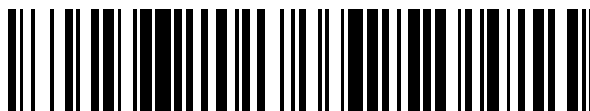


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 575 404**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10** (2006.01)

**A61F 2/16** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.12.2013 E 13799319 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.04.2016 EP 2892413**

54 Título: **Sistema y procedimiento para determinar las propiedades biométricas de un ojo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**28.06.2016**

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)  
Am Wolfsmantel 5  
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:

**VOGLER, KLAUS y  
DONITZKY, CHRISTOF**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

**ES 2 575 404 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

**DESCRIPCIÓN**

Sistema y procedimiento para determinar las propiedades biométricas de un ojo.

**5 Campo técnico**

La presente divulgación se refiere a un sistema, por ejemplo, para determinar las propiedades biométricas de un ojo y a un procedimiento, por ejemplo, para determinar las propiedades biométricas de un ojo.

**10 Antecedentes**

Existen varios tratamientos diferentes para la cirugía ocular, tales como queratectomía fotorrefractiva (abreviado: PRK) y queratomileusis *in situ* asistida con láser (abreviado: LASIK), para la mejora de la agudeza visual del ojo mediante la corrección de miopía, hipermetropía, astigmatismo o similares, o cirugía de cataratas para la implantación de una lente intraocular.

Para la preparación y planificación individual de tales tratamientos oculares quirúrgicos, se requiere determinar propiedades biométricas del ojo mediante la identificación de las características geométricas del ojo que va a tratarse.

Los sistemas existentes para determinar propiedades biométricas de un ojo emplean un haz de luz de medición para proporcionar datos, que representan distancias entre superficies sobre o dentro del ojo, tales como superficies de la córnea, el cristalino y la retina del ojo. Hasta el momento, los datos proporcionados por tales sistemas existentes simplemente representan las distancias a lo largo de una única trayectoria de haz del haz de luz de medición, es decir, los sistemas existentes determinan propiedades biométricas del ojo basándose únicamente en una única exploración.

Sin embargo, debido a la geometría del ojo, las distancias medidas entre las superficies sobre o dentro del ojo dependen de la trayectoria de haz óptico específica a lo largo de la cual se propaga el haz de luz de medición a través del ojo. Estas distancias dependientes de la trayectoria de haz dan como resultado incertidumbres en las propiedades biométricas determinadas por los sistemas existentes. Además, mediante los sistemas existentes para determinar las propiedades biométricas de un ojo no puede extraerse a través de qué trayectoria de haz específica se propagó el haz de luz de medición la única exploración.

Por tanto, es deseable reducir o incluso evitar las incertidumbres en las propiedades biométricas determinadas de un ojo.

El documento WO 2013/134554 A1 se refiere a un dispositivo para tomografía de coherencia óptica para determinar estructuras geométricas y biometría óptica de un ojo. Un aparato de OCT incluye una fuente de luz acoplada para proporcionar luz a un divisor/acoplador que envía la energía tanto a una sección de muestra como a una sección de referencia, en el que la sección de muestra incluye varias lentes colimadoras, lentes de enfoque y un mecanismo de exploración de haz para dirigir el haz para realizar una exploración de haz transversal bi o tridimensional y obtención de imágenes de una muestra. Para conseguir la obtención de imágenes simultánea, la sección de referencia incluye un divisor/acoplador adicional que separa el haz de luz recibido desde el divisor/acoplador en dos más trayectorias de sección de referencia tales como trayectoria de referencia y trayectoria de referencia. El mecanismo de exploración de haz permite obtener una pluralidad de mediciones a lo largo de varios ejes ópticos del ojo. Un procesador puede almacenar una imagen recibida y analizar la imagen. A modo de ejemplo, una sección transversal del ojo con una pluralidad de haces ópticos pasa a través de un ojo normal e incide en la fovea, en la que la pluralidad de mediciones proporciona datos para análisis y procesamiento adicionales para los segmentos tanto anterior como posterior. Una gráfica de datos ilustra datos en matriz en función de la distancia a la reflexión en la córnea tanto para la reflexión en la córnea anterior como para la reflexión en la córnea posterior desde la córnea, mientras que una gráfica de datos ilustra datos en matriz en función de la distancia a la reflexión en la retina para la reflexión retiniana interna y la reflexión de la retina. El eje de medición interseca normalmente el centro de la fovea.

**55 Sumario**

En vista de lo anterior, hay una necesidad de proporcionar un sistema y un procedimiento, que permitan una determinación precisa de las propiedades biométricas de un ojo.

60 Esta necesidad se satisface por el contenido según las reivindicaciones independientes.

En la presente divulgación, se proporciona un sistema para determinar propiedades biométricas de un ojo y un procedimiento para determinar propiedades biométricas de un ojo.

