filtra para extraer una señal envolvente  $I(t)$  como una función del tiempo t de dicha señal de interferencia a medida que el espejo de referencia 204 se desplaza en una distancia conocida  $z_{ref}(t)$  con respecto al eje de referencia del sistema óptico (véase la figura 6A).

30 [0070] Por ejemplo, con una exploración OCT de acuerdo con la presente invención, para cada medición de un ojo, se pueden adquirir 32 interferogramas. 32 se proporciona en el presente documento solo como un ejemplo. Las señales envolventes se reconstruyen a partir de las señales de interferograma. En un ejemplo, la envolvente de un interferograma se puede reconstruir filtrando el interferograma sin procesar con un filtro Gabor. Dicho filtro está definido por dos parámetros, a saber: el ancho de la envolvente gaussiana y la frecuencia de la modulación sinusoidal. La frecuencia de modulación del filtro debe coincidir con la frecuencia del interferograma, f, que se define por la velocidad del escáner v, y la longitud de onda de la fuente  $\lambda$ :

35 
$$f = 2 * v / \lambda$$

[0071] Como alternativa, la envolvente se puede obtener tomando el valor absoluto de la señal analítica compleja obtenida de la transformada de Hilbert de un interferograma filtrado de Fourier.

40 [0072] Durante el período de exploración, la modalidad PMI 100 adquiere imágenes en el dispositivo de formación de imágenes 110. Opcionalmente, estas imágenes se pueden obtener a un intervalo temporal  $\Delta t$  fijo. Cuando se elige un intervalo temporal fijo, se apreciará que este intervalo se elige de modo que la frecuencia de adquisición sea más alta que las frecuencias temporales típicas de los movimientos del ojo. De forma alternativa, se puede elegir una frecuencia más alta, tal como por ejemplo, durante una exploración de cámara anterior.

45 [0073] En el modo de realización mostrado en la figura 6, la adquisición de las imágenes PMI se sincroniza en el tiempo con la medición de la señal de interferencia detectada en el fotodetector. Esto asegura que una adquisición de imagen PMI corresponde a un punto de tiempo conocido de la señal envolvente  $I(t)$ .

50 [0074] Por ejemplo, a partir de las imágenes PMI medidas, se reconstruye el desplazamiento axial  $\Delta z$  ( $\Delta t_i$ ) con respecto al eje de referencia del sistema óptico de la córnea anterior en la posición  $[x', y', z']=(0,0,0)$  con respecto al eje de referencia 114 del ojo del sujeto. Usando el conjunto discreto de mediciones de desplazamiento axial  $\Delta z(\Delta t_i)$ , se obtiene una función  $\Delta z(t)$  usando un procedimiento de interpolación (véase la figura 6B). Se apreciará que este procedimiento de interpolación puede ser un procedimiento de interpolación lineal, un procedimiento de interpolación de vecino más cercano o un procedimiento de interpolación por spline o similares.

55 [0075] Una posición axial del escáner se puede expresar con respecto al sistema de coordenadas del ojo del sujeto como

60 
$$z'_{ref}(t) = z_{ref}(t) + \Delta z(t)$$

[0076] Con el conocimiento de la función  $z'_{ref}(t)$ , la señal envolvente  $I(t)$  se puede expresar como una función  $I'(z')$  de la coordenada axial  $z'$  del eje de referencia del ojo del sujeto para obtener una exploración A compensada (véase la figura 6C) para desplazamientos axiales del ojo.

65



**[0077]** Múltiples exploraciones A adquiridas secuencialmente en una posición lateral dada  $x, y$  en el eje de referencia del sistema óptico se pueden promediar sumando exploraciones A con compensación de movimiento del ojo individuales.

5 **[0078]** Si la posición absoluta del escáner  $z(t)$  de la modalidad OCT no se conoce con respecto al eje de coordenadas del sistema óptico, es decir, solo se conocen los cambios de posición relativa del escáner, se apreciará que las múltiples exploraciones A con compensación de movimiento del ojo requieren la realineación antes de promediar las múltiples exploraciones A. Esta realineación se puede realizar mediante algoritmos de registro. Dicho algoritmo de registro se puede basar en maximizar la amplitud de la correlación cruzada entre las señales de exploración A  $I(t)$  posteriores como se muestra en la **figura 7**.

10 **[0079]** La compensación de movimiento se ilustra además en los modos de realización mostrados en las figuras 8 a 11.

15 **[0080]** En un primer modo de realización como se muestra en la **figura 8**, se implementa la compensación de movimiento X, Y o compensación fuera del eje para mediciones de longitud axial OLCR. La compensación de movimiento de una sola exploración A OCT/OLCR para mediciones de longitud del ojo tiene en cuenta la posición lateral fuera del eje ( $\Delta x, \Delta y$ ) del eje de referencia del ojo del sujeto con respecto al eje de coordenadas del sistema reconstruido a partir de una adquisición de imagen PMI. Dicho modo de realización se ilustra en la figura 8 que muestra los ejes de referencia del sistema óptico,  $x, y$  y  $z$  con el eje de medición óptica de la OCT a lo largo de la dirección  $z$  y un sistema de coordenadas del ojo del sujeto centrado en la posición del vértice corneal anterior.

20 **[0081]** Se apreciará que para mediciones exactas de la longitud del ojo es deseable medir exploraciones A OCT cuando el eje  $z$  del sistema óptico y el eje  $z'$  del ojo del sujeto están alineados.

25 **[0082]** Para un sistema de coordenadas del ojo desplazado lateralmente debido a movimientos del ojo, se produce un reflejo del haz de medición OLCR en la córnea después de que el haz de medición recorre una longitud de camino óptico adicional  $\epsilon(\Delta x, \Delta y)$  que depende de la posición fuera del eje ( $\Delta x, \Delta y$ ).

