

traducción de la patente:

12.08.2015

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



(1) Número de publicación: 2 542 903

51 Int. Cl.: A61B 18/18 (2006.01)

(12)	TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA			Т3	
 (96) Fecha de presentación (97) Fecha y número de pu 	n y número de la solicitud europea Iblicación de la concesión europea	07.07.2010 13.05.2015	E 10800338 (5) EP 2453823		
54) Título: Sistema de mo	edición para cirugía oftálmica				
30 Prioridad:	(Titular/es:			
14.07.2009 US 22554	7 P	WAVETEC VISION SYSTEMS, INC. (100.0%) 66 Argonaut No. 170 Alico Vielo, CA 92656, US			

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la

Aliso Viejo, CA 92656, US (72) Inventor/es:

HOLLADAY, JACK T.; PADRICK, THOMAS D. y MICHAELS, RICHARD J.

(74) Agente/Representante:

LLAGOSTERA SOTO, María Del Carmen

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

ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN

5 <u>Campo de la invención</u>

10

Las realizaciones de la invención se refieren en general a sistemas para realizar mediciones oftálmicas. En particular, algunas realizaciones se pueden utilizar para medir una distancia espacial en el ojo de un paciente tal como, por ejemplo, la distancia entre la superficie de la córnea y la pared posterior de la bolsa capsular en un ojo afáquico.

Descripción de la técnica relacionada

- Varios procedimientos oftálmicos implican mediciones de una distancia espacial dentro del ojo de un paciente, incluyendo mediciones de las dimensiones del ojo, o dimensiones de las características del ojo, la distancia entre las partes o características del ojo seleccionadas, etc. Por ejemplo, tales mediciones pueden ser de la profundidad de la cámara anterior (ACD), del espesor de la lente, y de la longitud axial del ojo. Las técnicas para realizar ciertos tipos de estas mediciones incluyen la medición ultrasónica y la tomografía de coherencia óptica (OCT). A pesar de los éxitos de estas técnicas en diversas aplicaciones oftálmicas, existe una necesidad continua de técnicas y sistemas mejorados para la medición de
- 20 oftálmicas, existe una necesidad continua de técnicas y sistemas mejorados para la medición de distancias espaciales dentro del ojo.

La patente US 4,019,813 A describe un aparato óptico para obtener una o más mediciones de partes de un ojo que dispone de medios para proporcionar un haz de luz estrecho a través del ojo, un sistema de lente que recoge la luz que se refleja desde el ojo y forma una imagen en la superficie de un tubo de cámara de televisión, y medios para determinar cuándo el haz de luz estrecho pasa a través del centro de curvatura de la córnea y cuándo el instrumento se encuentra colocado correctamente para el enfoque correcto sobre el ojo.

30 RESUMEN DE LA INVENCIÓN

Diversas realizaciones descritas en este documento incluyen un aparato oftálmico. El aparato oftálmico puede incluir un primer láser configurado para dirigir un primer haz de luz en el ojo de un paciente en un primer ángulo distinto de cero con respecto a un eje óptico del aparato, de tal manera que el primer haz

- 35 de luz se propaga a un área objetivo dentro del ojo, y de tal manera que una parte del primer haz de luz se dispersa por la zona objetivo. El aparato también puede incluir una óptica de formación de imágenes posicionada para recibir la luz dispersada por la zona objetivo, y la óptica de formación de imágenes puede definir el eje óptico del aparato. El aparato también puede incluir un elemento fotosensible, en el gue la óptica de formación de imágenes dirige la luz dispersada desde el área objetivo al elemento
- 40 fotosensible. El aparato también puede incluir un procesador configurado para determinar una distancia entre la córnea del ojo y el área objetivo dentro del ojo basándose al menos en parte de la luz recibida por el elemento fotosensible.

Diversas realizaciones descritas en este documento incluyen un método para determinar la potencia óptica de una lente intraocular que se va a implantar en un ojo. El método puede incluir medir una característica intraoperatoria del ojo. La característica intraoperatoria puede incluir la distancia entre la primera y la segunda parte seleccionada del ojo. El método también puede incluir la determinación de la potencia óptica de la lente intraocular basándose al menos en parte en la característica intraoperatoria medida.

50 Diver

Diversas realizaciones descritas en este documento incluyen un método de uso de un aparato oftálmico. El método puede incluir el posicionamiento del aparato oftálmico en una posición predeterminada sobre el ojo de un paciente, en el que un eje óptico del aparato se cruza con la córnea del ojo. El método puede incluir dirigir la luz desde uno o más láseres posicionados sobre el eje óptico del aparato en el ojo de

- 55 modo que una parte de la luz de los uno o más láseres es dispersada por un área objetivo dentro del ojo. El método puede incluir dirigir una parte de la luz dispersada por la zona objetivo a un elemento fotosensible utilizando la óptica de formación de imágenes que definen el eje óptico. El método puede incluir la formación de uno o más puntos objetivo en el elemento fotosensible, y el uno o más puntos objetivo pueden corresponder a la luz de los respectivos uno o más láseres dispersados por el área
- 60 objetivo. El método también puede incluir el cálculo de la distancia entre la córnea del ojo y el área objetivo basándose al menos en parte en las posiciones de los uno o más puntos objetivo. Un dispositivo de acuerdo con la invención se define en la reivindicación 1.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La FIG. 1 ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de medición oftálmica para medir las dimensiones de o en el ojo de un paciente incluvendo, por ejemplo, la distancia entre la 5 córnea y una pared posterior de la bolsa capsular en un ojo afáquico. La FIG. 2 es una imagen de ejemplo producida por el sistema de medición oftálmica de la FIG. 1. La FIG. 3 ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de medición oftálmica para medir las dimensiones de o en el ojo de un paciente incluyendo, por ejemplo, la distancia entre la córnea y la superficie anterior del cristalino en un ojo fáquico. 10 La FIG. 4 es una imagen de ejemplo producida por el sistema de medición oftálmica de la FIG. 3. La FIG. 5 es una imagen de ejemplo producida por un sistema de medición oftálmica similar a las de las FIG. 1 y 3, pero con un único láser. La FIG. 6 es una imagen de ejemplo producida por un sistema de medición oftálmica similar a las de las FIG. 1 y 3 pero con cuatro láseres. 15 La FIG. 7A es una imagen de ejemplo producida por un sistema de medición oftálmica similar a las de las FIG. 1 y 3, pero cuando dos láseres están orientados para producir haces de luz láser que no se cruzan en la superficie corneal del ojo. La FIG. 7B ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de medición oftálmica para medir las dimensiones de o en el ojo de un paciente utilizando dos láseres que no se cruzan en la 20 córnea del oio. La FIG. 8 ilustra esquemáticamente una realización de un aparato oftálmico que incluye un sistema de alineado y un sistema de medición montados sobre un microscopio quirúrgico. La FIG. 9 ilustra esquemáticamente una realización de un aberrómetro de frente de onda, un sistema de medición, y un sistema de alineado para posicionar el aberrómetro de frente de onda y 25 el sistema de medición en una ubicación deseada en relación con el ojo del paciente. La FIG. 10 ilustra esquemáticamente una forma de realización de la óptica para su utilización en un sistema de medición oftálmica, en que la óptica recoge la luz dispersada por el ojo del paciente y dirige la luz a un detector. La FIG. 11 ilustra esquemáticamente la luz del aparato oftálmico de la FIG. 8 que interactúa con un

30 modelo óptico del ojo de un paciente durante un proceso de medición. La FIG. 12 es un diagrama de flujo que muestra un ejemplo de realización de un método para determinar la potencia de una lente intraocular (LIO) para su inserción en el ojo de un paciente determinado.

35 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA REALIZACIÓN PREFERENTE

En una cirugía de implantación de lente intraocular (LIO) típica, un cirujano retira el cristalino natural del ojo de un paciente y se implanta una LIO en su lugar. La cirugía de implante de LIO se puede realizar, por ejemplo, en un paciente que sufre de cataratas. Al seleccionar una LIO que tiene una potencia adecuada,

- 40 un ojo que antes de la cirugía era, por ejemplo, miope (corto de vista), hipermétrope (visión de lejos), y/o astigmático puede ser restaurado a una condición emetrópica. Se pueden considerar varios factores en el cálculo de la potencia apropiada para la LIO, tales como 1) la longitud axial del ojo, medida desde la superficie de la córnea a la retina; 2) la potencia óptica total de la córnea; 3) la potencia óptica postoperatoria deseada (por ejemplo, 0,0 dioptrías (D) para un ojo emétrope); y la posición efectiva de la
- 45 lente (PEL) de la LIO, que se puede entender, por ejemplo, como la distancia desde la superficie de la córnea a la posición post-operatoria de la LIO. La longitud axial del ojo se puede medir antes de la operación (por ejemplo, antes de que el paciente haya sido colocado en la mesa de operaciones en posición supina), por ejemplo, mediante un dispositivo de ultrasonidos o por tomografía de coherencia óptica (TCO). La potencia óptica de la córnea puede estimarse a partir de los valores de curvatura de la
- 50 córnea (KS) del ojo medidos antes de la operación por un queratómetro. Como alternativa, o como complemento, la potencia de refracción total del ojo afáquico, que es una función de la curvatura de la córnea y la longitud axial del ojo, se puede medir de forma intraoperatoria y se utiliza en el cálculo de potencia de la LIO.
- 55 La PEL de la LIO ha sido tradicionalmente difícil de determinar. La PEL de la LIO puede ser estimada sobre la base de datos preoperatorios, pero estas estimaciones están limitadas en su exactitud. La precisión limitada de las estimaciones basadas en datos de PEL preoperatorias se puede atribuir, al menos en parte, a la LIO implantada que está colocada en la bolsa capsular de manera diferente que el cristalino natural. Las mediciones preoperatorias de la posición del cristalino no siempre se correlacionan
- bien con la posición postoperatoria real de la LIO. Los cristalinos con cataratas varían en forma y tamaño de uno a otro individuo. En algunos pacientes, las mediciones preoperatorias (por ejemplo, el ACD, que puede ser entendido como, por ejemplo, la distancia desde la superficie de la córnea a la superficie anterior de la lente más la mitad del espesor de la lente) pueden proporcionar una estimación razonable de la PEL, pero en otros pacientes este no es el caso debido a las diferentes formas de las lentes de
- 65 cataratas en los pacientes.