65 Un sistema para determinar propiedades biométricas de un ojo, por ejemplo, un ojo humano, un ojo de animal o un ojo artificial comprende un dispositivo de OCT, que está configurado para emitir un haz de luz de medición. El

sistema también comprende un dispositivo de guiado de haz, que está configurado para guiar el haz de luz de medición. Además, el sistema comprende un dispositivo de control y análisis, que está configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz para guiar el haz de luz de medición hacia el ojo para una pluralidad de exploraciones de manera que para cada exploración el haz de luz de medición entra en la córnea en una primera región lateral y alcanza la retina del ojo en una segunda región lateral que incluye la fovea de la retina a lo largo de una trayectoria de haz correspondiente, en el que las trayectorias de haces son diferentes entre sí. El dispositivo de OCT está configurado además para analizar de manera interferométrica el haz de luz de medición reflejado (o diseminado o desviado) de vuelta desde el ojo para cada exploración para proporcionar datos de OCT correspondientes. El dispositivo de control y análisis está configurado además para determinar, en base a los datos de OCT para cada exploración de la pluralidad de exploraciones, por lo menos una distancia desde una superficie de la retina hasta una superficie de la córnea y/o hasta una superficie del cristalino/de la lente, por ejemplo, cristalino de ser humano, cristalino de un animal o una lente artificial, tal como una lente intraocular (abreviatura: LIO) del ojo.

Una ventaja de este sistema para determinar propiedades biométricas del ojo es que no se realiza sólo una exploración única, lo que proporciona datos de OCT que representan distancias sólo a lo largo de una única trayectoria de haz del haz de luz de medición. En su lugar, para determinar las propiedades biométricas del ojo el presente sistema realiza una pluralidad de exploraciones, en el que para cada exploración el haz de luz de medición puede propagarse a lo largo de una trayectoria de haz diferente, es decir separada/única, entre la primera región lateral, que puede incluir, por ejemplo, el ápice y/o el vértice de la córnea, y la segunda región lateral que incluye la fovea de la retina de modo que la pluralidad de distancias determinadas representa no solamente un mapeo axial, sino también por lo menos un mapeo parcialmente lateral de las distancias entre los componentes del ojo, tales como la córnea, el cristalino y la retina, así como del grosor de estos componentes del ojo. Como resultado, el sistema no sólo permite determinar axialmente las propiedades biométricas del ojo, sino también determinar de manera por lo menos parcialmente lateral las propiedades biométricas del ojo. Además, el sistema permite, por ejemplo, realizar un promedio de las distancias determinadas en base a la pluralidad de exploraciones. Por tanto, pueden reducirse o incluso evitarse incertidumbres, tales como las que surgen de determinar las propiedades biométricas del ojo realizando una única exploración. Por tanto, el sistema permite una determinación precisa de las propiedades biométricas del ojo.

La superficie de la córnea puede ser la superficie anterior de la córnea o la superficie posterior de la córnea. Adicional o alternativamente, la superficie de la córnea puede ser el epitelio corneal, la membrana de Bowman (también denominada membrana/capa limitante anterior), el estroma corneal (también denominado sustancia propia), la capa de Dua, la membrana de Descemet (también denominada membrana limitante posterior) y la combinación de la capa de Dua y la membrana de Descemet o el endotelio corneal o una superficie de uno de estos componentes de la córnea. La superficie del cristalino del ojo puede ser la superficie anterior del cristalino o la superficie posterior del cristalino.

El dispositivo de control y análisis puede configurarse para determinar, en base a los datos de OCT de la pluralidad de exploraciones, la superficie de la retina, la superficie del cristalino y/o la superficie de la córnea, por ejemplo, mediante reconocimiento de rasgos.

El dispositivo de control y análisis está configurado para seleccionar, en base a los datos de OCT de la pluralidad de exploraciones la exploración para la que la distancia desde la superficie de la retina hasta la superficie de la córnea o hasta la superficie del cristalino es máxima. Además, el dispositivo de control y análisis está configurado para emitir los datos de OCT de esta exploración seleccionada.

Estas características presentan las siguientes ventajas:

El eje visual del ojo puede definirse como una trayectoria de haz de un haz de luz de medición, que entra en el ojo a través de la córnea y pasa a la fovea de la retina, por ejemplo, al centro o al fondo de la excavación de la fovea de la retina. Debido a que la fovea es la responsable de visión central aguda (también denominada visión foveal), que es necesaria para cualquier actividad en la que el detalle visual es de vital importancia, puede considerarse que determinar las propiedades biométricas del ojo a lo largo del eje visual del ojo es algo muy valioso o incluso obligatorio para la preparación y planificación individual de tratamientos oculares quirúrgicos.