30 **[0083]** Para compensar una posición fuera del eje en la medición de la longitud del ojo, la medición reconstruida del desplazamiento axial de la córnea anterior  $\Delta z(t)$  con respecto al sistema de referencia óptica se corrige como  $\Delta z_{corr}(t) = \Delta z(t) - \xi(\Delta x(t), \Delta y(t), \Delta z(t))$ . Una función de corrección  $\xi(x, y, z)$  se puede derivar de una topografía promedio de la córnea de múltiples ojos o de una medición de la curvatura corneal del ojo del sujeto derivada de los parámetros del ojo PMI medidos.

35 **[0084]** Se apreciará que la función de corrección  $\xi(x, y, z)$  depende además del desplazamiento axial de la posición del escáner  $z(t)$ .

40 **[0085]** Para las posiciones del escáner cerca de la posición de retina esperada, la función  $\xi(x, y, z)$  es igual a 0, de modo que no se añade ninguna corrección fuera del eje a los desplazamientos axiales medidos  $\Delta z(t)$  cuando se detecta la señal OCT de la superficie retiniana. El modo de realización de la invención como se muestra en la **figura 9** es ilustrativa de un sistema que combina PMI y OLCR/OCT medido en las posiciones fuera del eje XY. En este modo de realización, el haz objeto OCT mide en múltiples puntos de medición dentro del sistema de coordenadas del ojo. Se toman múltiples mediciones en diferentes localizaciones dentro del sistema de coordenadas del ojo del sujeto usando una exploración transversal (exploración B) del haz de medición OCT. En una alternativa, se toman múltiples mediciones en diferentes localizaciones dentro del sistema de coordenadas del ojo del sujeto permitiendo movimientos pasivos del sistema de coordenadas del ojo del sujeto con respecto a la coordenada del sistema óptico. Dichos movimientos relativos pasivos se podrían producir debido a movimientos del ojo o movimientos de una implementación manual de un dispositivo de medición PMI/OCT.

45 **[0086]** La localización de medición ( $x', y'$ ) de una posición de reflejo del haz de objeto OCT en una superficie ocular dentro del sistema de coordenadas del ojo se puede calcular a partir de la localización de medición ( $x, y, z$ ) dentro de los ejes de coordenadas del sistema óptico y los parámetros medidos de la posición del ojo obtenidos de la adquisición PMI.

50 **[0087]** El desplazamiento axial  $z'$  de dicha posición de reflejo en dicha superficie ocular dentro del sistema de coordenadas del ojo se puede obtener a partir de los parámetros del ojo reconstruidos o de la posición pico medida en la exploración OCT. Por tanto, esto ofrece restricciones novedosas que pueden entrar en la función de mérito para reconstruir con mayor exactitud los parámetros del ojo basados en múltiples puntos de medición dentro del sistema de coordenadas del ojo.

55 **[0088]** Se pueden aplicar procesos iterativos para calcular las correcciones que se pueden deber a la propagación y refracción de la luz en un punto de superficie conocido. Por ejemplo, la superficie del ojo se puede reconstruir en base a señales OPD/OLCR/OCT corregidas. La derivación de estas correcciones se puede implementar en un proceso iterativo.

60

**[0089]** La figura 10 detalla la compensación de movimiento del giro del ojo, X e Y usando la combinación de PMI con OLCR, mientras tienen en cuenta la refracción en la superficie ocular. Por lo tanto, esta reconstrucción iterativa se basa en PMI en combinación con las posiciones pico OLCR y la propagación/refracción de la luz dentro del ojo.

5 **[0090]** En la figura 10 se muestra un camino óptico real 2 y un camino óptico supuesto 1. Las distancias entre las superficies del ojo a lo largo del camino supuesto 1 se muestran como  $d_1$ ,  $d_2$ ,  $d_3$  y  $d_4$ , y las distancias correspondientes a lo largo del camino óptico real se muestran como  $d_1'$ ,  $d_2'$ ,  $d_3'$  y  $d_4'$ . Por ejemplo, la distancia entre la superficie 1 y la superficie 2 a lo largo del camino supuesto es  $d_1$  y la distancia correspondiente a lo largo del camino real se muestra como  $d_1'$ .

10 **[0091]** Por ejemplo, la superficie 1 puede ser la superficie frontal de la córnea y la superficie 2 puede ser la superficie posterior de la córnea. Las distancias  $d_1$  y  $d_1'$  son, por lo tanto, las distancias supuestas y reales entre la superficie frontal y posterior de la córnea. La superficie 3 se puede considerar la superficie frontal del cristalino del ojo y la superficie 4 la superficie posterior del cristalino del ojo. La córnea y el cristalino se separan por una distancia  $d_2$  y  $d_2'$ , es decir, la distancia supuesta y real desde la superficie posterior de la córnea hasta la superficie frontal del cristalino. Las distancias  $d_3$  y  $d_3'$  están entre las superficies frontal y posterior del cristalino. La superficie 5 puede ser la retina del ojo. La superficie 5 está separada de la superficie 4, o la superficie posterior del cristalino, por una distancia  $d_4$  o  $d_4'$ . Como se muestra en los gráficos de la figura 7, el primer gráfico es indicativo de las superficies en el camino óptico supuesto y el segundo gráfico es indicativo de las superficies en el camino óptico real.

15 **[0092]** En una primera iteración de la reconstrucción, los parámetros del ojo se reconstruyen usando valores OPD atribuidos a un camino óptico supuesto 1 a lo largo del eje  $z'$  del ojo del sujeto.

20 **[0093]** En una segunda iteración, el haz de medición OCT se traza a través del ojo en base a los parámetros del ojo reconstruidos, incluyendo las mediciones de la posición del ojo ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ,  $\theta$ ,  $\rho$ ,  $\delta$ ).

25 **[0094]** La longitud del camino óptico  $d_n'$  a lo largo del camino óptico real 2 debe corresponder a las distancias OCT medidas. Si no es el caso, el ojo se debe reconstruir con mediciones OPD corregidas  $d_1 \dots d_{n-1}$  (distancias supuestas) a lo largo del eje  $z'$  del ojo del sujeto.