Se han hecho algunos esfuerzos para desarrollar fórmulas con el fin de realizar la estimación de la PEL de la LIO en base a información preoperatoria, tales como mediciones directas de la longitud axial y curvatura de la córnea del ojo del paciente. Estas fórmulas incluyen las fórmulas Holladay 1, SRK / T, Hoffer Q, Holladay 2 y Hagis. En términos generales, estas fórmulas se basan en el análisis de regresión

- 5 estadística de la relación entre las características pre-operatorias del ojo y el resultado quirúrgico. Estas fórmulas a veces producen estimaciones de la PEL de la LIO con una precisión insuficiente, especialmente en aquellos pacientes con longitudes axiales fuera del intervalo normal, lo que provoca resultados quirúrgicos subóptimos, por ejemplo, en los que el ojo del paciente ojo no es restaurado a una condición emétrope. Todas estas fórmulas intentan determinar cómo puede variar un paciente individual a
- 10 partir de la media de una gran población para realizar la estimación de la PEL. Los factores utilizados por estas fórmulas para estimar la PEL para un paciente en particular no son factores que se relacionan directamente con la posición de la lente.
- Dado el nivel a veces insuficiente de correlación entre las estimaciones de la PEL para una LIO y las características del ojo que se pueden medir antes de la operación (por ejemplo, la curvatura corneal, la longitud axial, etc.), sería deseable estimar la PEL para la LIO basándose en las características de los ojos que están más estrechamente correlacionadas con la PEL, como ciertas características intraoperatorias del ojo. Una de estas características intraoperatorias del ojo es la ubicación de la bolsa capsular dentro del ojo afáquico (por ejemplo, la distancia longitudinal desde el vértice corneal anterior a
- 20 la pared posterior de la bolsa capsular afáquica). La ubicación de la bolsa capsular afáquica es un ejemplo de una característica intraoperatoria del ojo que se cree que está más estrechamente correlacionada con la PEL de la LIO que las características preoperatorias del ojo a partir de las cuales las fórmulas Holladay 1, SRK / T, Hoffer Q, Holladay 2 y Hagis estiman la PEL de la LIO. Esto es debido al menos en parte al hecho de que una medición afáquica de la distancia desde la córnea a la pared
- 25 posterior de la bolsa capsular no está contaminada por el tamaño irregular y la forma de la lente de cataratas. Se puede utilizar el análisis de regresión para establecer la correlación entre la ubicación de la bolsa capsular afáquica y la posición postoperatoria de la LIO. Debido a que se cree que la localización de la bolsa capsular afáquica está estrechamente correlacionada con la PEL, la medición de la ubicación de la bolsa capsular afáquica puede reducir la complejidad de los cálculos de la PEL. Por ejemplo, en
- 30 algunas realizaciones, la PEL se puede calcular restando una constante a partir de la distancia medida desde la córnea a la pared posterior de la bolsa capsular afáquica, en que la constante se determina mediante el análisis de regresión de la posición postoperatoria de la lente LIO u otro resultado de un análisis. Para calcular la PEL se pueden utilizar otras fórmulas diversas.
- 35 De acuerdo con la invención, se proporciona un aparato oftálmico para realizar mediciones intraoperatorias de las distancias espaciales de / dentro del ojo de un paciente. Estas mediciones son mediciones intraoperatorias del ojo afáquico del paciente. Estas mediciones intraoperatorias se utilizan para calcular una estimación mejorada de la PEL de la LIO, en que la estimación mejorada es el resultado de una correlación más estrecha entre la medición intraoperatoria y la PEL de la LIO que la correlación
- 40 entre las mediciones preoperatorias y la PEL de la LIO. El aparato oftálmico mide una distancia entre la córnea y la bolsa capsular afáquica. Esta distancia es entre una posición o parte de la córnea seleccionada y una posición o parte de la bolsa capsular afáquica seleccionada. La parte seleccionada de la córnea puede ser, por ejemplo, la ubicación en la superficie de la córnea en que el eje visual del ojo se cruza con la superficie de la córnea y / o la ubicación en que la superficie de la córnea es perpendicular al
- 45 eje visual. La parte seleccionada de la córnea puede ser otros puntos, como por ejemplo el ápice de la córnea. La parte seleccionada de la bolsa capsular puede ser, por ejemplo, la totalidad o una parte de su pared posterior, la totalidad o una parte de su pared anterior, etc.
- En algunas realizaciones, el aparato oftálmico mide la profundidad de la bolsa capsular afáquica que 50 puede ser entendida, por ejemplo, como la distancia desde la córnea del ojo a la superficie posterior o anterior de la bolsa capsular en un ojo afáquico. Un ojo afáquico es un ojo en el que la lente del ojo está ausente, mientras que un ojo fáquico contiene el lente cristalino natural en el mismo. El aparato oftálmico puede ser utilizado durante una cirugía de implante de LIO después de que la lente del cristalino natural haya sido retirada del ojo. La profundidad de la bolsa capsular afáquica medida se puede utilizar para
- 55 predecir la posición postoperatoria de la LIO con mayor precisión que los métodos tradicionales, lo que permite al cirujano calcular con mayor precisión la potencia apropiada para la LIO que se implanta durante el procedimiento quirúrgico. En algunas realizaciones, la posición real postoperatoria de la LIO se puede medir después de que se haya implantado la LIO (por ejemplo, usando TCO o un dispositivo de ultrasonidos), y dichos datos pueden ser utilizados para mejorar la correlación entre la profundidad de la bolsa capsular afáguica y la posición postoperatoria de la LIO.
 - La FIG. 1 ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de medición oftálmica 100 para medir dimensiones de o en un ojo de paciente 102. En la FIG. 1, el sistema de medición oftálmica 100 se muestra configurado para medir la distancia y₁ entre la superficie de la córnea 104 del ojo 102 y la pared posterior de la bolsa capsular 106. De acuerdo con la invención, el ojo es afáquico, y el cristalino natural ha sido retirado de la vista de antemano, como por ejemplo durante un procedimiento de cirugía de

65

de que el globo y la bolsa capsular hayan sido inflados (por ejemplo, con solución básica salina o material viscoelástico).

- Por conveniencia, se puede definir que un sistema de coordenadas tridimensional tiene un eje y paralelo al eje visual del ojo del paciente 102 y unos ejes x y z que son mutuamente ortogonales al eje y de modo que los ejes x y z definen un plano que es perpendicular al eje visual del ojo. En el contexto de este sistema de coordenadas tridimensional, el posicionamiento lateral del sistema de medición oftálmica 100 corresponde a las coordenadas x y z del sistema de medición oftálmica 100, mientras que el posicionamiento longitudinal corresponde a la coordenada y del sistema de medición oftálmica 100 Se
- 10 debe entender que el sistema de coordenadas descrito es para fines ilustrativos solamente, y que otros sistemas de coordenadas y otras configuraciones se pueden utilizar en algunas realizaciones. Por ejemplo, el eje y puede ser paralelo al eje óptico del ojo del paciente 102 y los ejes x y z pueden definir un plano que es perpendicular al eje óptico del ojo del paciente 102.
- 15 El sistema de medición oftálmica 100 puede incluir un sistema de óptica 112 para recoger, dirigir y / o enfocar la luz que es dispersada por el ojo 102 durante un proceso de medición. El sistema de óptica 112 puede definir un eje óptico 114 del sistema de medición oftálmica 100. En algunas realizaciones, el sistema de medición oftálmica 100 se puede colocar en una posición predeterminada con respecto al ojo del paciente 102. Por ejemplo, el sistema de medición oftálmica 100 puede ser posicionado lateralmente
- 20 de modo que quede centrado sobre la pupila del ojo, y / o para que el eje óptico 114 sea sustancialmente colineal con el eje visual u óptico del ojo 102. El sistema de medición oftálmica 100 puede ser posicionado longitudinalmente de manera que se encuentre a una distancia predeterminada del ojo 102. Tal como se describe en mayor detalle a continuación, el sistema de medición oftálmica 100 puede ser utilizado en conjunción con un sistema de posicionamiento (que no se muestra en la FIG. 1) para posicionar con precisión el sistema de medición oftálmica 100 en la posición deseada.

El sistema de medición oftálmica 100 puede incluir un par de láseres 108, 110 orientados para dirigir la luz hacia el ojo del paciente. En algunas realizaciones, los láseres 108, 110 producen una luz que se encuentra fuera del espectro visible (por ejemplo, la luz infrarroja). Por ejemplo puede utilizarse láser de

- 30 780 nm de espacio libre, como por ejemplo los disponibles en Blue Sky Research de Milpitas, CA. En algunas realizaciones, los láseres 108, 110 producen haces de luz que tienen una anchura de al menos aproximadamente 200 micras y / o menos de aproximadamente 1000 micras, aunque también se pueden utilizar anchos fuera de este intervalo. Los láseres 108, 110 pueden estar posicionados en lados opuestos del eje óptico 114, y pueden estar separados por una distancia x₂. En algunas configuraciones los láseres
- 35 108, 110 se colocan de manera que el eje óptico 114 se encuentre sustancialmente en un punto medio entre los láseres 108, 110, aunque esto no es necesario. En algunas realizaciones, los láseres 108, 110 están separados por una distancia de al menos aproximadamente 60 mm y / o menos de aproximadamente 80 mm, aunque también se pueden utilizar distancias fuera de este intervalo.
- 40 En algunas realizaciones, cuando se colocan en la posición deseada con respecto al ojo 102, los láseres 108, 110 están situados a una distancia y₂ de la superficie de la córnea del ojo. En algunas realizaciones, los láseres 108, 110 pueden estar colocados a una distancia de al menos aproximadamente 100 mm y / o menos de aproximadamente 150 mm de la superficie de la córnea 104, aunque también se pueden utilizar distancias fuera de este intervalo. En un ejemplo de realización, los láseres 108, 110 están situados
- 45 aproximadamente a 128 mm de la superficie de la córnea 104 del ojo 102. En algunas realizaciones, los láseres 108, 110 se colocan sustancialmente equidistantes del ojo 102. En otras formas de realización, un láser (por ejemplo, 108) se coloca más cerca del ojo 102 que el otro láser (por ejemplo, 110).
- En algunas realizaciones, los láseres 108, 110 están orientados de manera que sus respectivos haces emitidos 116, 118 son coplanares. Los láseres 108, 110 pueden orientarse (por ejemplo, basándose en una distancia predeterminada y₂) de modo que el haz de luz 116 emitido por el láser 108 se dirige a lo largo de una trayectoria que se cruza con la superficie de la córnea 104 del ojo 102 en la ubicación donde el eje visual del ojo se cruza con la superficie de la córnea 104, y de modo que el haz de luz 118 emitido por el láser 110 se dirige a lo largo de una trayectoria que se cruza con la córnea del ojo en la ubicación
- 55 de la córnea donde el eje visual del ojo se cruza con la superficie de la córnea 104. Por lo tanto, los haces de luz 116, 118 emitidos por los láseres 108, 110 pueden se cruzar en el centro de la superficie de la córnea 104 del ojo 102. Los láseres 108, 110 se pueden orientar para emitir los haces de luz 116, 118 en un ángulo distinto de cero θ con respecto al eje óptico 114. En algunas realizaciones, los haces de luz 116, 118 se desvían del eje óptico 114 en un ángulo de al menos aproximadamente 13 ° y / o menos de
- 60 aproximadamente 17 °, aunque también se pueden utilizar ángulos fuera de este intervalo en algunas realizaciones. Los haces de luz 116, 118 emitidos por los láseres 108, 110 se desvían del eje óptico 114 en sustancialmente la misma proporción, pero en direcciones sustancialmente opuestas, aunque el ángulo entre cada haz y el eje óptico 114 no es necesario que sea idéntico. En algunas realizaciones, los ángulos por los cuales se desvían los haces de luz 116, 118 del eje óptico se encuentran dentro de 10°,
- 65 5°, 3°, 2°, 1°, o menos el uno del otro.