La geometría de la fovea en la retina es comparable con una pequeña excavación, la cual presenta un diámetro de aproximadamente 400 µm a aproximadamente 500 µm y una profundidad de aproximadamente 100 µm y cuyo fondo de la excavación se extiende alejándose del centro del ojo. Como consecuencia de la geometría de la fovea, la distancia desde la superficie de la fovea hasta una superficie predeterminada, por ejemplo, de la córnea o del cristalino del ojo es mayor en comparación con la distancia desde la superficie de la retina contigua a la fovea hasta la superficie predeterminada.

En vista de lo anterior, seleccionando una exploración para la que la distancia desde la superficie de la retina hasta la superficie de la córnea o hasta la superficie del cristalino es máxima, también se selecciona la trayectoria de haz a lo largo de la cual el haz de luz de medición también pasa a lo largo, o por lo menos cerca, del eje visual del ojo. En otras palabras: la exploración seleccionada puede asociarse con una exploración que representa de la mejor manera

la determinación de propiedades biométricas del ojo a lo largo del eje visual del ojo. Por tanto, los datos de OCT emitidos de la exploración seleccionada representan de la mejor manera los grosores centrales de la córnea y/o del cristalino así como las distancias desde la superficie de la retina hasta la superficie de la córnea o hasta la superficie del cristalino a lo largo del eje visual del ojo. Por tanto, los datos de OCT emitidos de la exploración seleccionada representan los datos más valiosos para una preparación y planificación individual de un tratamiento quirúrgico en el ojo. Esto permite preparar, planificar y obtener resultados quirúrgicos precisos.

El dispositivo de control y análisis puede estar configurado para calcular en base a los datos de OCT procedentes de la pluralidad de exploraciones parámetros apropiados de una LIO (tales como, por ejemplo, la potencia de refracción y la asfericidad de la LIO) y/o para calcular en base a los datos de OCT procedentes de la pluralidad de exploraciones una posición y orientación apropiadas de la LIO dentro del cristalino. Como resultado, para preparar, planificar y obtener un tratamiento ocular quirúrgico para implementar una LIO, es útil conocer las distancias correctas en el ojo, por ejemplo, dentro del cristalino, ya que dependiendo de estas distancias correctas en el ojo, por un lado, puede seleccionarse adecuadamente la LIO con parámetros de LIO apropiados (tales como, por ejemplo, la potencia de refracción y la asfericidad de la LIO) y, por otro lado, puede colocarse correctamente la LIO en el cristalino.

El dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar en base a los datos de OCT de la exploración seleccionada una posición del punto de intersección de la córnea y/o el punto de intersección del cristalino y/o una posición del centro o del fondo de la excavación de la fovea. Esto permite una identificación del eje visual del ojo. Por ejemplo, el dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar el eje visual del ojo asociando el eje visual del ojo con una línea recta a través de la posición así determinada del punto de intersección de la córnea y/o a través de la posición así determinada del centro y/o del fondo de la excavación de la fovea.

El punto de intersección de la córnea puede entenderse como el punto sobre o dentro de la córnea o el punto sobre o dentro de la superficie anterior o posterior de la córnea, donde el haz de luz de medición interseca o penetra o incide en la córnea, por ejemplo, por el eje visual. El punto de intersección del cristalino puede entenderse como el punto sobre o dentro del cristalino o el punto sobre o dentro de la superficie anterior o posterior del cristalino, donde el haz de luz de medición interseca o penetra o incide en el cristalino, por ejemplo, por el eje visual.

Adicional o alternativamente, el dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar en base a los datos de OCT de la pluralidad de exploraciones una posición del centro y/o del fondo de la excavación de la fovea. Adicional o alternativamente, el dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar en base a los datos de OCT de la pluralidad de exploraciones una posición del punto de intersección de la córnea o una posición del ápice y/o el vértice de la córnea. Adicional o alternativamente, el dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar en base a los datos de OCT de la pluralidad de exploraciones para cada exploración una posición del punto de intersección de la córnea. Esto permite una identificación precisa del eje visual del ojo. Por ejemplo, el dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar el eje visual del ojo asociando el eje visual del ojo con una línea recta a través de la posición del ápice o vértice de la córnea y/o la posición del punto de intersección de la córnea y a través de la posición del centro y/o del fondo de la excavación de la fovea. Como resultado, puede determinarse información adicional para precisar las propiedades biométricas del ojo.

El dispositivo de control y análisis puede estar configurado para determinar en base a los datos de OCT de la pluralidad de exploraciones mediante trazado de rayos, si el haz de luz de medición de una exploración específica pasa a través del punto de intersección de la córnea o del ápice y/o el vértice de la córnea, en el que el haz de luz de medición de la exploración específica incide sobre la retina, y/o si el haz de luz de medición de la exploración específica incide sobre la fovea de la retina. Esto permite extraer incluso más información a partir de los datos de OCT obtenidos y una determinación más precisa de las propiedades biométricas del ojo.