30 **[0095]** Un proceso iterativo ejemplar se muestra en la figura 11.

35 **[0096]** Para cada superficie ocular,  $n=1, 2, 3, 4, 5$  parámetros del ojo hasta la superficie  $n$  se reconstruyen 801 usando mediciones de distancia OPD  $d_1 \dots d_{n-1}$  como se explica anteriormente. En una primera iteración, la medición de distancia OPD en el eje corresponde a la medición de distancia OLCR  $d_{n-1}$  medida.

40 **[0097]** El haz de medición OLCR se traza hasta la superficie pertinente  $n$  en base al ojo reconstruido hasta la superficie y la medición de la posición del ojo ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ,  $\theta$ ,  $\rho$ ,  $\delta$ ), definiendo por tanto una posición con respecto al sistema de coordenadas del sistema en el tiempo  $t$  en el que se midió el pico de la superficie  $n$  como se muestra en la figura 10.

45 **[0098]** A continuación, la medición de distancia OPD en el eje  $d_{n-1}$  se corrige 802. Esta corrección es de acuerdo con la diferencia entre la distancia trazada y medida  $d_{n-1}$ . Si la diferencia entre la distancia trazada y medida  $d_{n-1}$  es mayor que un umbral, el proceso iterativo comienza nuevamente en la etapa 801. Si la diferencia entre las distancias es menor o igual que un umbral, las mediciones pueden moverse a una nueva superficie y el proceso se reinicia para la nueva superficie.

50 **[0099]** En un modo de realización adicional, también se puede implementar una reconstrucción no iterativa. En dicho modo de realización, la reconstrucción del ojo tiene en cuenta los movimientos del ojo y la refracción en las superficies oculares. En una primera etapa, la conformación de la córnea anterior y la localización e incidencia del haz OLCR/OCT con respecto al sistema de coordenadas del ojo se reconstruye con PMI de manera instantánea. PMI permite mapear la señal de exploración A OLCR/OCT que emana de la córnea anterior al sistema de coordenadas del ojo y evaluar el cambio de la incidencia del haz de medición OLCR/OCT que se produce en la superficie corneal anterior.

55 **[0100]** En una segunda etapa, la superficie corneal posterior se reconstruye en base a la superficie corneal anterior reconstruida, señales PMI P2 adquiridas instantáneamente y OPD de grosor corneal en la localización de la señal de exploración A OLCR/OCT que emana de la superficie corneal posterior con respecto al sistema de coordenadas del ojo. La superficie corneal posterior reconstruida permite evaluar el cambio de la incidencia del haz de medición OLCR/OCT en esta superficie.

60 **[0101]** En una tercera etapa, la superficie del cristalino anterior se reconstruye en base a las superficies corneales anterior y posterior reconstruidas, las señales P3 adquiridas instantáneamente y la OPD de profundidad de la cámara anterior en las localizaciones de la señal de exploración A OLCR/OCT que emana de la superficie del cristalino anterior con respecto al sistema de coordenadas del ojo. La superficie del cristalino anterior reconstruida permite evaluar el cambio de la incidencia del haz de medición OLCR/OCT. La superficie del cristalino posterior se reconstruye de forma similar.

- [0102] Finalmente, la señal de exploración A OLCR/OCT que emana de las superficies retinianas se puede mapear al sistema de coordenadas del ojo trazando el haz de medición OLCR/OCT a través de las superficies reconstruidas.
- 5 [0103] La invención y los modos de realización de la misma, como se describe en el presente documento, proporcionan una combinación de una modalidad PMI/OCT para la reconstrucción de parámetros del ojo donde la modalidad PMI se usa para la compensación de movimiento (pasivo, fuera de línea) de mediciones OCT. Esto proporciona una reconstrucción más exacta de los parámetros del ojo.
- 10 [0104] Además, se proporcionan mediciones compensadas del movimiento del ojo de múltiples localizaciones de la superficie ocular en una exploración A OCT en el dominio del tiempo (es decir, la exploración A completa con compensación de movimiento, no solo OPD entre dos superficies como en una implementación OLCR de doble haz.
- 15 [0105] Los modos de realización descritos anteriormente también permiten una exploración A OCT con compensación de movimiento para la medición de la longitud del ojo teniendo en cuenta los movimientos laterales del ojo ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) además del desplazamiento axial  $\Delta z$ .
- [0106] La exactitud incrementada de la corrección permite una relajación de los requisitos para los escáneres OCT/OLCR, ya que se puede implementar un escáner más lento. Se apreciará que la ración de SNR se puede incrementar ya que se recoge luz adicional para cada desplazamiento.
- 20 [0107] Los modos de realización descritos en el presente documento también facilitan la reconstrucción iterativa basada en PMI y OLCR/OCT de los parámetros del ojo teniendo en cuenta el camino óptico del haz de medición OLCR a través del ojo reconstruido.
- 25 [0108] La reconstrucción de superficies oculares basada en múltiples puntos de medición OCT dentro del sistema de coordenadas del ojo y la alineación de múltiples exploraciones usando PMI proporciona una reconstrucción más exacta a través del uso de los picos detectados.
- 30 [0109] La modalidad PMI también proporciona una medición resuelta en el tiempo de los movimientos del ojo  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ,  $\theta$ ,  $\rho$ ,  $\delta$ .
- [0110] 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 cristalino. Las técnicas se pueden aplicar al diseño de diversos tipos de lentes, incluyendo, pero no 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.
- 35 [0111] 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 sin limitarse a, 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.
- 40 [0112] 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 organismo. Además, aunque se han descrito diversos aspectos como 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.
- 45 [0113] 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.
- 50 [0114] Por tanto, los actos individuales de los procedimientos descritos anteriormente se pueden usar para algunas aplicaciones, independientemente de si también se realizan otros actos.
- 55 [0115] Los modos de realización descritos anteriormente de la presente tecnología se pueden implementar de cualquiera de numerosas maneras. Por ejemplo, los modos de realización se pueden implementar usando hardware, programa informático o una combinación de los mismos. Cuando se implementa en 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
- 60
- 65