A la vez que los haces de luz 116, 118 entran en el ojo 102 en la superficie de la córnea 104, una parte de la luz es dispersada por la superficie corneal 104, y una parte de la luz se propaga a través de la córnea y en el ojo 102. El haz de luz 116 golpea la pared posterior de la bolsa capsular 106 en una primera ubicación 120, y una parte del haz de luz 116 es dispersada por la pared posterior de la bolsa capsular

- 5 106. Del mismo modo, el haz de luz 118 golpea la pared posterior de la bolsa capsular 106 en una segunda ubicación 122, y una parte del segundo haz de luz 118 es dispersada por la pared posterior de la bolsa capsular 106.
- El sistema de óptica 112 puede recoger una parte de la luz dispersada y puede dirigir la luz recogida a un detector 124. En algunas realizaciones, el sistema de óptica 112 está configurado para enfocar la luz dispersada sobre el detector 124. El sistema de óptica 112 puede formar una imagen en el detector 124. En algunas realizaciones, el sistema de óptica 112 está diseñado de tal manera que el detector 124 y la pared posterior de la bolsa capsular 106 se encuentran en planos conjugados. Tal como se describirá con mayor detalle a continuación, el sistema de óptica 112 puede incluir elementos ópticos diversos, tales
- 15 como reflectores, lentes, filtros, aberturas, y divisores de haz. Se debe entender que el eje óptico 114 no es necesariamente una línea recta a lo largo de toda la trayectoria óptica dentro del sistema de medición oftálmica 100, ya que puede ser doblado por varios elementos ópticos dentro del sistema de óptica 112.
- El detector 124 puede comprender un dispositivo de carga acoplada (CCD) u otro tipo de elemento fotosensible. En algunas realizaciones, el detector 124 incluye una matriz bidimensional de píxeles sensibles a la luz configurados para generar una señal eléctrica que es descriptiva de la luz que incide sobre los píxeles. Por ejemplo, se puede utilizar un sensor CCD que mide 16 mm por 16 mm y que tiene una matriz de dos dimensiones de 500 por 500 píxeles, aunque otras configuraciones son también posibles.

El detector 124 puede proporcionar la señal eléctrica a un procesador 126. El procesador 126 puede estar configurado para procesar los datos recibidos desde el detector 124 tal como se describe en el presente documento. En algunas realizaciones, el procesador 126 puede estar en comunicación electrónica con una memoria adecuada 128 para almacenar datos acumulados, instrucciones para ser ejecutadas por el

- 30 procesador 126, parámetros relativos al ojo del paciente 102, u otros datos. El procesador 126 también puede estar en comunicación electrónica con una interfaz de usuario 142 para permitir al usuario introducir información en relación con el ojo del paciente (por ejemplo. afáquico o fáquico), información relativa a la distancia a medir, u otra información.
- 35 La FIG. 2 muestra una imagen de ejemplo 130 que se puede formar en el detector 124 durante un proceso de medición. La FIG. 2 incluye un sistema de coordenadas similar al sistema de coordenadas mostrado en la FIG. 1. Aunque la FIG. 2 muestra la imagen 130 tal como se forma en el detector 124 en el plano xz, el detector 124 puede orientarse de manera diferente. La imagen 130 puede incluir un punto central 132 que corresponde a la luz dispersada en la superficie de la córnea 104, un primer punto
- 40 objetivo 134 correspondiente a la luz del haz 116 dispersada por la primera posición 120, y un segundo punto objetivo 136 que corresponde a la luz del haz 118 dispersada por la segunda posición 122. En algunas realizaciones, el sistema de óptica 112 se puede configurar para proporcionar una profundidad de campo que es lo suficientemente grande para que el punto central 132 y ambos puntos objetivo 134, 136 estén en el foco a fin de proporcionar puntos de enfoque precisos en el detector 124. En algunas
- 45 realizaciones, el sistema de óptica se puede configurar de modo que uno o más de los puntos 132, 134, 136 estén en el foco y uno o más de los puntos 132, 134, 136 estén apreciablemente fuera de foco. Por ejemplo, en algunas realizaciones, el punto central 132 puede estar sensiblemente fuera de foco mientras que los puntos objetivo 134, 136 están en foco. El procesador 126 puede configurarse para analizar los datos recibidos desde el detector 124 y con el fin de determinar a partir de los mismos una medición de la
- 50 distancia y₁, por ejemplo. En algunas realizaciones, este análisis puede incluir localizar el centroide de uno o más de los puntos 132, 134, 136 para ser utilizado en el proceso de medición y determinar la distancia entre dos o más de los puntos 132, 134, 136.
- El procesador 126 está configurado para calcular la distancia y₁ desde la superficie de la córnea 104 a la pared posterior de la bolsa capsular 106 basándose al menos en parte en los datos recibidos desde el detector 124. El procesador 126 puede calcular la distancia x₁ entre los puntos 120, 122 basándose en las posiciones de los puntos objetivo 134, 136 (por ejemplo, los centroides de los puntos) en la imagen 130. Por ejemplo, el procesador 126 puede determinar el número de píxeles entre las ubicaciones de los puntos objetivo 134, 136 y aplicar un algoritmo que calcula la distancia real entre los puntos 120, 122
- 60 representados por los puntos objetivo 134, 136. Por ejemplo, el algoritmo puede tener en cuenta cualquier aumento proporcionado por el sistema de óptica 112. En algunas realizaciones, cualquier refracción de los haces de luz 116, 118, mientras entran en el ojo y a medida que pasan a través de las diversas transiciones ópticas dentro del ojo puede ser ignorada, de modo que cada uno de los haces de luz 116, 118 puede ser tratado como si se propagase desde la superficie de la córnea 104 a la pared posterior de
- 65 la bolsa capsular 106 en el mismo ángulo distinto de cero θ con respecto al eje óptico 1 14. En esta realización, la distancia y₁ se puede calcular utilizando la ecuación (1) que se proporciona a continuación.

$$y_1 = \frac{\frac{1}{2}x_1}{\tan(\theta)}$$
(1)

En algunas realizaciones, el ángulo θ no es conocido, pero la distancia de separación x₂ entre los láseres 108, 110 y la distancia y₂ desde los láseres a la superficie de la córnea 104 son conocidas. La distancia y₁ se puede calcular utilizando la ecuación (2) que se proporciona a continuación.

$$y_1 = \frac{y_2 x_1}{x_2}$$
 (2)

Alternativamente, en algunas realizaciones, las distancias y_2 y x_2 pueden ser utilizadas para determinar primero el ángulo θ , y a continuación se puede aplicar la ecuación (1).

En algunas realizaciones, los cálculos para la determinación de la distancia y_1 se pueden ajustar para tener en cuenta la refracción de los haces de luz a medida que entran en el ojo y / o a medida que se propagan a través de las diversas transiciones de índice de refracción dentro del ojo.

15

5

Aunque algunas realizaciones descritas anteriormente describen la medición de la profundidad de la bolsa capsular posterior en un ojo afáquico, algunas realizaciones se pueden usar para medir otras dimensiones o relaciones espaciales del ojo del paciente, tal como, por ejemplo, la profundidad de la cámara anterior (ACD), que puede ser entendida, por ejemplo, como la distancia desde la córnea a la superficie anterior

- 20 del cristalino en un ojo fáquico. Esta distancia puede ser entre una posición o parte seleccionada de la córnea y una posición o parte seleccionada del cristalino natural. La parte de la córnea seleccionada puede ser, por ejemplo, la ubicación en la superficie de la córnea que se cruza con el eje visual del ojo. La parte seleccionada del cristalino natural puede ser, por ejemplo, la totalidad o una parte de su superficie anterior de la lente, etc. La parte de la superficie anterior puede ser, por ejemplo, la parte más anterior de
- 25 la superficie anterior, la posición donde el eje visual o del eje óptico del ojo se cruza con la superficie anterior, etc.

La FIG. 3 muestra esquemáticamente una realización de un sistema de medición oftálmica 200 para la medición de las dimensiones de o en el ojo de un paciente incluyendo, por ejemplo, la profundidad de la cámara anterior (ACD) en un ojo fáquico 202. El sistema de medición oftálmica 200 puede ser similar en algunos aspectos al sistema oftálmico de medición 100 que se ha descrito anteriormente, algunas de cuyas descripciones se aplican también al sistema de medición oftálmica 200, aunque a continuación se identifican algunas diferencias. Por consiguiente, en algunas realizaciones, por ejemplo, el sistema de medición oftálmica 200 puede ser el mismo sistema de medición oftálmica 100 que se utiliza para medir la profundidad de la bolsa capsular posterior en un ojo afáquico (tal como se muestra en la FIG. 1), con o sin modificaciones en la configuración.

El sistema de medición oftálmica 200 puede incluir láseres 208, 210 configurados para dirigir los haces de luz respectivos 216, 218 en el ojo 202 del paciente a través de la superficie de la córnea 204. Los haces de luz 216, 218 pueden por lo tanto cruzarse en la superficie de la córnea 204, donde una parte de la luz de cada uno de los haces 216, 218 es dispersado por la superficie de la córnea 204. El primer haz de luz 216 puede propagarse a una primera ubicación 220 en la superficie anterior del cristalino 206, que dispersa una parte de luz. De forma similar, el segundo haz de luz 218 puede propagarse a una segunda ubicación 222 en la superficie anterior del cristalino 206 que dispersa una parte de la luz. Una parte de la

- 45 luz dispersada por la superficie de la córnea 204 y el primer y segundo puntos 220, 222 puede ser recogida por el sistema de óptica 212 y dirigida al detector 224. En algunas realizaciones, el sistema de óptica 212 o el detector 224 pueden estar especialmente configurados para su uso con la luz reflejada del cristalino 206. Por ejemplo, el sistema de óptica 212 puede estar configurado para enfocar la luz de una manera distinta del sistema de óptica 112 que se utiliza para medir la profundidad de la bolsa capsular
- 50 posterior en un ojo afáquico para adaptarse a la diferente distancia del objeto. En algunas realizaciones, se pueden utilizar el mismo sistema de óptica 112 y el mismo detector 124 para medir la profundidad de la bolsa capsular posterior en un ojo afáquico, así como la ACD en un ojo fáquico con o sin la necesidad de ajustes.

La FIG. 4 muestra una imagen de ejemplo 230 formada en el detector 224 durante un proceso de medición. La FIG. 4 incluye un sistema de coordenadas similar al sistema de coordenadas mostrado en la FIG. 2. La imagen 230 incluye un punto central 232 que corresponde a la luz dispersada en la superficie de la córnea 204, un primer punto objetivo 234 que corresponde a la luz dispersada por la primera

- 5 posición 220 en el cristalino 206, y un segundo punto objetivo 236 correspondiente a la luz dispersada por la segunda ubicación 222 en la lente cristalina 206. El procesador 226 puede estar configurado para calcular la distancia y₁' basándose en la ubicación de los puntos 232, 234, 236 de una manera similar a la descrita anteriormente. Cabe señalar que los puntos objetivo 234, 236 pueden estar ligeramente más juntos que los puntos objetivo 134, 136, lo que indica que la distancia y₁' que es medida por la imagen 230
- 10 es más corta que la distancia y_1 que es medida por la imagen 130.

Se pueden medir otras distancias dentro del ojo del paciente de manera similar. Por ejemplo, se puede medir la profundidad de la bolsa capsular afáquica anterior. Esta distancia puede ser entendida como, por ejemplo, la distancia entre la superficie de la córnea y la superficie de la bolsa capsular afáquica anterior.