El dispositivo de control y análisis puede estar configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz de modo que la primera región lateral es una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor de 1 mm y/o de modo que la segunda región lateral que incluye la fovea de la retina es una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor de 1 mm. Por ejemplo, el dispositivo de control y análisis puede estar configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz de modo que la primera región lateral incluye o cubre el punto de intersección de la córnea o puede incluir o cubrir el ápice y/o el vértice de la córnea. El centro de la primera región lateral puede estar asociado con el ápice y/o vértice de la córnea. El centro de la segunda región lateral que incluye la fovea de la retina puede estar asociado con el centro o el fondo de la excavación de la retina. Esto presenta la ventaja de que la pluralidad de exploraciones cubren una región lateral respectiva alrededor del ápice y/o vértice de la córnea y/o alrededor del centro o el fondo de la excavación de la fovea, que se dimensiona de modo que el eje visual del ojo puede determinarse de manera fiable.

El dispositivo de OCT puede entenderse como un dispositivo de tomografía de coherencia óptica. El dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de tomografía de coherencia óptica de dominio de Fourier (abreviado: FD). Por ejemplo, el dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral

(abreviado: SD) para la emisión de un haz de luz de medición de banda ancha espectral que presenta un ancho de banda espectral ajustable de  $\Delta\lambda$ . El dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de tomografía de coherencia óptica con fuente de barrido (abreviado: SS) (también denominado (FD-)SS-OCT) para la emisión de un haz de luz de medición de banda estrecha espectral, que presenta un ancho de banda espectral instantáneo ajustable de  $\delta\lambda$  y que se barre sobre un ancho de banda espectral ajustable de  $\Delta\lambda$ . El dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de tomografía de coherencia óptica de dominio temporal (abreviado: TD) que traslada longitudinalmente en el tiempo la longitud de trayectoria de la sección de referencia. El término OCT también puede entenderse como que significa un dispositivo de medición de reflectometría óptica de baja coherencia (abreviado: OLCR). El dispositivo de OCT puede estar configurado de modo que el ancho de banda espectral  $\Delta\lambda$  es aproximadamente igual a o mayor de 100 nm. Un dispositivo de OCT de este tipo presenta la ventaja de que la resolución axial  $\delta z$  de los datos de OCT puede ajustarse mediante  $\delta z = (2 \cdot \ln 2 \cdot \lambda^2) / (n \cdot \pi \cdot \Delta\lambda)$ , donde  $n$  es el índice de refracción y  $\lambda$  es la longitud de onda central del espectro. El dispositivo de OCT puede estar configurado de modo que la resolución axial  $\delta z$  es aproximadamente igual a o menor de 10  $\mu\text{m}$ . Un dispositivo de SS-OCT presenta la ventaja adicional de que la profundidad de exploración  $Z_{\text{máx}}$ , es decir la profundidad de obtención de imágenes eficaz, puede ajustarse mediante  $Z_{\text{máx}} = (\lambda^2) / (4 \cdot n \cdot \delta\lambda)$ . El dispositivo de OCT puede estar configurado de modo que la profundidad de exploración  $Z_{\text{máx}}$  es aproximadamente igual a o mayor de 40 mm. Esto permite determinar todas las distancias relevantes en un ojo.

El dispositivo de OCT puede comprender un dispositivo de sistema microelectromecánico con láser de emisión superficial y cavidad vertical (abreviado: MEMS-VCSEL) para la emisión del haz de luz de medición. El dispositivo de MEMS-VCSEL puede estar configurado como un dispositivo de SS-OCT. Como un dispositivo de MEMS-VCSEL presenta un diseño pequeño y compacto, puede reducirse el peso y el volumen del sistema entero. Además, un dispositivo de MEMS-VCSEL presenta la ventaja de proporcionar una alta velocidad de barrido para realizar las exploraciones. La velocidad de barrido puede ser de aproximadamente 100 kHz a aproximadamente 1 MHz. Esto permite una rápida adquisición de los datos de OCT y por tanto una reducción del tiempo de determinación de las propiedades biométricas.

Un procedimiento para determinar propiedades biométricas de un ojo o de una parte del ojo comprende las etapas de:

- emitir un haz de luz de medición,
- guiar el haz de luz de medición hacia el ojo para una pluralidad de exploraciones de modo que para cada exploración el haz de luz de medición entra en la córnea en una primera región lateral y alcanza la retina del ojo en una segunda región lateral que incluye la fovea de la retina a lo largo de una trayectoria de haz correspondiente, siendo las trayectorias de haces diferentes entre sí,
- analizar de manera interferométrica el haz de luz de medición reflejado (o diseminado o desviado) de vuelta desde el ojo para cada exploración para proporcionar datos de OCT correspondientes, y
- determinar en base a los datos de OCT para cada exploración de la pluralidad de exploraciones por lo menos una distancia desde una superficie de la retina hasta una superficie de la córnea y/o hasta una superficie del cristalino del ojo.