genéricamente como uno o más controladores que controlan las funciones analizadas anteriormente. Los uno o más controladores se pueden implementar de numerosas maneras, tal como con hardware dedicado o con hardware 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 presente tecnología 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 presente tecnología. El medio de almacenamiento legible por ordenador puede ser transportable de modo que el programa almacenado en el mismo se pueda cargar en cualquier recurso informático para implementar los aspectos de la presente tecnología analizada en el presente documento. Además, se debe apreciar que la referencia a un programa informático 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 informático en un sentido genérico para hacer referencia a cualquier tipo de código informático (por ejemplo, programa informático o microcódigo) que se pueda emplear para programar un procesador para implementar los aspectos de la tecnología analizados anteriormente.

**[0116]** 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 rasgo característico, sistema, artículo, material, kit y/o procedimiento individual descrito en el presente documento. Además, cualquier combinación de dos o más de dichos rasgos característicos, sistemas, artículos, materiales, kits y/o procedimientos, si dichos rasgos característicos, 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 y/o significados ordinarios de los términos definidos. Los artículos indefinidos "un/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".

**[0117]** 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 presentes disyuntivamente 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, tanto a A como B (que incluye opcionalmente otros elementos); etc. Como se usa en el presente documento en el presente documento en la 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 un número 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 interpretará 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 cualquiera o más de los elementos en la lista de elementos, pero que no incluye necesariamente al menos uno de cada uno y todos 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 uno, que incluye opcionalmente más de uno, A sin B presente

5 (y que incluye opcionalmente elementos distintos de B); en otro modo de realización, a al menos 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, a al menos uno, que incluye opcionalmente más de uno, A y al menos uno, que incluye  
opcionalmente más de B (y que incluye opcionalmente otros elementos); etc. También se debe entender que, a menos  
10 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", "que porta" "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.

15 **[0118]** 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 rasgos  
característicos, números enteros, etapas o componentes indicados, pero no excluyen la presencia o adición de uno o  
más de otros rasgos característicos, números enteros, etapas, componentes o grupos de los mismos. Se aprecia que  
determinados rasgos característicos de la invención, que para mayor claridad se describen en el contexto de modos  
de realización separados, se pueden proporcionar también en combinación en un único modo de realización. Por el  
20 contrario, diversos rasgos característicos de la invención, que por motivos de brevedad se describen en el contexto  
de un único modo de realización, también se pueden proporcionar por separado o en cualquier combinación adecuada.

**REIVINDICACIONES**

1. Un aparato para el modelado con compensación de movimiento de un parámetro de un ojo, que comprende:

5 medios para iluminar una superficie ocular seleccionada (116-120) con al menos un haz de luz incidente y medios para dirigir al menos dos haces de luz que regresan de la superficie ocular iluminada a un dispositivo de formación de imágenes (110);

10 un primer medio de medición (100) para medir una pluralidad de parámetros de posición del ojo con respecto a un sistema de coordenadas de referencia óptica del aparato en el que la pluralidad de parámetros de posición incluye el desplazamiento lateral a lo largo de un eje x del sistema de coordenadas de referencia óptica, el desplazamiento lateral a lo largo de un eje y del sistema de coordenadas de referencia óptica y el desplazamiento axial a lo largo de un eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica;

15 un segundo medio de medición (200) para medir una señal de interferencia en una pluralidad de coordenadas de referencia óptica, en el que la medición de la pluralidad de parámetros de posición y la medición de la señal de interferencia están sincronizadas en el tiempo; y

20 medios para corregir la señal de interferencia para tener en cuenta los desplazamientos de la pluralidad de parámetros de posición; y

25 medios para modelar el parámetro del ojo en base, al menos en parte, a la señal de interferencia corregida **caracterizado por que** la pluralidad de parámetros de posición incluye la ciclorotación alrededor del eje z, la rotación alrededor del eje x y la rotación alrededor del eje y.

2. El aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que además comprende medios para interpolar entre mediciones de la pluralidad de parámetros de posición.

30 3. El aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, comprendiendo el primer medio de medición además medios para determinar una localización de referencia del segundo medio de medición (200) y medios para corregir dicha localización de referencia en base a los parámetros de posición medidos.

35 4. El aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en el que los medios para corregir comprenden además medios para corregir una longitud de camino óptico en base a una diferencia en una longitud de camino óptico entre una longitud de camino trazada por rayos fuera del eje y una longitud de camino a lo largo del eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica.

40 5. El aparato de acuerdo con cualesquiera reivindicaciones anteriores, en el que el primer dispositivo de medición (100) comprende además medios para medir un parámetro de posición en base a un reflejo retiniano.

6. El aparato de acuerdo con la reivindicación 5 que comprende además medios para corregir de forma iterativa la longitud del camino óptico.

45 7. El aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior en el que la superficie ocular incluye una superficie corneal anterior, una superficie corneal posterior, una superficie de cristalino anterior, una superficie de cristalino posterior o una superficie retiniana.

50 8. El aparato de acuerdo con cualquier reivindicación anterior en el que el primer medio de medición se selecciona de una lista que incluye un dispositivo de formación de imágenes de espejo de Purkinje, un dispositivo de tomografía de coherencia óptica o un sistema de formación de imágenes de Scheimpflug y el segundo medio de medición comprende un dispositivo de coherencia óptica.

55 9. El aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, que comprende además medios para determinar la refracción en la superficie ocular y corregir el parámetro del ojo modelado en base a la refracción determinada.