- 15 Esta medición se puede realizar, por ejemplo, intra-operatoriamente después de que se haya retirado la lente del cristalino natural, pero antes o después de que el globo y la bolsa capsular hayan sido inflados (por ejemplo, con solución salina básica o material visco-elástico). Esta distancia se puede utilizar, por ejemplo, por separado, o en conjunción con, la profundidad posterior de la bolsa capsular afáquica para el cálculo de la PEL para una LIO. Por ejemplo, en el caso de una LIO que se inserta en la bolsa capsular, la
- 20 PEL estimada puede ser seleccionada para que sea alguna fracción de la trayectoria entre estas dos distancias. También son posibles otras relaciones relativas a estas dos distancias hasta la PEL prevista de una LIO en el saco capsular, y pueden ser determinadas mediante, por ejemplo, análisis de regresión, tal como se describe en el presente documento. Además, la medición de la profundidad de la bolsa capsular anterior se puede utilizar para el cálculo de la posición predicha de una lente de surco. Por
- 25 ejemplo, la PEL prevista de una lente de surco podría estar relacionada con la distancia desde la superficie de la córnea a la superficie anterior de la bolsa capsular restando una constante derivada empíricamente a partir de la distancia medida. También son posibles otras relaciones que relacionan esta distancia con la PEL estimada de una lente de surco y pueden ser determinadas mediante, por ejemplo, análisis de regresión, tal como se describe en el presente documento.
 - Además, la distancia entre la superficie de la córnea 204 y la pared posterior de la bolsa capsular se pueden medir en el ojo fáquico 202 utilizando luz dispersada por las posiciones 238, 240 donde los haces de luz 216, 218 golpean la pared posterior de la bolsa capsular. En algunas realizaciones, la imagen 230 formada en el detector 224 puede incluir más puntos que los mostrados en la FIG. 4. Por ejemplo, la
- 35 imagen también puede incluir manchas correspondientes a la luz dispersada por las posiciones 238, 240 en la superficie posterior de la bolsa capsular, o por otras estructuras dentro del ojo. En algunas realizaciones, el procesador 226 puede estar configurado para identificar los puntos relevantes para la medición deseada, e ignorar otras manchas en la imagen. Por ejemplo, el procesador 224 puede no tener en cuenta los puntos fuera de un intervalo factible para la medición deseada o tener en cuenta
- 40 únicamente los puntos que son suficientemente brillantes o que se encuentran suficientemente en el foco. En algunas realizaciones, el sistema de óptica 212 puede tener una profundidad de campo relativamente corta y estar configurado para enfocar solamente los puntos que se encuentran en el intervalo factible para la medición deseada.
- 45 En algunas realizaciones, el procesador 226 puede ajustar los cálculos, el sistema de óptica 212, u otros componentes del sistema de medición oftálmica 200 basándose en la información recibida a través de la interfaz de usuario 242 con respecto al ojo del paciente 202 o a la medición que se va a realizar. Por ejemplo, debido a que la potencia de refracción de un ojo afáquico es diferente de la potencia de refracción del ojo fáquico correspondiente, en algunas realizaciones, el sistema de medición 200 puede
- 50 ajustar el sistema de óptica 212 (por ejemplo, mediante el ajuste de la posición de las lentes) para cambiar la longitud focal de la cámara dependiendo de si el ojo que está siendo medido es fáquico o afáquico. Dichos ajustes se pueden utilizar para compensar el mayor o menor grado en el cual la potencia de refracción de un ojo afáquico o fáquico hace que la luz dispersada (por ejemplo, desde la superficie anterior de la lente natural o desde la superficie posterior de la bolsa capsular afáquica) sea convergida o
- 55 divergida antes de salir del ojo y que es recogida por el sistema de óptica 112.

60

Son posibles muchas variaciones en los sistemas mostrados en las FIG. 1 y 3. Por ejemplo, los láseres pueden estar situados a diferentes distancias longitudinales del ojo, o a diferentes distancias desde el eje óptico definido por el sistema de óptica. En algunas realizaciones, los láseres pueden estar orientados en diferentes ángulos con respecto al eje óptico definido por el sistema de óptica. En algunas realizaciones, los láseres pueden estar orientados en diferentes ángulos con respecto al eje óptico definido por el sistema de óptica. En algunas realizaciones, los láseres pueden estar orientados en diferentes ángulos con respecto al eje óptico definido por el sistema de óptica. En algunas realizaciones, los láseres pueden estar orientados de modo que se cruzan en una ubicación en la cómea que no se

- los láseres pueden estar posicionados de modo que se cruzan en una ubicación en la córnea que no se cruza con el eje visual del ojo o de modo que se cruzan en alguna otra estructura del ojo que es relevante para la medición deseada.
- 65 Aunque las realizaciones descritas anteriormente dan a conocer sistemas de medición que utilizan dos láseres, se pueden utilizar otras cantidades de láser. Por ejemplo, en algunas realizaciones, se puede utilizar un único láser. La FIG. 5 muestra una imagen de ejemplo 330 formada sobre un detector en un

sistema de medición oftálmica similar a los de las FIG. 1 y 3, pero con un único láser. La FIG. 5 incluye un sistema de coordenadas similar al sistema de coordenadas descrito en relación con la FIG. 2 más arriba. La imagen 330 incluye un punto central que corresponde a luz dispersada en, por ejemplo, la superficie de la córnea del ojo. La imagen también incluye un punto objetivo 334 correspondiente a la luz dispersada

- 5 por, por ejemplo, la pared posterior de la bolsa capsular en un ojo afáquico. En ese momento, se puede determinar la distancia y₁" (que puede ser la misma distancia y₁ que se muestra en la FIG. 1) entre la superficie de la córnea y la pared posterior de la bolsa capsular basándose en parte en las posiciones de los puntos 332, 334. Por ejemplo, la distancia y₁" puede calcularse a partir del componente x₁" de dirección x de la distancia entre la superficie de la córnea y la que se muestra en la posiciones de los puntos 332, 334.
- 10 dispersa la luz (determinada a partir de las posiciones de los puntos 332, 334) y el ángulo θ" del haz de luz de entrada mediante la utilización de la ecuación (3) que se proporciona a continuación:

 $y_1'' = \frac{x_1''}{\tan(\theta'')}$ (3)

- 15 En algunas realizaciones, se pueden posicionar cuatro láseres alrededor del eje óptico, y orientarse de manera que los cuatro haces de luz se cruzan en el mismo punto en la superficie de la córnea. La FIG. 6 muestra una imagen de ejemplo 430 formada sobre un detector de un sistema de medición oftálmica similar al de las FIG. 1 y 3 pero con cuatro láseres. La FIG. 6 incluye un sistema de coordenadas similar al sistema de coordenadas descrito en relación con la FIG. 2 más arriba. El punto central corresponde a luz dispersada en la superficie de la córnea del ojo. Los cuatro puntos objetivo 434, 435, 436, 437
- corresponden a la luz de los respectivos cuatro haces de luz que se dispersa en, por ejemplo, la pared posterior de la bolsa capsular. A continuación, puede determinarse la distancia entre la superficie de la córnea y la pared posterior de la bolsa capsular basándose en parte en la distancia entre el primer punto objetivo 434 y el tercer punto objetivo 436 y la distancia entre el segundo punto objetivo 435 y el cuarto
- 25 punto objetivo 437 . La utilización de cuatro láseres puede proporcionar información sobre la medición deseada a lo largo de dos ejes, que en algunas realizaciones puede ser ortogonal, tal como se ilustra en la FIG. 6. Por ejemplo, si la distancia entre el primer punto objetivo y el tercer punto objetivo 434, 436 es menor que la distancia entre el segundo punto objetivo y el cuarto punto objetivo 435, 437, ello puede indicar que la distancia a medir es más corta a lo largo del eje medido por el primer y tercer punto objetivo
- 30 434, 436 que a lo largo del eje medido por el segundo y cuarto punto objetivo 435, 437.

En algunas realizaciones, los láseres adicionales pueden utilizarse para recopilar datos adicionales con respecto a la superficie que se está midiendo. Por ejemplo, se puede utilizar una cuadrícula de 8, 12, 16, u otro número de láseres para medir la distancia desde la superficie de la córnea a la superficie que se diferencia desde la superficie de la córnea de superficie que se diferencia desde la superficie de la córnea a la superficie que se diferencia desde la superficie de la córnea de superficie que se diferencia desde la superficie de la córnea de superficie que se diferencia desde la superficie de la córnea de superficie que se diferencia desde la superficie que se diferencia de superf

- 35 mide a diferentes distancias desde el eje visual del ojo. Por lo tanto, el sistema de medición puede ser utilizado para generar un mapeo más completo de la superficie de, por ejemplo, la pared posterior de la bolsa capsular, lo que permite una predicción más precisa de la posición postoperatoria de la LIO y por lo tanto una selección más precisa de la potencia de la LIO. En algunas realizaciones, las mediciones llevadas a cabo por los diversos conjuntos de láseres en la red se pueden realizar en diferentes
- 40 momentos para evitar el solapamiento de puntos objetivo en el detector. En algunas realizaciones, los láseres pueden ser móviles (por ejemplo, usando cardanes y guías lineales) y se pueden utilizar para tomar mediciones desde múltiples posiciones, de modo que se puede obtener un mapeo relativamente profundo de la superficie usando un número reducido de láseres.
- 45 En algunas realizaciones, el procesador (por ejemplo, 126, 226) puede determinar si el sistema de medición oftálmica (por ejemplo, 100, 200) está posicionado correctamente en el lugar deseado en relación con el ojo del paciente basándose en parte en los puntos formados en el detector del sistema de medición. La FIG. 7A muestra una imagen de ejemplo 530 formada en el detector en un sistema de medición oftálmica similar a las de las FIG. 1 y 3, pero cuando los láseres (por ejemplo, 108, 110, 208,
- 50 210) están orientados de tal manera que los haces de luz (por ejemplo, 116, 118, 216, 218) no se cortan en la superficie corneal del ojo. La FIG. 7A incluye un sistema de coordenadas similar al sistema de coordenadas descrito en relación con la FIG. 2 más arriba. La imagen 530 se puede formar cuando se coloca el sistema de medición de modo que la distancia longitudinal desde el ojo del paciente (por ejemplo, y₂, y₂') es mayor o menor que la distancia longitudinal deseada, haciendo que los haces de luz
- 55 emitidos por los láseres se crucen en una ubicación por delante o por detrás de la córnea del ojo. Debido a que los haces de luz se cruzan antes o después de llegar a la córnea, impactan con la córnea en dos puntos diferentes. La imagen 530 puede incluir un primer punto central 532 correspondiente a la luz del primer haz de luz que se dispersa en una primera ubicación en la córnea del ojo. Un segundo punto central 533 de la imagen 530 puede corresponder a la luz del segundo haz de luz que se dispersa en una
- 60 segunda ubicación en la córnea del ojo.

La imagen 530 puede incluir también puntos objetivo 534, 536 correspondientes a la luz dispersada por la superficie en el ojo que se está midiendo, tal como se ha descrito anteriormente. Sin embargo, debido a que los haces de luz no se cruzan en la superficie de la córnea del ojo, la distancia entre los puntos objetivo 534. 536 puede producir mediciones imprecisas si no se compensa correctamente. Por lo tanto.