En la medida en que se describe un procedimiento o las etapas individuales de un procedimiento en esta descripción, el procedimiento o las etapas individuales del procedimiento pueden ejecutarse mediante un sistema configurado apropiadamente y/o mediante un dispositivo individual del sistema. Se aplican observaciones análogas a la aclaración del modo de funcionamiento de un sistema y/o de dispositivos individuales del sistema que ejecutan etapas del procedimiento. En esta medida, las características del sistema (es decir aparato) y las características del procedimiento de esta descripción son equivalentes.

El término axial puede entenderse como que significa a lo largo de la dirección de propagación del haz de luz de medición y/o a lo largo del eje visual del ojo. El término lateral puede entenderse como que significa perpendicular a la dirección de propagación del haz de luz de medición y/o a lo largo del eje visual del ojo.

Puesto que un sistema anteriormente descrito permite determinar propiedades biométricas de un ojo, un sistema de este tipo también puede denominarse biómetro. De manera similar, puesto que un procedimiento anteriormente descrito permite determinar propiedades biométricas de un ojo, un procedimiento de este tipo también puede denominarse procedimiento biométrico o procedimiento para el funcionamiento de un biómetro.

Características, ventajas y efectos técnicos adicionales de la divulgación resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción de realizaciones a modo de ejemplo con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 ilustra esquemáticamente un sistema para determinar propiedades biométricas de un ojo (no dibujado a escala),

la figura 2 ilustra esquemáticamente un procedimiento ejecutado por el sistema de la figura 1 (no dibujado a escala), y

5 la figura 3 ilustra esquemáticamente datos de OCT proporcionados y analizados por el sistema de la figura 1 (no dibujados a escala).

10 La figura 1 muestra un sistema 10 para determinar propiedades biométricas de un ojo 12. El ojo 12 que va a examinarse es, por ejemplo, un ojo humano, un ojo de animal o un ojo artificial. El sistema 10 comprende un dispositivo de OCT 14, que está configurado para emitir un haz 16 de luz de medición.

15 El sistema 10 comprende además un dispositivo de guiado de haz 18, que está configurado para guiar el haz 16 de luz de medición. Un dispositivo de control y análisis 20 del sistema 10 se conecta a modo de ejemplo al dispositivo de guiado de haz 18 mediante la línea 22 y está configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz 18 para guiar el haz 16 de luz de medición hacia el ojo 12 para una pluralidad de exploraciones a, b, c de modo que para cada exploración a, b, c el haz 16 de luz de medición entra en la córnea 24 del ojo 12 en un punto de intersección respectivo 29a, 29b, 29c en una primera región lateral 26 y alcanza la retina 30 del ojo 12 en una segunda región lateral 32 que incluye la fovea 34 de la retina 30 a lo largo de una trayectoria de haz correspondiente 36a, 36b, 36c (véanse las figuras 1 y 2). Las trayectorias de haces 36a-36c son diferentes entre sí (véase la figura 2).

20 El dispositivo de OCT 14 está configurado además para analizar de manera interferométrica el haz 16 de luz de medición reflejado (o diseminado o desviado) de vuelta desde el ojo 12 para cada exploración a-c para proporcionar datos de OCT la, lb, lc (véase la figura 3). Los datos de OCT la-lc son una señal de intensidad dependiente de la posición que representa el perfil del ojo a lo largo de la trayectoria de haz correspondiente 36a-36c. Para cada exploración específica a-c, el punto de intersección 29a-29c de la córnea 24 se entiende como el punto sobre o dentro de la córnea 24 en el que el haz 16 de luz de medición durante la exploración específica a-c interseca o penetra o incide en la córnea 24.

25 El dispositivo de control y análisis 20 se conecta a modo de ejemplo al dispositivo de OCT 14 mediante la línea 38 para recibir los datos de OCT la-lc y está configurado para determinar en base a los datos de OCT la-lc para cada exploración a-c de la pluralidad de exploraciones por reconocimiento de características, por ejemplo, una distancia Aa, Ab, Ac desde una superficie 40 de la retina 30 hasta una superficie anterior 42 o una superficie posterior 44 de la córnea 24 así como una distancia Da, Db, Dc desde la superficie 40 de la retina 30 hasta una superficie anterior 46 del cristalino 48 del ojo 12 o hasta una superficie posterior 50 del cristalino 48 del ojo 12 (véanse las figuras 2 y 3). El dispositivo de control y análisis 20 también está configurado para determinar en base a los datos de OCT la-lc para cada exploración a-c de la pluralidad de exploraciones una distancia Ca, Cb, Cc desde la superficie anterior 42 de la córnea 24 hasta la superficie posterior 44 de la córnea 24 así como una distancia La, Lb, Lc desde la superficie anterior 46 del cristalino 48 hasta la superficie posterior 50 del cristalino 48 (véase la figura 3).