10. Un procedimiento para el modelado con compensación de movimiento de un parámetro de un ojo, que comprende:

60 iluminar una superficie óptica (116-120) seleccionada con al menos un haz de luz incidente; y

dirigir al menos dos haces de luz que regresan de la superficie ocular iluminada a un dispositivo de formación de imágenes (110)

65 medir una pluralidad de parámetros de posición del ojo con respecto a un sistema de coordenadas de referencia óptica de un aparato en el que la pluralidad de parámetros de posición incluyen el desplazamiento lateral a lo largo de un eje x del sistema de coordenadas de referencia óptica, el desplazamiento lateral a lo largo de un

eje y del sistema de coordenadas de referencia óptica y el desplazamiento axial a lo largo de un eje z del sistema de coordenadas de referencia óptica;

5 medir una señal de interferencia en una pluralidad de coordenadas de referencia óptica, en el que la medición de la pluralidad de parámetros de posición y la medición de la señal de interferencia están sincronizadas en el tiempo;

10 corregir la señal de interferencia para tener en cuenta el desplazamiento determinado de un parámetro de la pluralidad de parámetros de posición; y

modelar el parámetro del ojo en base, al menos en parte, a la señal de interferencia corregida y en el que la pluralidad de parámetros de posición incluyen la ciclorotación alrededor del eje z, la rotación alrededor del eje x y la rotación alrededor del eje y.

15 **11.** Un medio programable legible por ordenador que lleva un programa informático almacenado en el mismo que cuando se ejecuta mediante un módulo de procesamiento implementa el procedimiento de acuerdo con la reivindicación 10.