- 5 en algunas realizaciones, el procesador puede configurarse para analizar los datos proporcionados por el detector y sólo para aceptar datos con finalidades de medición cuando los dos puntos centrales 532, 533 se superponen sustancialmente para formar un solo punto central, tal como se muestra, por ejemplo, en la imagen de ejemplo 130 de la FIG. 2. Por lo tanto, el sistema de medición puede funcionar para confirmar que el sistema de posicionamiento (o el usuario) ha posicionado adecuadamente el sistema de medición a
- 10 la distancia de trabajo deseada y2, y2' antes de realizar, o mientras se realizan, las mediciones del ojo. La formación de dos puntos centrales 532, 533 también puede indicar que uno o ambos láseres están orientados incorrectamente o que se ha producido algún otro funcionamiento incorrecto.
- En algunas realizaciones, el sistema de medición (por ejemplo, 100, 200) puede proporcionar información 15 de posicionamiento a un sistema de alineado automático, o para el usuario. Por ejemplo, cuando el aparato está colocado a una distancia de trabajo y2, y2' que resulta en dos puntos centrales distintos 532, 533, el procesador puede provocar que el aparato se mueva longitudinalmente con respecto al ojo hasta que se forma un único punto central. El procesador también se puede configurar para alinear el aparato con el vértice del ojo moviendo sistemáticamente el aparato para localizar la posición más alta en el ojo 20 que forma un solo punto central en el detector de sistema de medición.

En algunas realizaciones, el sistema de medición (por ejemplo, 100, 200) puede determinar si su posición longitudinal es mayor o menor que la distancia longitudinal deseada del ojo. Por ejemplo, si los puntos centrales 532, 533 convergen a medida que el sistema de medición se aproxima más al ojo o divergen a medida que el sistema de medición se aleja del ojo, ello puede indicar que los láseres se cruzan antes de

- 25 alcanzar la superficie de la córnea del ojo. Por el contrario, si los puntos centrales 532, 533 divergen a medida que el sistema de medición, se aproxima más al ojo o convergen a medida que el sistema de medición se aleja del ojo, ello puede indicar que los láseres se cruzan después de pasar a través de la superficie de la córnea del ojo. Como alternativa, los láseres pueden tener diferentes tamaños, utilizar 30
- diferentes frecuencias de luz, ya sean de tiempo o de frecuencia modulada, etc., de manera que el sistema pueda determinar cuál de los puntos centrales 532, 533 corresponde a cada láser. Por ejemplo, si el punto central 532 en el lado derecho de la imagen 530 corresponde a la luz emitida desde el primer láser y el punto central 533 en el lado izquierdo de la imagen corresponde a la luz emitida desde el segundo láser, el sistema puede determinar que los láseres se han cruzado antes de alcanzar la 35 superficie de la córnea. Si las ubicaciones de los puntos centrales 532, 533 se intercambian, el sistema
- puede determinar que los láseres se cruzan después de pasar a través de la superficie de la córnea.

La FIG. 7B ilustra esquemáticamente una realización de un sistema de medición oftálmica 500 para la medición de dimensiones de o en el interior del ojo de un paciente 502 utilizando dos láseres 508, 510 40 que se no cruzan en la córnea del ojo 502. Los láseres 508, 510 emiten haces de luz láser 516, 518 que se cruzan en un punto 504 antes de la superficie de la córnea del ojo 502. Los haces de luz 516, 518 chocan con la superficie corneal del ojo en punto 503 y en el punto 505, respectivamente, se propagan a través del ojo y chocan con la superficie posterior de la bolsa capsular afáquica 506 en el punto 520 y en el punto 522, respectivamente. En cada uno de los puntos 503, 505, 520, 522 una parte de la luz es

- 45 dispersada por la córnea o por la bolsa capsular. Una parte de la luz dispersada es recogida por la óptica 512 y dirigida a un detector 524. Una imagen (como por ejemplo la imagen 530 que se muestra en la Fig. 7A) se forma en el detector 524 que tiene dos puntos centrales 532, 533 y dos puntos objetivo 534, 536. El detector 534 puede ser acoplado electrónicamente a un procesador 526, que puede ser acoplado a una memoria 538 adecuada y a una interfaz de usuario 542.
- 50

El procesador 526 puede estar configurado para calcular la distancia y1" desde la superficie de la córnea a la pared posterior de la bolsa capsular afáquica 106 basándose en parte en los datos recibidos desde el detector 524. El procesador 526 puede estar configurado para calcular la distancia x₂" entre los puntos 503, 505 donde los haces de láser 516, 518 se cruzan con la córnea del ojo 502 basándose al menos en

- 55 parte en las posiciones de los puntos centrales 532, 533 en la imagen 530. Del mismo modo, el procesador 526 puede estar configurado para calcular la distancia x1" entre los puntos 520, 522 en la superficie posterior de la bolsa capsular afáquica 506 basándose al menos en parte en las posiciones de los puntos objetivo 534, 536. Si el sistema 500 determina que los haces de láser 516, 518 se cruzan antes de alcanzar la superficie de la córnea (por ejemplo, tal como se ha descrito anteriormente), la distancia
- 60 y1" puede definirse mediante la ecuación (4) que se proporciona a continuación, en la que y3" es la distancia desde el punto 504 donde los haces de láser 515, 518 se cruzan hacia la pared posterior de la bolsa capsular afáquica e y2 " es la distancia desde la ubicación donde los haces de láser 516, 518 se cruzan hacia la superficie de la córnea del ojo 502.

$$y_1'''=y_3'''-y_2'''$$
 (4)

En algunas realizaciones, la refracción de los haces de luz 516, 518 a medida que entran en el ojo y se propagan a través de las transiciones dentro del ojo puede ser ignorada, de manera que los haces de luz 516, 518 pueden ser tratados como si se propagasen desde la superficie corneal a la pared posterior de la bolsa capsular 506 al mismo ángulo θ'' distinto de cero con respecto al eje óptico 514. En esta realización, las distancias y₃''' e y₂''' pueden calcularse utilizando las ecuaciones (5) y (6) que se proporcionan a continuación.

$$y_3^{\prime\prime\prime\prime} = \frac{\frac{1}{2} x_1^{\prime\prime\prime\prime}}{\tan(\theta)}$$
(5)

$$y_2''' = \frac{\frac{1}{2}x_2'''}{\tan(\theta)}$$
⁽⁶⁾

$$y_{1}^{'''=} \frac{\frac{1}{2} (x_{1}^{'''-} x_{2}^{'''})}{\tan(\theta)}$$
(7)

10

15

La ecuación (4) puede entonces ser reescrita como ecuación (7) tal como se proporciona a continuación. Si el sistema 500 determina que los haces de láser 516, 518 se cruzan después de pasar a través de la superficie de la córnea (tal como se describe anteriormente), la distancia y_1 " puede calcularse utilizando la fórmula (8) que se proporciona a continuación.

 $y_{1}^{'''=} \frac{\frac{1}{2} (x_{1}^{'''+} x_{2}^{'''})}{\tan(\theta)}$ ⁽⁸⁾

Además, en algunas realizaciones, también se puede utilizar un sistema de alineado (por ejemplo, 608 tal como, por ejemplo, se describe en el presente documento) para determinar las distancias ilustradas en la FIG. 7B. Por ejemplo, el sistema de alineado se puede utilizar para determinar y₂". Tal como se ha descrito anteriormente, en algunas realizaciones, los cálculos descritos en este documento pueden ser alterados para tener en cuenta la refracción de los haces de luz 516, 518 a medida que entran en el ojo 502 y / o la refracción a medida que la luz se propaga a través de las diversas transiciones dentro del ojo 502.

La FIG. 8 muestra esquemáticamente una realización de un aparato oftálmico 600 que incluye un sistema de medición 606, un sistema de alineado 608, y un aberrómetro de frente de onda 610 montado sobre un microscopio quirúrgico 602. El aparato 600 puede incluir un módulo auxiliar 604 unido al microscopio

30 quirúrgico 602. El módulo auxiliar 604 puede incluir el sistema de medición 606, tal como se describe en el presente documento, el sistema de alineado 608, y el aberrómetro de frente de onda 610. El sistema de medición 606 se puede utilizar, por ejemplo, para la medición anterior y / o posterior de la profundidad de

la bolsa capsular o ACD. El sistema de alineado 608 puede ser utilizado para el posicionamiento transversal y longitudinal del aparato oftálmico 600 en una posición deseada con respecto al ojo del paciente, tal como se describe en el presente documento. El aberrómetro de frente de onda 610 se puede utilizar, por ejemplo, para realizar mediciones de potencia de refracción intraoperatoria del ojo del

- 5 paciente. Por ejemplo, las mediciones intraoperatorias de la potencia de refracción total del ojo afáquico del paciente podrían ser utilizadas en el cálculo de la potencia de la LIO en lugar de, o además de, las mediciones preoperatorias de la curvatura y la longitud axial de la córnea.
- Aunque el sistema de medición 606, el sistema de alineado 608, y el aberrómetro de frente de onda 610 se ilustran como un único módulo 604, otras configuraciones son también posibles. Por ejemplo, el sistema de medición 606, el sistema de alineado 608, y el aberrómetro de frente de onda 610 pueden estar dispuestos como dos o tres módulos separados. En algunas realizaciones, el sistema de medición 606 y el aberrómetro de frente de onda 610 pueden estar acoplados mecánicamente y / u ópticamente de forma rígida (tal como se describe en más detalle a continuación). El sistema de alineado 608 también
- 15 puede estar acoplado mecánicamente de forma rígida al sistema de medición 606. En algunas realizaciones, el módulo auxiliar 604 puede estar unido al microscopio quirúrgico 602 de forma desmontable mediante una o más fijaciones 616.
- La FIG. 8 ilustra un sistema de coordenadas x-y-z similar a los sistemas de coordenadas de las FIG. 1 y 3 como referencia. Con finalidades de conveniencia el eje y está alineado con el eje visual del ojo del paciente, con los ejes x y z ejes mutuamente ortogonales al eje y.

El sistema de alineado 608 puede ser similar al sistema de alineado se describe que en la Publicación de Patente No. US 2009/0103050. También se pueden utilizar otros tipos de sistemas de alineado. Tal como se ha descrito anteriormente, en algunas realizaciones, el sistema de medición 606 se puede utilizar para proporcionar información de posicionamiento, y el sistema de medición 606 puede ser utilizado en conjunción con, o en lugar de, el sistema de alineado 608 para posicionar el aparato 600 con respecto al ojo 612 del paciente 614.

30 El aberrómetro de frente de onda 610 puede ser, por ejemplo, un aberrómetro de frente de onda Talbot-Moire de tipo interferómetro, como por ejemplo el aberrómetro de frente de onda que se describe en la Patente no. US 6,736,510. Se debe entender que también se pueden utilizar otros tipos de aberrómetro de frente de onda. En algunas realizaciones, el aberrómetro de frente de onda 610 se puede omitir, o puede utilizarse un instrumento oftálmico diferente (por ejemplo, un queratómetro, un topógrafo corneal, o el sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT)) además de, o en lugar de, el aberrómetro de frente de onda 110, dependiendo del procedimiento que se vaya a realizar.

El microscopio quirúrgico 602 puede ser de cualquier estilo o configuración adecuada y conocida en la técnica, o que todavía no haya sido ideado. El módulo auxiliar 604, y especialmente los elementos de fijación 616, se pueden configurar para fijarse firmemente a una variedad de microscopios quirúrgicos. El microscopio quirúrgico 602 puede incluir un ocular 618, que puede ser binocular o monocular, lo que permite a un cirujano ver una región del ojo 612. El microscopio quirúrgico 602 también puede incluir una fuente de luz 620 para iluminar el ojo del paciente 612, un botón de enfoque 622 para ajustar el enfoque del microscopio quirúrgico 602, y una lente de objetivo 624 para recoger la luz del ojo del paciente 612.

45 En algunas realizaciones, el microscopio quirúrgico 602 está soportado por encima del ojo del paciente mediante un mástil ajustable.