30 Una ventaja del sistema 10 para determinar propiedades biométricas del ojo 12 es que no se realiza sólo una exploración única, lo que proporciona datos de OCT I que representan distancias sólo a través de una única trayectoria de haz del haz 16 de luz de medición. En su lugar, para determinar las propiedades biométricas del ojo 12, el sistema 10 realiza una pluralidad de exploraciones a-c, en las que para cada exploración a-c el haz 16 de luz de medición se propaga a lo largo de una trayectoria de haz diferente 36a-36c entre la primera región lateral 26 y la segunda región lateral 32 que incluye la fovea 34 de la retina 30 de modo que la pluralidad de distancias determinadas Aa-Ac, Da-Dc, Ca-Cc, La-Lc representa no solamente un mapeo axial (que se corresponde sustancialmente al eje z del sistema de coordenadas mostrado en las figuras 1 y 2), sino también un mapeo por lo menos parcialmente lateral (que se corresponde sustancialmente con los ejes x e y del sistema de coordenadas mostrado en las figuras 1 y 2) de las distancias Aa-Ac, Da-Dc entre la córnea 24, el cristalino 48 y la retina 30, así como del grosor Ca-Cc, La-Lc de la córnea 24 y el cristalino 48. Como resultado, el sistema 10 no solamente permite una determinación axial de propiedades biométricas del ojo 12, sino también una determinación por lo menos parcialmente lateral de las propiedades biométricas del ojo 12. Además, el sistema 10 permite realizar un promedio de las distancias determinadas Aa-Ac, Da-Dc, Ca-Cc, La-Lc en base a las diversas exploraciones diferentes a-c. Por tanto, pueden evitarse incertidumbres, como aquellas que surgen de una determinación de las propiedades biométricas del ojo 12 realizando sólo una única exploración. Por tanto, el sistema 10 permite una determinación precisa de las propiedades biométricas del ojo 12.

35 El dispositivo de control y análisis 20 también está configurado para seleccionar en base a los datos de OCT la-lc de la pluralidad de exploraciones a-c la exploración b para la que la distancia Db desde la superficie 40 de la retina 30 hasta la superficie posterior 50 del cristalino 48 es máxima (compárense, por ejemplo, las líneas de puntos en la figura 3). Posteriormente, el dispositivo de control y análisis 20 emite los datos de OCT lb de la exploración seleccionada b.

40 Estas características presentan las siguientes ventajas: El eje 52 visual del ojo 12 se define a modo de ejemplo como una trayectoria de haz de un haz 16 de luz de medición, que entra en el ojo 12 a través de la córnea 24 y pasa al centro 54 de la fovea 34 de la retina 30. Puesto que la fovea 34 es responsable de la visión central aguda (también denominada visión foveal), que es necesaria para cualquier actividad en la que el detalle visual es de vital

importancia, se considera que una determinación de propiedades biométricas del ojo 12 a lo largo del eje 52 visual del ojo 12 es algo muy importante o incluso obligatorio, por ejemplo, para la preparación y planificación individual de tratamientos quirúrgicos correctivos refractivos en el ojo 12. La geometría de la fovea 34 dentro de la retina 30 es comparable a una pequeña excavación 56, que presenta un diámetro 58 de aproximadamente 400  $\mu\text{m}$  a aproximadamente 500  $\mu\text{m}$  y una profundidad 60 de aproximadamente 100  $\mu\text{m}$  y cuyo fondo 62 de la excavación se extiende alejándose del centro (en las proximidades de 48) del ojo 12. Como consecuencia de la geometría de la fovea, las distancias  $A_b$ ,  $D_b$  desde una superficie 64 de la fovea 30 hasta la superficie anterior 42 de la córnea 24 y la superficie posterior 50 del cristalino 48 son mayores en comparación con la distancia  $A_a$ ,  $A_c$ ,  $D_a$ ,  $D_c$  desde la superficie 40 de la retina 30 próxima a la superficie 64 de la fovea 34 hasta la superficie anterior 42 de la córnea 24 y la superficie posterior 50 del cristalino 48, respectivamente. Por tanto, seleccionando la exploración b para la que la distancia  $A_b$ ,  $D_b$  desde la superficie 40, 64 de la retina 30 hasta la superficie 42 de la córnea 24 y hasta la superficie 50 del cristalino 48, respectivamente, es máxima, también se selecciona la trayectoria de haz 36b a lo largo del cual el haz 16 de luz de medición de la exploración seleccionada b pasa a lo largo o incluso cerca del eje 52 visual del ojo 12. En otras palabras: la exploración seleccionada b se asocia con una exploración que representa de la mejor manera la determinación de propiedades biométricas del ojo 12 a lo largo del eje 52 visual del ojo 12. Por tanto, los datos de OCT Ib emitidos de la exploración seleccionada b representan de la mejor manera el grosor central  $C_b$  de la córnea 24 y el grosor central  $L_b$  del cristalino 48 así como la distancia  $D_b$  desde la superficie 40, 64 de la retina 30 hasta la superficie anterior 42 de la córnea 24 y hasta la superficie posterior 50 del cristalino 48 a lo largo del eje 52 visual del ojo 12. Por tanto, los datos de OCT Ib emitidos de la exploración seleccionada b representan los datos más valiosos para una preparación y planificación individual, por ejemplo, de tratamientos quirúrgicos correctivos refractivos en el ojo 12. Esto permite resultados correctivos refractivos precisos.