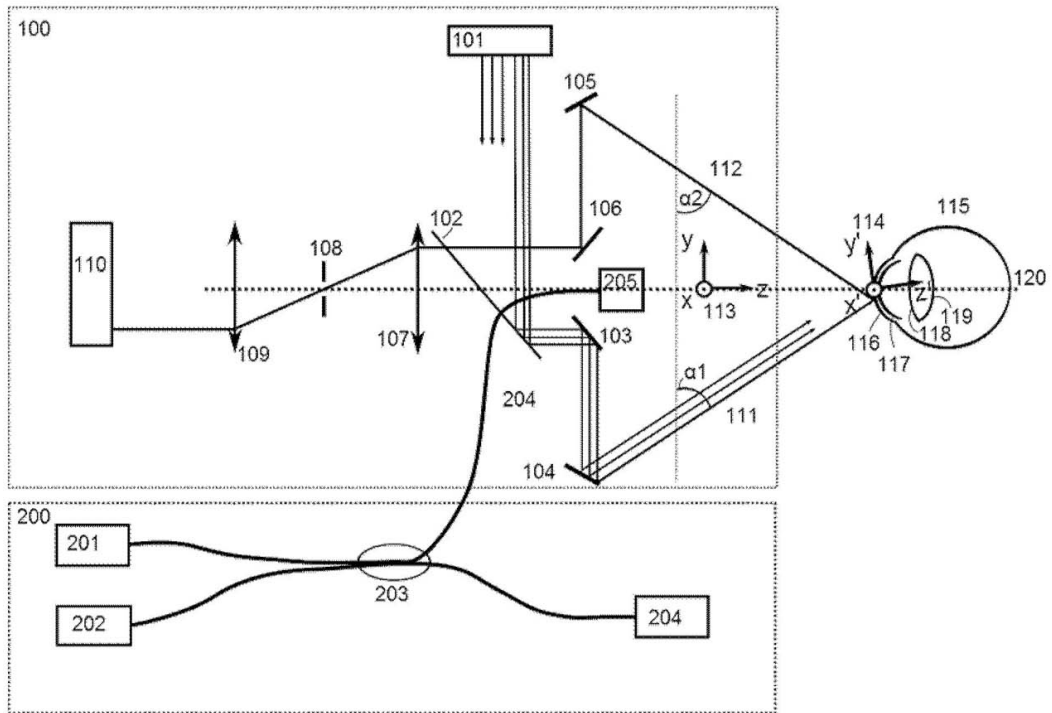


Figura 1

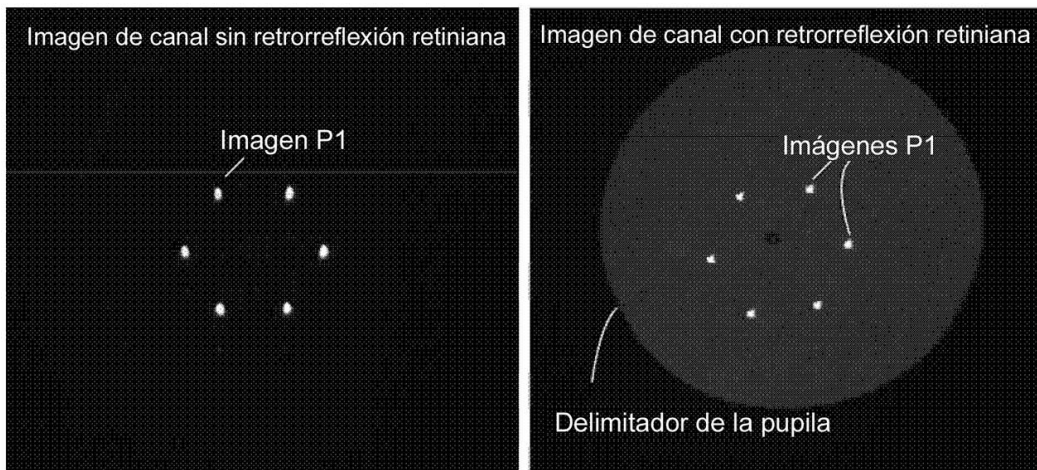


Figura 2



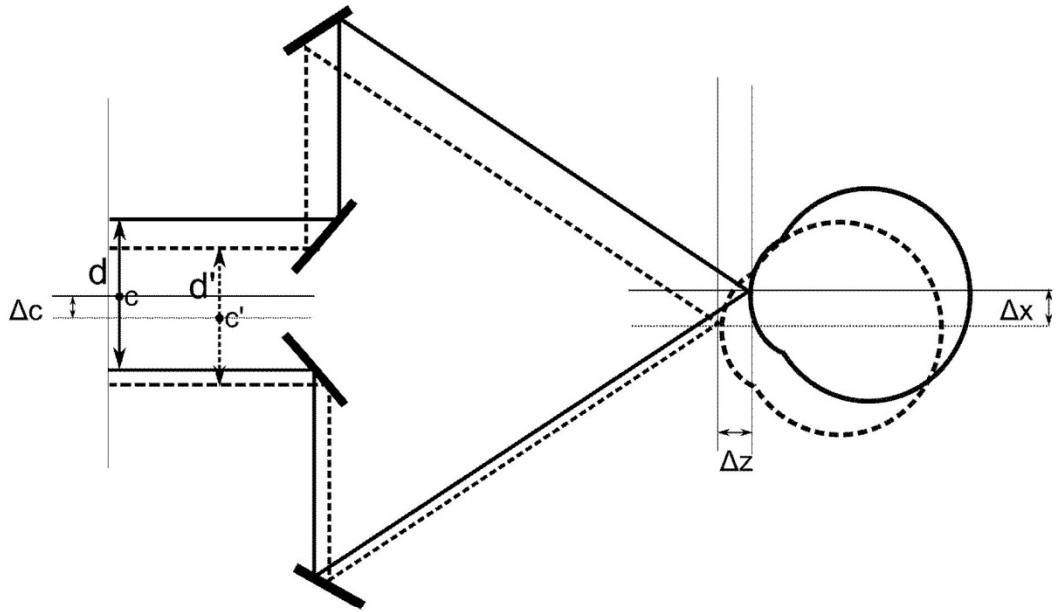


Figura 3

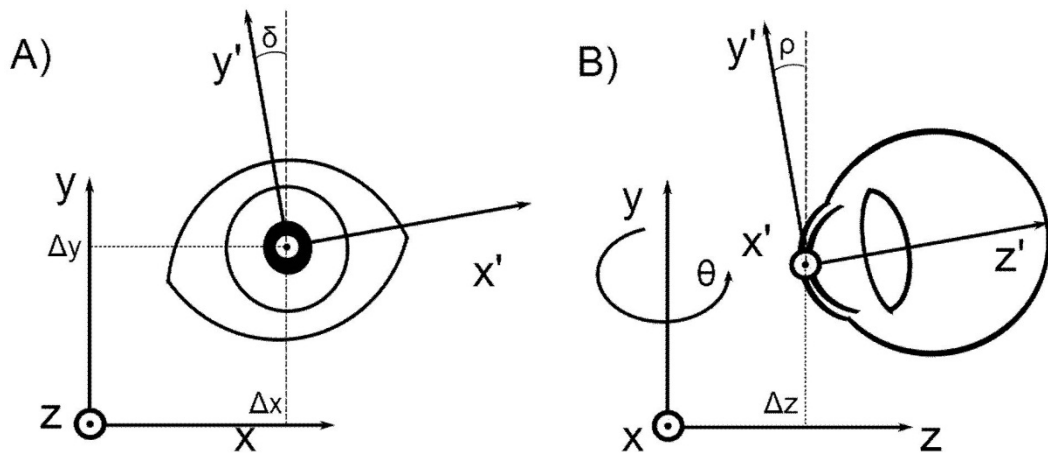