En algunas realizaciones, el sistema de medición 606 y / o el aberrómetro de frente de onda 610 operan utilizando luz de longitudes de onda no visibles. Por lo tanto, el módulo auxiliar 604 también puede incluir un reflector selectivo de longitud de onda 626 que pasa la luz visible a la lente objetivo 624, mientras refleja la luz utilizada por el sistema de medición 606 y / o el aberrómetro de frente de onda 610, que puede ser, por ejemplo, en el intervalo próximo al infrarrojo, para el sistema de medición 606 y / o el aberrómetro de frente de onda 610 incluido dentro del módulo auxiliar 604. Cabe señalar que el módulo auxiliar 604 puede incluir componentes ópticos adicionales, como por ejemplo reflectores, lentes, divisores de haz, filtros, etc. para el direccionamiento de la luz hacia y entre los componentes contenidos

en el mismo.

La FIG. 9 ilustra esquemáticamente una forma de realización del sistema de medición 606, el sistema de alineado 608, y el aberrómetro de frente de onda 610. La FIG. 9 ilustra un sistema de coordenadas x-y-z similar a los sistemas de coordenadas descritos anteriormente como referencia. Cabe señalar que la FIG. 9 es una ilustración esquemática, y la disposición ilustrada en la misma ello no indica necesariamente las ubicaciones reales y las direcciones utilizadas en el aparato 600. Por ejemplo, las trayectorias ópticas se ilustran como si estuviesen situadas en el plano x-y por motivos de simplicidad, aunque algunas de las vías ópticas pueden estar dirigidas al menos en parte en la dirección z.

65

60

En la realización ilustrada en la FIG. 9, el aberrómetro de frente de onda 610 incluye un láser 628 que genera un haz delgado de luz que tiene un frente de onda planar que está dirigido por un primer divisor de

haz 630 y un reflector selectivo de longitud de onda 626 hacia el ojo del paciente 612. La luz láser pasa a través de la córnea y la pupila del ojo del paciente e incide en la retina. La luz láser se dispersa desde la retina y se propaga a través de la córnea del ojo 612 y hacia el reflector selectivo de longitud de onda 626.

- 5 Las características del ojo 612, incluida la forma de la córnea, alteran el frente de onda planar de la luz dispersada, y por tanto, codifican la información sobre la forma de la córnea y la potencia de refracción del ojo en el frente de onda alterado. El frente de onda alterado es reflejado por el reflector selectivo de longitud de onda 626, pasa a través del primer divisor de haz 630, es reflejado por un segundo divisor de haz 632, pasa a través de una primera lente doble 634, es re-dirigido por un primer y un segundo
- 10 reflectores de relé 636, 638, y pasa a través de una segunda lente doble 640. Un par de retículas, o rejillas, 642, 644 se encuentran dispuestas entre la segunda lente doble 638 y el detector del aberrómetro 646. En algunas realizaciones, el detector del aberrómetro 646 puede ser un dispositivo de carga acoplada (CCD), aunque también pueden utilizarse otros detectores. Las retículas 642, 644 pueden generar patrones de franjas en el detector del aberrómetro 646 que son detectadas y utilizadas para
- 15 determinar la forma del frente de onda alterada en, por ejemplo, la forma descrita en la patente no. US. 6,736,510. A continuación, la forma del frente de onda alternativa, se puede utilizar para determinar, por ejemplo, la potencia esférica, la potencia cilíndrica, y el eje cilíndrico del ojo del paciente.
- El sistema de medición 606 puede incluir uno o más láseres 648, solamente uno de los cuales se muestra por motivos de simplicidad, orientados para dirigir la luz hacia el ojo tal como se ha descrito anteriormente. En algunas realizaciones, los láseres 648 se pueden fijar de forma rígida a la parte exterior de una carcasa asociada con el módulo auxiliar 604, o dentro de la carcasa de tal manera que la luz láser se dirija a través de aberturas en la carcasa hacia el ojo del paciente 612. En algunas realizaciones, los láseres 648 se pueden fijar con ángulos fijos.
 - Cuando se coloca correctamente, la luz láser puede entrar en el ojo a través de la superficie de la córnea 650 del ojo 612 e incidir sobre la superficie del objetivo 652 (por ejemplo, la pared posterior de la bolsa capsular). La luz puede ser dispersada tanto por la superficie de la córnea 650 como por la superficie del objetivo 652 dentro del ojo 612. La luz dispersada se refleja en el reflector selectivo de longitud de onda 626 pareo e través de la primer divisor de las concertos de la concerto de la córnea de las concertos d
- 30 626, pasa a través del primer divisor de haz 630 y del segundo divisor de haz 632, pasa a través de una tercera lente doble 654, es redirigida por dos reflectores 656, 658, y pasa a través de un cuarto doblete de lente 660 hacia un detector de sistema de medición 662. Tal como se ha descrito anteriormente, la luz recibida por el detector 662 se puede utilizar para determinar la distancia entre la superficie de la córnea 650 y la superficie del objetivo 652 dentro del ojo 612.
- 35

40

60

En algunas realizaciones, un eje óptico 676 del aparato está definido por la óptica del sistema de medición 606 y / o del aberrómetro de frente de onda 610. En algunas realizaciones, el sistema de medición 606 y el aberrómetro de frente de onda 610 están diseñados para funcionar a una distancia de trabajo común, de modo que ambos pueden recoger datos precisos cuando el aparato 600 está correctamente alineado en una posición transversal y longitudinal deseada.

En algunas realizaciones, los láseres 648 del sistema de medición 606 pueden utilizar la misma longitud de onda (por ejemplo, 780 nm) de luz que el láser 628 del aberrómetro de frente de onda 610. Por lo tanto el reflector selectivo de longitud de onda 626 se puede utilizar para dirigir la luz tanto desde el

- 45 aberrómetro de frente de onda 610 como desde el sistema de medición 606 hacia el segundo divisor de haz 632. En algunas realizaciones, las mediciones realizadas por el sistema de medición 606 y el aberrómetro de frente de onda 610 se pueden realizar en diferentes momentos para que la luz de un sistema no afecte a las mediciones tomadas por el otro. En algunas realizaciones, los láseres 648 pueden utilizar una longitud de onda de la luz distinta de la del láser 628, de modo gue las mediciones se pueden
- 50 tomar utilizando el sistema de medición 606 al mismo tiempo que se realizan las mediciones utilizando el aberrómetro de frente de onda 610, lo que provoca un menor tiempo de espera durante el procedimiento quirúrgico En dichas realizaciones, el reflector selectivo de longitud de onda 626 puede estar configurado para dirigir la luz de ambas longitudes de onda hacia el segundo divisor de haz 632. En algunas realizaciones, el aparato 600 puede utilizar uno o más reflectores selectivos de longitud de onda para guiar la luz de una longitud de onda hacia el detector de aberrómetro 646 y la luz de otra longitud de onda
- hacia el detector del sistema de medición 662.

El sistema de alineado 608 puede incluir una o más fuentes de luz, como por ejemplo diodos emisores de luz (LED) 664, 666. Los LED 664, 666 se pueden colocar, por ejemplo, alrededor del eje óptico 676 del aparato y cerca de la ventana de entrada 668 del aberrómetro de frente de onda 610. En algunas realizaciones, los LED 664, 666 utilizan una longitud de onda de luz distinta de la de los láseres 648, 628. Por ejemplo, los LED pueden utilizar luz que tiene una longitud de onda de 880 nm, aunque también se puede utilizar luz de otras longitudes de onda. El sistema de alineado 608 también incluye una cámara de

alineado que tiene la óptica de alineado 670 y un detector de alineado 672. La óptica de alineado 670 puede definir un eje óptico de alineado 674, que se cruza con la córnea del ojo 612 En algunas realizaciones, el eje óptico de alineado 674 se cruza con el eje óptico definido por la óptica del sistema de

medición 606 y / o el aberrómetro de frente de onda 610 en la superficie de la córnea del ojo cuando el aparato 600 se coloca en la ubicación deseada con respecto al ojo del paciente 612

- La luz emitida por los LED 664, 666 se propaga hacia la córnea del ojo 612 y una parte de la luz es reflejada por la córnea generalmente a lo largo del eje óptico de alineado 674 para que pase a través de la óptica de alineado 670 que crea una imagen de los LED 664, 666 en el detector de alineado 672, que puede ser, por ejemplo, un sensor CCD. El posicionamiento de las imágenes de los LED 664, 666 dependerá, en general, de la posición espacial del aparato 600 y de la curvatura de la córnea de los ojos del paciente. En algunas realizaciones, se puede definir una localización de referencia en el detector 672
- 10 basándose en la curvatura de la córnea del ojo del paciente 612 y en la posición deseada del aparato 600 con respecto al ojo 612. A partir de la posición de la imagen de los LED 664, 666 en relación con la ubicación de referencia y la nitidez / enfoque de la imagen de los LED 664, 666, el sistema de alineado 608 puede proporcionar información de alineado para posicionar el aparato 600 en la ubicación de relativa deseada para el ojo 612, tal como se describe en más detalle en la Publicación de Patente No. US
- 15 2009/0103050. En algunas realizaciones, el sistema de posicionamiento 608 puede posicionar el aparato 600 a una distancia de 1 mm. 500 μm, 300 μm, o 150 μm de la ubicación deseada con respecto al ojo del paciente 612.
- El aparato 600 incluye un procesador 676, que puede estar en comunicación electrónica con el sistema de medición del detector 662, con el detector de aberrómetro 646, y con el detector de alineado 672. El procesador también puede estar en comunicación electrónica con un módulo de memoria 678 tal como se ha descrito anteriormente, así como con un monitor de vídeo 680 u otro dispositivo de visualización para transmitir información al usuario. El procesador 676 puede recibir y procesar datos de los detectores 646, 662, 672, tal como se describe en el presente documento. En algunas realizaciones, el procesador 676
- 25 puede utilizar los datos de más de uno de los detectores 656, 662, 672 para realizar una función, como por ejemplo producir información de posicionamiento. Por ejemplo, tal como se ha descrito anteriormente, en algunas realizaciones, los datos del sistema de medición 606 se pueden utilizar en conjunción con el sistema de alineado 608 para producir información de posicionamiento.
- 30 El aparato 600 puede incluir actuadores (que no se muestran) para ajustar automáticamente la posición del aparato 600 sobre la base de la información de posicionamiento. El aparato 600 también puede incluir controles (que no se muestran) que permiten que el usuario ajuste la posición del aparato 600 de acuerdo con la información de posicionamiento proporcionado, por ejemplo, a través del monitor de imagen 680.
- 35 En algunas realizaciones, el sistema de medición oftálmica 606 y el aberrómetro de frente de onda 610 pueden utilizar el mismo detector. La FIG. 10 ilustra esquemáticamente una realización del sistema de óptica 700 de un sistema de medición oftálmica (por ejemplo, 100, 200, 606) para recoger la luz dispersada por el ojo 752 tanto desde el sistema oftálmico de medición 606 como desde el aberrómetro de frente de onda 610 y dirigir la luz a un detector compartido 762. Una parte de la luz dispersada es
- 40 reflejada por un reflector de longitud de onda selectiva 726 (626 en la FIG. 8) en un divisor de haz 730, que transmite una parte de la luz dispersada hacia una primera lente 754. El reflector selectivo de longitud de onda 726 se puede utilizar, por ejemplo, tal como se describe en el presente documento, para transmitir la luz visible a un microscopio quirúrgico a la vez que refleja la luz infrarroja utilizada por el sistema de medición 606 y el aberrómetro de frente de onda 610. El divisor de haz 730 puede ser
- 45 utilizado, por ejemplo tal como se describe aquí, para dirigir una parte de un haz de luz láser desde un láser (628 en la FIG. 8) hacia el ojo 752 para ser utilizada por el aberrómetro de frente de onda 610.