El dispositivo de control y análisis 20 está configurado además para determinar en base a los datos de OCT Ib de la exploración seleccionada b, una posición del punto de intersección 29b de la córnea 24 y una posición del centro o del fondo 62 de la excavación de la fovea 34 y para determinar el eje 52 visual del ojo 12 asociando el eje 52 visual del ojo 12 con una línea recta a través de la posición del punto de intersección 29b de la córnea 24 y a través la posición del centro y/o del fondo 62 de la excavación de la fovea 34.

El dispositivo de control y análisis 20 está configurado además para determinar en base a los datos de OCT Ia-Ic de la pluralidad de exploraciones a-c una posición del fondo 62 de la excavación de la fovea 34 y posiblemente una posición del ápice y/o vértice 28 de la córnea 24. Como resultado, puede determinarse información adicional para precisar propiedades biométricas del ojo 12.

El dispositivo de control y análisis 20 también está configurado para determinar en base a los datos de OCT Ia-Ic de la pluralidad de exploraciones a-c mediante trazado de rayos, si el haz 16 de luz de medición de una exploración específica a-c pasa a través un punto de intersección 29b de la córnea 24 o a través del ápice y/o vértice 28 de la córnea 24, en el que el haz 16 de luz de medición de la exploración específica a-c interseca o penetra en la córnea 24, en el que el haz 16 de luz de medición de la exploración específica a-c incide en la retina 30 y si el haz 16 de luz de medición de la exploración específica a-c incide en la fovea 34. Esto permite extraer incluso más información de los datos de OCT obtenidos Ia-Ic y una determinación más precisa de las propiedades biométricas del ojo 12.

En el presente ejemplo, el dispositivo de control y análisis 20 también puede estar configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz 18 de modo que la primera región lateral 26 incluye o cubre el punto de intersección 29b de la córnea 24 o incluye o cubre además el ápice y/o el vértice 28 de la córnea 24 y/o de modo que la primera región lateral (26) es una región circular de la primera región lateral (26) que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor de 1 mm y de modo que la segunda región lateral 32 que incluye la fovea 34 de la retina 30 es una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor de 1 mm. Esto presenta la ventaja de que la pluralidad de exploraciones a-c cubren una región lateral respectiva alrededor del punto de intersección 29b de la córnea 24 y/o alrededor del ápice y/o vértice 28 de la córnea 24 y alrededor del fondo 62 de la excavación de la fovea 34, que se dimensiona de modo que el eje 52 visual del ojo 12 puede determinarse de manera fiable.

El dispositivo de OCT 14 puede entenderse como un dispositivo de tomografía de coherencia óptica. En el presente ejemplo, el dispositivo de OCT 14 es un dispositivo de OCT de dominio de Fourier (abreviado: FD), por ejemplo, un dispositivo de OCT con fuente de barrido (abreviado: SS) (también denominado (FD)-SS-OCT) para la emisión de un haz 16 de luz de medición de banda estrecha espectral que presenta un ancho de banda espectral instantáneo ajustable  $\delta\lambda$  y que se barre sobre un ancho de banda espectral ajustable de  $\Delta\lambda$ . El dispositivo de OCT puede ser un dispositivo de OCT de dominio temporal (abreviado: TD), que traslada longitudinalmente en el tiempo la longitud de trayectoria de la sección de referencia. El término de OCT también puede entenderse como que significa un dispositivo de medición de reflectometría óptica de baja coherencia (abreviado: OLCR). Con este fin, el dispositivo de OCT 14 comprende un dispositivo de sistema microelectromecánico con láser de emisión superficial y cavidad vertical (abreviado: MEMS-VCSEL) 66 para la emisión del haz 16 de luz de medición. El dispositivo de OCT 14 está configurado de modo que la resolución axial  $\delta z$  es aproximadamente igual a o menor de 10  $\mu\text{m}$  y de modo que el ancho de banda espectral  $\Delta\lambda$  es aproximadamente igual a o mayor de 100 nm. Un dispositivo de OCT 14 de este tipo presenta la ventaja de que la resolución axial  $\delta z$  de los datos de OCT Ia-c puede ajustarse mediante  $\delta z = (2 \cdot \ln 2 \cdot \lambda^2) / (n \cdot \text{Pi} \cdot \Delta\lambda)$ , donde n es el índice de refracción y  $\lambda$  es la longitud de onda central del espectro. Al tratarse