Figura 4

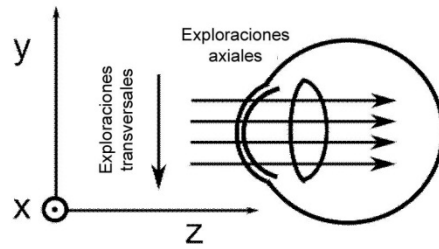


Figura 5

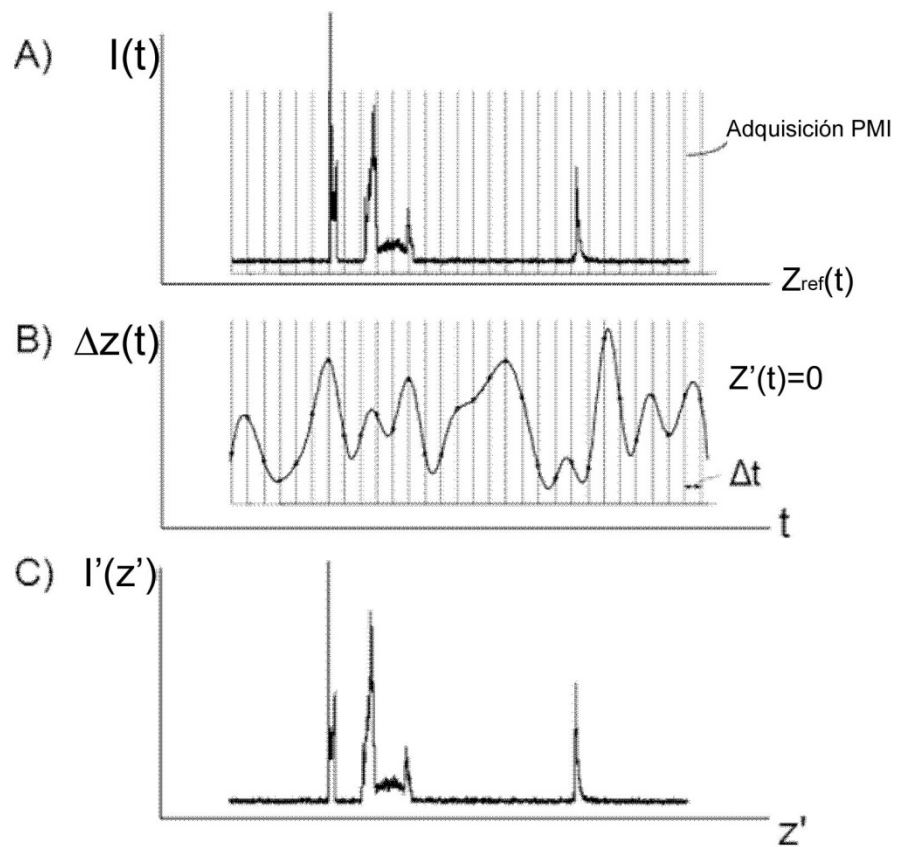


Figura 6

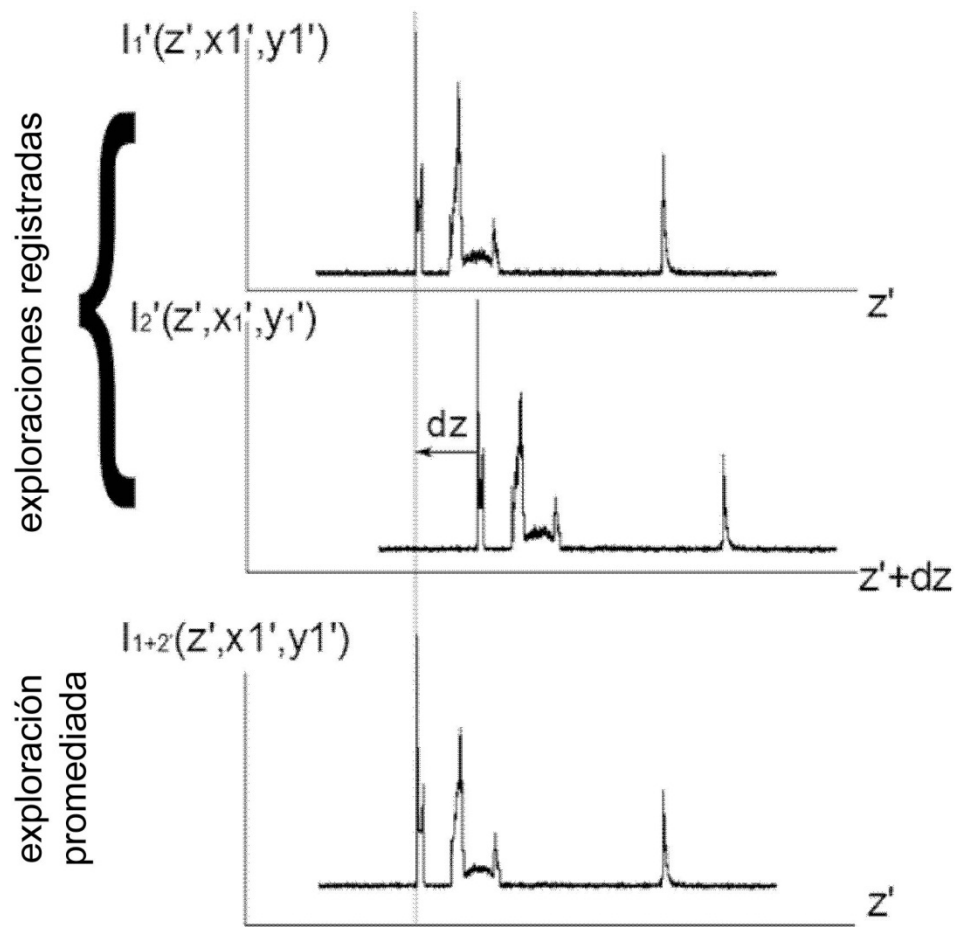


Figura 7