La primera lente 754 puede ser un doblete de lente y puede funcionar con la potencia óptica de la luz dispersada. Por ejemplo, la lente 754 puede actuar para converger la luz dispersada, y dirigirla a un primer reflector 756, que refleja la luz a un segundo reflector 758. El segundo reflector 758 puede dirigir la luz dispersada a través de una abertura espacial 759 hacia una segunda lente 760, que puede ser un doblete de lente y puede operar con potencia óptica en la luz dispersada. Por ejemplo, la lente 760 puede actuar para converger aún más la luz dispersada con el fin de formar una imagen real en el detector 762. Se debe entender que también se pueden utilizar muchas otras opciones para los componentes ópticos en el sistema de óptica 700 y en el diseño del mismo. El sistema óptico 700 puede incluir un par de rejillas

55 en el sistema de óptica 700 y en el diseño del mismo. El sistema óptico 700 puede incluir un par de (que no se muestran en la FIG. 10) colocadas entre la lente 760 y el detector compartido 762.

En algunas realizaciones, las posiciones de los elementos ópticos del sistema óptico 700 son fijas. En algunas realizaciones, algunos de los elementos ópticos del sistema 700 pueden ser móviles. Por ejemplo, la lente 760 y / o la lente 754 pueden ser móviles a fin de ajustar la longitud focal efectiva del sistema de óptica 700 dependiendo de la medición que se tome (por ejemplo, profundidad de la bolsa capsular afáquica posterior o anterior o ACD), las características del ojo que se está midiendo (por ejemplo, fáquico o afáquico), si se está utilizando el sistema de medición 606 o el aberrómetro de frente de onda 610, etc. Por lo tanto, el sistema de óptica 700 puede estar configurado para formar una imagen

65 nítida, enfocada en el detector 762 para una variedad de aplicaciones. En algunas formas de realización, las rejillas pueden ser móviles de manera que puedan ser colocadas en la trayectoria óptica cuando el aberrómetro de frente de onda está siendo utilizado, y retiradas de la trayectoria óptica cuando el sistema

de medición 606 está siendo utilizado. En algunas formas de realización, las rejillas pueden permanecer en la trayectoria óptica cuando el sistema de medición 606 está siendo utilizado.

- La FIG. 10 contiene un sistema de coordenadas x-y-z en el que el eje y está alineado con el eje visual del ojo y los ejes x y z son mutuamente ortogonales al eje de coordenadas y. Se pueden utilizar otros sistemas de coordenadas, y los elementos ópticos ilustrados en la FIG. 10 pueden estar orientados en direcciones distintas de la que se muestra en la FIG. 10.
- La FIG. 11 ilustra esquemáticamente la luz del aparato oftálmico de la FIG. 8 interactuando con un modelo óptico de un ojo del paciente 800 durante un proceso de medición. La FIG. 11 contiene un sistema de coordenadas x-y-z en el que el eje y está alineado con el eje visual del ojo y los ejes x y z son mutuamente ortogonales al eje de coordenadas y. Se pueden utilizar otros sistemas de coordenadas.
- Un primer haz de luz láser 802 entra en contacto con la córnea 804 del ojo 800 en la superficie de la córnea 806. Una parte de la luz 802 se dispersa en la superficie de la córnea, que se muestra en la FIG. 11 en forma de líneas discontinuas 807. El primer haz de luz láser 802 pasa a través de varias estructuras del ojo, incluyendo la córnea 804, el humor acuoso 808, etc. El primer haz de luz láser 802 puede refractarse a medida que entra en el ojo 800 y se propaga a través de las diversas estructuras del ojo. El primer haz de luz láser 802 finalmente incide en la pared posterior de la bolsa capsular 810, donde se
- 20 dispersa parte de la luz 802 (que se muestra como una línea discontinua 812) y parte de la luz 802 pasa a través de la bolsa capsular y se propaga más allá en el ojo 800. La luz dispersada 812 puede ser refractada por las diversas transiciones dentro del ojo y también puede ser refractada mientras sale del ojo 800. Tal como se entenderá por parte de los expertos en la técnica, el trazado de los haces que se muestra en la FIG. 11 es un trazado de haces simplificado, que muestra relativamente pocos haces de luz
- 25 para una mayor simplicidad. Por ejemplo, los haces de luz láser (por ejemplo, 802) se muestran como un haz, cuando durante el funcionamiento real de los haces de luz láser éstos pueden tener un espesor perceptible.
- Un segundo haz de luz láser 814 puede entrar en el ojo 800 a través de la superficie de la córnea 806. Una parte del segundo haz de luz láser 814 también es dispersada por la superficie de la córnea 806 (la luz dispersada se muestra en la FIG. 11 mediante líneas de puntos 807). El segundo haz de luz láser 814 puede refractarse de manera similar al primer haz de luz 802 que se ha descrito anteriormente, ya que entra en el ojo 800 y se propaga hacia la pared posterior de la bolsa capsular 810. Una parte del segundo haz de luz 814 puede ser dispersada por la bolsa capsular 810 (la luz dispersada se muestra en la FIG.
- 35 11 en forma de líneas discontinuas 816). La luz dispersada 816 puede ser refractada a la vez que se propaga a través de las transiciones dentro del ojo 800 y mientras sale del ojo 800. La luz dispersada 807, 812, 816 puede ser dirigida a un detector y se utiliza para determinar la distancia desde la superficie de la córnea 806 a la pared posterior de la bolsa capsular 810, tal como se describe en el presente documento.
- 40 Un tercer haz de luz láser 818 puede ser dirigido hacia el ojo 800 a través de la superficie de la córnea 806 para que se propague a la retina (que no se muestra) y sea dispersado por la retina. En algunas realizaciones, el tercer haz de luz láser 818 se corresponde con el haz de sonda del aberrómetro de frente de onda 610, tal como se describe en el presente documento. La luz dispersada desde la retina puede ser utilizada por el aberrómetro de frente de onda 610 para medir la potencia óptica del ojo.
- 45

La FIG. 12 es un diagrama de flujo que muestra una realización de un método 900 para determinar la potencia óptica apropiada para una LIO que va a ser implantada en el ojo de un paciente como parte de una cirugía de cataratas. En el bloque 902, el usuario puede posicionar el aparato oftálmico 600 en una posición predeterminada deseada sobre el ojo del paciente. En algunas realizaciones, la posición

- 50 deseada puede colocar el aparato lateralmente de modo que un eje óptico del sistema de medición se alinee sustancialmente con el eje visual del ojo, y longitudinalmente de manera que los láseres del sistema de medición se crucen en la superficie de la córnea del ojo. En algunas realizaciones, el usuario puede utilizar el microscopio quirúrgico para posicionar el aparato 600 sin precisión. Durante algunas aplicaciones, puede ser deseable afinar la posición del aparato 600 usando el sistema de alineado 608, tal
- 55 como se describe en el presente documento. En algunas realizaciones, el sistema de alineado 608 puede ser utilizado en conjunción con el aberrómetro de frente de onda 610 y / o el sistema de medición espacial (por ejemplo, 100, 200, 606) con el fin de generar información de posicionamiento. El posicionamiento del aparato puede realizarse automáticamente utilizando un procesador y actuadores, o de forma manual mediante controles previstos para el usuario. Cabe señalar que si bien el método 900 se describe en
- 60 relación con el aparato 600, se puede utilizar un aparato oftálmico diferente. Por ejemplo, se puede utilizar un dispositivo de medición de ultrasonidos no de acuerdo con la invención o una tomografía de coherencia óptica. En algunas realizaciones, el dispositivo de ultrasonido no de acuerdo con la invención o la tomografía de coherencia óptica se pueden montar en el microscopio quirúrgico o en el aberrómetro, pero las restricciones de espacio pueden limitar el tipo de dispositivo de medición montado en el mismo.
- 65 El aparato puede ser posicionado de manera diferente con respecto al ojo del paciente dependiendo del tipo de dispositivo de medición utilizado.

En el bloque 904, el aparato 600 se puede utilizar para medir al menos una característica intraoperatoria del ojo, como por ejemplo la bolsa de profundidad capsular posterior del ojo afáquico. En algunas realizaciones, la etapa adicional de retirar el cristalino natural del ojo se puede realizar de antemano, convirtiendo el ojo en un ojo afáquico. Además, el globo y la bolsa capsular pueden ser inflados (por

- 5 ejemplo, con solución salina básica o un material visco-elástico) una vez que se ha retirado el cristalino natural. En algunas realizaciones, se puede utilizar un sistema de medición oftálmica (por ejemplo, 100, 200, 606) tal como se describe en el presente documento para medir la profundidad de la bolsa capsular posterior. La luz procedente de uno o más láseres (por ejemplo, 108, 110, 208, 210) puede ser dirigida hacia el ojo a través de la superficie de la córnea de modo que la luz de los láseres sea dispersada por la
- 10 superficie de la córnea y también sea dispersada por la bolsa capsular dentro del ojo. La luz dispersada puede ser recogida y dirigida a un detector donde se forman puntos correspondientes a los lugares desde donde se dispersa la luz. Se puede configurar un procesador para determinar la profundidad de la bolsa capsular posterior del ojo afáquico basándose al menos en parte en las posiciones de los puntos formados en el detector, tal como se describe en el presente documento. En algunas realizaciones, la
- 15 profundidad de la bolsa capsular posterior se puede medir utilizando tecnología de ultrasonidos no de acuerdo con la invención o tomografía de coherencia óptica. Se pueden medir otras características intraoperatorias del ojo, además de, o en lugar de, la profundidad de la bolsa capsular afáquica posterior. Por ejemplo, se puede medir la profundidad de la bolsa capsular afáquica anterior. Esta distancia se puede utilizar, por ejemplo, para predecir la posición postoperatoria de una LIO que va a ser colocada en
- 20 la parte anterior de la bolsa capsular (por ejemplo, una lente de surco) en lugar de dentro de la propia bolsa capsular. Esta distancia también se puede utilizar en lugar de, o en conjunción con, la profundidad de la bolsa capsular afáquica posterior para predecir la posición postoperatoria de una LIO en el saco capsular. También se pueden medir otras características intraoperatorias del ojo.
- En el bloque 906, se puede utilizar el aparato 600 para medir la potencia óptica del ojo afáquico. Por ejemplo, se puede utilizar un aberrómetro de frente de onda 610 para medir la potencia óptica del ojo afáquico, tal como se describe en el presente documento. En otras realizaciones, la potencia óptica del ojo afáquico puede ser determinada por otros métodos. Por ejemplo, la potencia óptica del ojo afáquico puede estimarse a partir de la curvatura de la córnea y la longitud axial del ojo.
 - En el bloque 908, se puede calcular una posición postoperatoria de la LIO predicha basándose al menos en parte en la al menos una característica intraoperatoria del ojo medida (por ejemplo, la profundidad de la bolsa capsular del ojo afáquico). En algunas realizaciones, la posición postoperatoria predicha de la LIO puede ser determinada en base a la profundidad de la bolsa capsular afáquica posterior medida sin
- 35 utilizar mediciones adicionales del ojo. Por ejemplo la PEL para la LIO se puede determinar restando una constante de la profundidad de la bolsa capsular afáquica posterior medida. En algunas realizaciones, también se puede considerar la potencia óptica medida del ojo afáquico u otros factores para predecir la posición postoperatoria de la LIO, como por ejemplo la curvatura de la córnea, la longitud axial del ojo, etc. Tal como resultará comprensible para los expertos en la técnica. la correlación entre la profundidad
- 40 de la bolsa capsular afáquica y la posición postoperatoria de la LIO puede establecerse mediante la medición de la posición postoperatoria real de la LIO para aquellos pacientes para los que se midió la profundidad de la bolsa capsular afáquica, y, después de un muestreo suficiente, se puede utilizar un algoritmo de regresión estadística o similares para generar una relación entre la profundidad de la bolsa capsular afáquica y la posición postoperatoria de la LIO. En algunas realizaciones, se puede predecir la
- 45 posición postoperatoria de una LIO dentro de la bolsa capsular. También se puede predecir la posición postoperatoria de una LIO en otros lugares (por ejemplo, para una lente de surco).