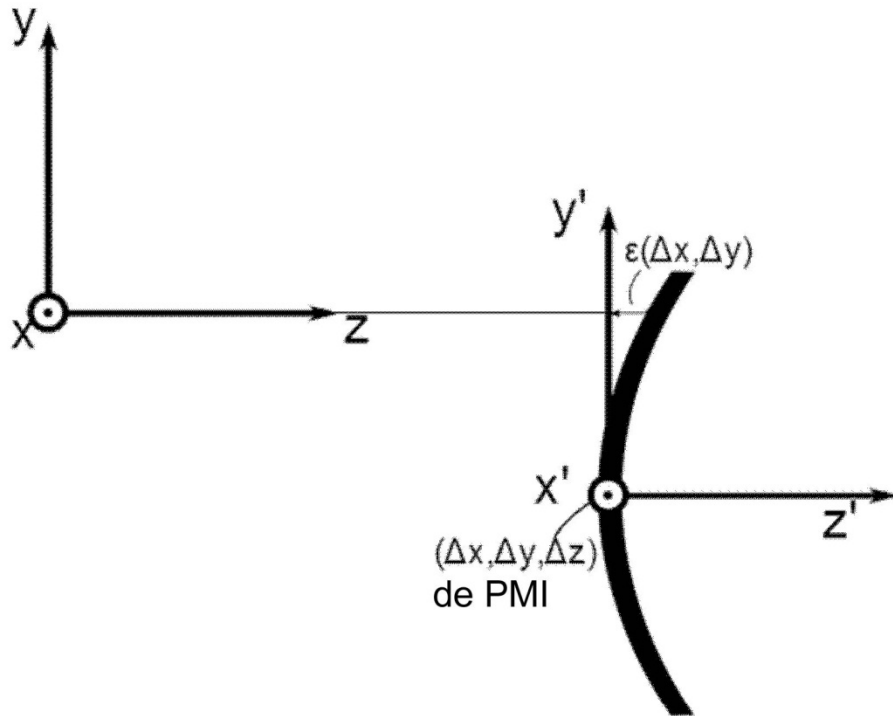


Figura 8

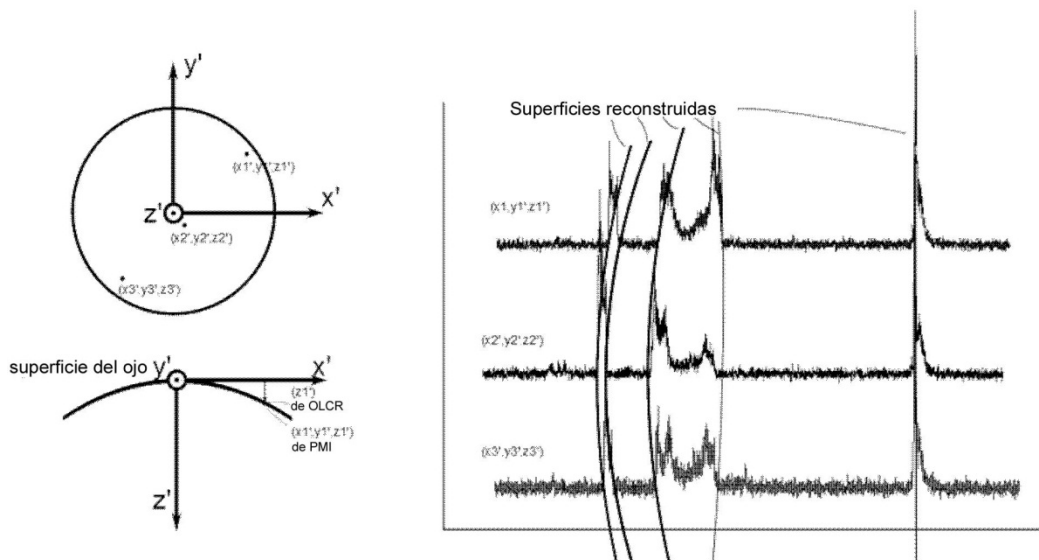


Figura 9

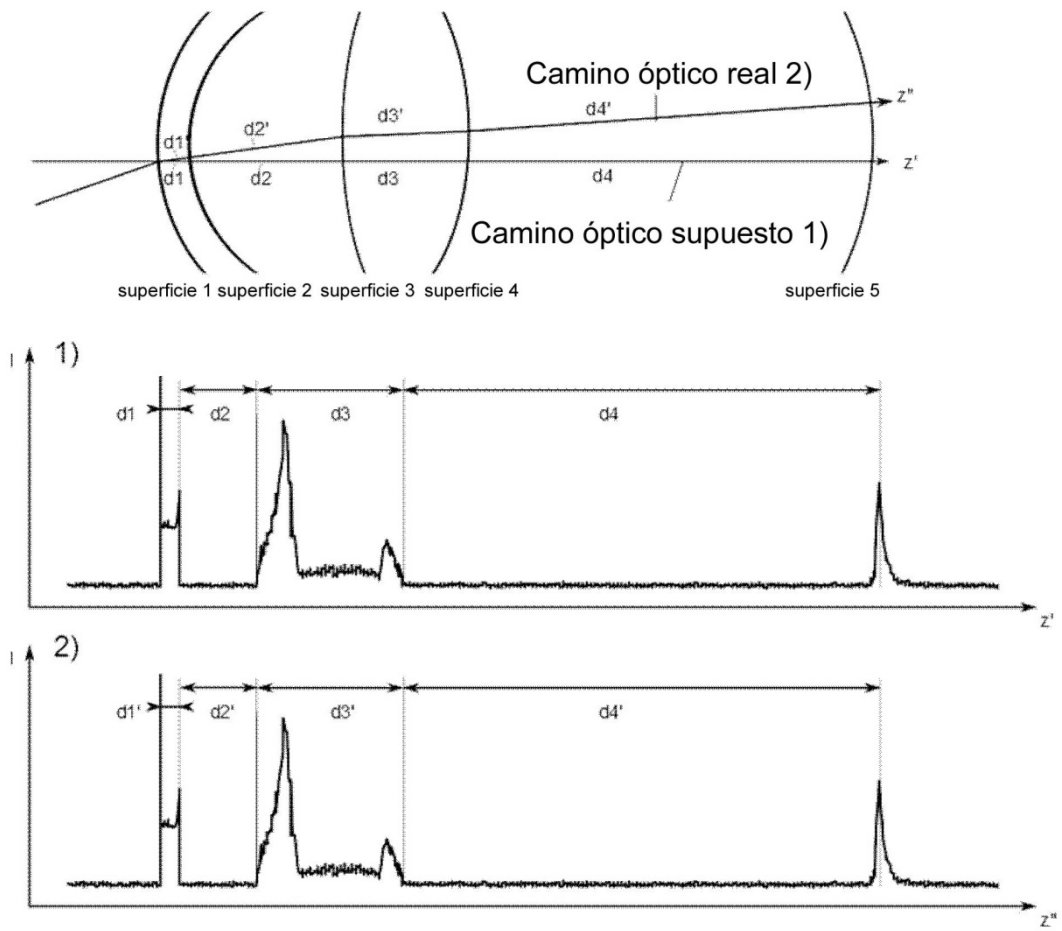


Figura 10

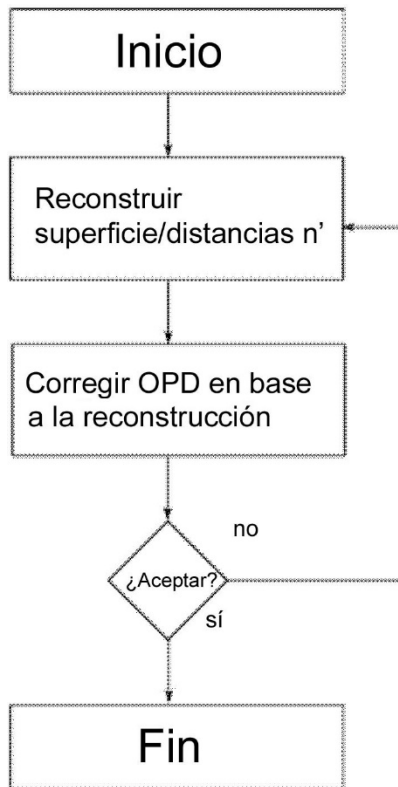


Figura 11