En el bloque 910, se puede calcular la potencia de la lente intraocular que se implanta en el ojo del paciente utilizando, al menos en parte, la posición postoperatoria predicha de la LIO. También se pueden considerar otros factores, como por ejemplo la potencia óptica del ojo afáquico, la longitud axial del ojo, etc. Al estimar con precisión la posición postoperatoria de la LIO, se puede seleccionar una potencia adecuada para la LIO con más precisión, obteniéndose resultados quirúrgicos superiores que pueden ser más eficaces en la restauración del ojo de un paciente a una condición emétrope.

- 55 Las realizaciones se han descrito en conexión con los dibujos adjuntos. Sin embargo, debe entenderse que las figuras no están dibujadas a escala. Las distancias, ángulos, etc., son meramente ilustrativos y no implican necesariamente una relación exacta de las dimensiones reales y el diseño de los dispositivos ilustrados. Además, las realizaciones anteriores se han descrito en un nivel de detalle para permitir a un experto ordinario en la técnica fabricar y utilizar los dispositivos, sistemas, etc. que se describen en este
- 60 documento. Es posible una amplia variedad de variaciones. Los componentes, elementos y / o pasos se pueden alterar, añadir, eliminar o reorganizar. Adicionalmente, se pueden añadir, eliminar o reordenar etapas de procesamiento. Aunque ciertas realizaciones se han descrito de manera explícita, otras formas de realización también serán evidentes para los expertos en la técnica basándose en esta descripción.
- 65 La descripción anterior ha particionado dispositivos y sistemas en múltiples componentes o módulos para facilitar su explicación. Debe entenderse, sin embargo, que uno o más componentes o módulos pueden operar como una sola unidad. Por el contrario, un único componente o módulo puede comprender uno o

más sub-componentes o varios módulos. Además, la comunicación entre los componentes o módulos puede producirse en una variedad de maneras, tales como implementaciones de hardware (por ejemplo, a través de una red o bus interno), implementaciones de software, o una combinación de hardware y software. Estas comunicaciones pueden utilizar una variedad de señales, protocolos, arquitecturas de sistemas y estándares como por ejemplo, redes y señales de radio. Los módulos descritos en esta

5 sistemas y estándares como, por ejemplo, redes y señales de radio. Los módulos descritos en este documento pueden incluir hardware, software, firmware, y elementos electrónicos y ópticos.

Algunos aspectos de los sistemas y métodos descritos aquí se pueden implementar ventajosamente utilizando, por ejemplo, software, hardware, firmware, o cualquier combinación de software, hardware y

- 10 firmware. Los módulos de software pueden contener código ejecutable por ordenador para realizar las funciones descritas en el presente documento. En algunas formas de realización, el código ejecutable por ordenador es ejecutado por uno o más ordenadores de uso general. Sin embargo, un experto en la materia podrá apreciar, a la luz de esta descripción, que cualquier módulo que puede ser implementado utilizando el software que se ejecuta en un ordenador de uso general también se puede implementar
- 15 utilizando una combinación diferente de hardware, software, o firmware. Por ejemplo, un módulo de este tipo se puede implementar completamente en hardware utilizando una combinación de circuitos integrados. Alternativa o adicionalmente, un módulo de este tipo puede implementarse completa o parcialmente utilizando ordenadores especializados diseñados para realizar las funciones particulares descritas en el presente documento en lugar de mediante ordenadores de uso general.

20

25

Un experto en la técnica también apreciará, a la luz de esta descripción, que múltiples dispositivos informáticos distribuidos pueden ser sustituidos por cualquier dispositivo informático ilustrado en el presente documento. En dichas realizaciones distribuidas, las funciones de dicho dispositivo informático se distribuyen (por ejemplo, en una red) de tal manera que algunas funciones se realizan en cada uno de los dispositivos informáticos distribuidos.

Aunque ciertas realizaciones se han descrito de manera explícita, otras realizaciones resultarán evidentes para los expertos en la técnica basándose en esta descripción. Por lo tanto, el alcance de la invención se define a través de las reivindicaciones y no simplemente con respecto a las realizaciones descritas explícitamente

³⁰ explícitamente.

Reivindicaciones

25

40

1. Un aparato oftálmico, que comprende:

- 5 una primera fuente (108) configurada para dirigir un primer haz (116) de luz en un ojo (102) de un paciente en un primer ángulo distinto de cero con respecto a un eje óptico (114) del aparato, de tal manera que el primer haz (116) de luz se propaga a un área objetivo dentro del ojo (102), y de tal manera que una parte del primer haz (116) de luz es dispersado por el área objetivo;
- 10 óptica de reproducción de imágenes (112) posicionada para recibir la luz dispersada por el área objetivo, en que la óptica de formación de imágenes (112) define el eje óptico (114) del aparato; y un elemento fotosensible (124), en el que la óptica de formación de imágenes (112) dirige la luz dispersada desde el área objetivo hacia el elemento fotosensible (124); on que a caracteriza perque la primera fuento en un lóger.
- en que el aparato oftálmico **se caracteriza porque** la primera fuente es un láser un procesador (126) configurado para determinar una distancia (y₁) entre una superficie de la
- 15 córnea (104) del ojo (102) y el área objetivo dentro del ojo (102) basándose al menos en parte de la luz recibida por el elemento fotosensible (124), en que el área objetivo comprende al menos una parte de la bolsa capsular afáquica del ojo (102), y
- 20 en que el procesador (126) también está configurado para determinar, basándose en la distancia 20 (y₁) entre la superficie de la córnea (104) y el área objetivo, una estimación de la posición de una lente intraocular que va a ser implantada en el ojo (102).

2. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, en el que el procesador (126) está configurado para calcular la distancia (y₁) entre la ubicación en la superficie de la córnea (104), donde el eje óptico (114) del aparato se cruza con la superficie de la córnea (104) y el área objetivo dentro del ojo (102).

3. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, en el que el área objetivo comprende una pared posterior o superficie anterior de la bolsa capsular.

- 30 4. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, en el que el eje óptico (114) del aparato se cruza con la superficie de la córnea (104) del ojo (102) sustancialmente en la misma ubicación que el eje visual del ojo (102), y en el que el eje óptico (114) del aparato es sustancialmente colineal con el eje visual del ojo (102).
- 35 5. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, que comprende además:

un segundo láser (110) orientado para dirigir un segundo haz (118) de luz hacia el ojo (102) en un segundo ángulo distinto de cero con respecto al eje óptico (114) del aparato, de tal manera que el segundo haz (118) de luz se propaga hacia el área objetivo dentro del ojo (102), y de tal manera que una parte del segundo haz de luz se dispersa por el área objetivo;

- en el que la parte del primer haz (116) de luz dispersada por el área objetivo forma un primer punto objetivo (134) sobre el elemento fotosensible (124) y la parte del segundo haz (118) de luz dispersada por el área objetivo forma un segundo punto objetivo (136) en el elemento fotosensible (124); y
- 45 en el que el procesador (126) está configurado para calcular la distancia (y₁) entre la superficie de la córnea (104) del ojo (102) y el área objetivo dentro del ojo (102) basándose al menos en parte en las posiciones del primer y el segundo punto objetivo (134, 136).
- 6. El aparato oftálmico de la Reivindicación 5, en el que el procesador (126) está configurado para calcular la distancia (y1) entre la superficie de la córnea (104) del ojo (102) y el área objetivo dentro del ojo (102) basándose al menos en la distancia entre el primer y el segundo punto objetivo (134, 136).
- 7. El aparato oftálmico de la Reivindicación 5, en el que el primer y el segundo láser (108, 110) están orientados de manera que el primer y el segundo haz de luz (116, 118) entran en el ojo (102) sustancialmente en el punto sobre la superficie corneal (104) del ojo (102), de tal manera que una parte del primer y el segundo haz (116, 118) de luz se dispersa en la superficie de la córnea (104) y es recibida por el elemento fotosensible (124), en el que la parte del primer haz (116) de luz dispersada por la superficie de la córnea (104) forma un primer punto central (132) sobre el elemento fotosensible (124) y la parte del segundo haz (118) de luz dispersada por la superficie de la córnea (104) forma un segundo
 60 punto central (132) sobre el elemento fotosensible (124), y en el que el primero y segundo punto central (132) sustancialmente se solapan cuando el aparato se coloca en una posición predeterminada.

8. El aparato oftálmico de la Reivindicación 7, en el que el primer y el segundo láser (108, 110) están posicionados en lados opuestos del eje óptico (114) del aparato, en el que el primer y el segundo láser (108, 110) están separados de manera sustancialmente equidistante del eje óptico (114) del aparato, y en que el primer y el segundo ángulo distinto de cero tienen valores sustancialmente iguales y se extienden en direcciones sustancialmente opuestas desde el eje óptico (114) del aparato.

9. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, en que el primer láser (108) está orientado de manera que el primer haz (116) de luz entra en el ojo (102) a través de la superficie de la córnea (104) del ojo (102), de tal manera que una parte del primer haz (116) de luz se dispersa en la superficie de la córnea (104) y

- 5 es recibido por la óptica de formación de imágenes (112), en que la parte del primer haz (116) de luz dispersada en la superficie de la córnea (104) forma un punto de referencia (132) sobre el elemento fotosensible (124), en que la parte del primer haz (116) de luz dispersada por el área objetivo forma un punto objetivo (134) en el elemento fotosensible (124), y en que el procesador (126) está configurado para calcular la distancia (y₁) entre la superficie de la córnea (104) del ojo (102) y el área objetivo dentro del ojo
- 10 (102) basándose al menos en parte en la posición del punto objetivo (134) con respecto al punto de referencia (132).

10. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, que comprende además un sistema de alineado para posicionar el aparato en una posición predeterminada con respecto al ojo (102).

15

11. El aparato oftálmico de la Reivindicación 10, en el que el primer haz (116) de luz entra en el ojo (102) en el centro de la superficie de la córnea (104) del ojo (102).

12. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, en el que el ángulo distinto de cero es de entre aproximadamente 10 grados a aproximadamente 20 grados.

13. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, que comprende además un microscopio quirúrgico.

14. El aparato oftálmico de la Reivindicación 1, que comprende además un aberrómetro de frente de onda.



FIG. 1





FIG. 3



ES 2 542 903 T3





FIG. 7B



FIG. 8









30