de un dispositivo de SS-OCT, el dispositivo de OCT 14 presenta la ventaja adicional de que la profundidad de exploración  $z_{m\acute{a}x}$ , es decir la profundidad de obtención de imágenes eficaz, puede ajustarse mediante  $z_{m\acute{a}x}=(\lambda^2)/(4\cdot n\cdot\delta\lambda)$ . En el presente ejemplo, el dispositivo de OCT 14 está configurado de modo que la profundidad de exploración  $z_{m\acute{a}x}$  es aproximadamente igual a o mayor de 40 mm. Esto permite determinar todas las distancias relevantes  $Aa, \dots, Lc$  en el ojo humano 12. Además, como el dispositivo de OCT 14 está realizado por un dispositivo de MEMS-VCSEL 66, que presenta un diseño pequeño y compacto, se reduce el peso y el volumen del sistema entero 10. El dispositivo de MEMS-VCSEL 66 presenta una velocidad de barrido, por ejemplo, de aproximadamente 100 kHz a aproximadamente 1 MHz. Esto permite una rápida adquisición de los datos de OCT 1a-1c y por tanto una reducción en el tiempo de determinación de las propiedades biométricas.

El dispositivo de guiado de haz 18 comprende una unidad 68 de exploración con por lo menos un par de espejos, por ejemplo, espejos galvanométricos o espejos adaptativos, (no mostrados) rotativos alrededor de dos ejes de rotación orientados perpendicularmente. El dispositivo de guiado de haz 18 comprende además un dispositivo de enfoque 70, tal como una lente, para enfocar el haz 16 de luz de medición desviado por la unidad 68 de exploración sobre o dentro del ojo 12 en una posición focal  $x, y, z$ . La unidad 68 de exploración está configurada para explorar la posición focal  $x, y, z$  de manera bidimensional a lo largo de direcciones espaciales  $x$  e  $y$  (compárense el sistema de coordenadas en las figuras 1 y 2). El dispositivo de enfoque 70 está configurado de modo que una resolución lateral de los datos de OCT es de menos de 100  $\mu\text{m}$ , por ejemplo, de 50  $\mu\text{m}$ . La longitud focal del dispositivo de enfoque 70 puede cambiarse a lo largo de una dirección espacial  $z$  para explorar la posición focal  $x, y, z$  de manera unidimensional a lo largo de una dirección espacial  $z$  (compárense de nuevo el sistema de coordenadas en las figuras 1 y 2).

A menos que se exprese lo contrario, los símbolos de referencia idénticos en las figuras 1 a 3 representan elementos idénticos o que actúan de manera idéntica. Además, puede concebirse una combinación aleatoria de las características y/o modificaciones explicadas en las figuras 1 a 3.



**REIVINDICACIONES**

1. Sistema (10) para determinar las propiedades biométricas de un ojo (12) o unas partes del ojo (12), que comprende:

- 5 - un dispositivo de OCT (14) configurado para emitir un haz (16) de luz de medición,
- un dispositivo de guiado de haz (18) que está configurado para guiar el haz (16) de luz de medición, y
- 10 - un dispositivo de control y análisis (20) que está configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz (18) para guiar el haz (16) de luz de medición hacia el ojo (12) para una pluralidad de exploraciones (a-c) de manera que para cada exploración (a-c) el haz (16) de luz de medición entre en la córnea (24) en una primera región lateral (26) y alcance a retina (30) del ojo (12) en una segunda región lateral (32) que incluye la fovea (34) de la retina (30) a lo largo de una trayectoria de haz (36a-36c) correspondiente, siendo las trayectorias
- 15 de haces (36a-36c) diferentes entre sí,

en el que el dispositivo de OCT (14) está además configurado para analizar de manera interferométrica el haz (16) de luz de medición reflejado de vuelta desde el ojo (12) para cada exploración (a-c) para proporcionar unos datos de OCT (1a-1c) correspondientes, y

en el que el dispositivo de control y análisis (20) está configurado además para determinar sobre la base de los datos de OCT (1a-1c) para cada exploración (a-c) de la pluralidad de exploraciones (a-c) por lo menos una distancia desde una superficie (40, 64) de la retina (30) hasta una superficie (42, 44) de la córnea (24) y/o hasta una superficie (46, 50) del cristalino (48) del ojo (12),

caracterizado por que el dispositivo de control y análisis (20) está además configurado para seleccionar sobre la base de los datos de OCT (1a-1c) de la pluralidad de exploraciones (a-c) la exploración (b), para la cual la distancia (Ab, Db) desde la superficie (40, 64) de la retina (30) hasta la superficie (42) de la córnea (24) y/o hasta la superficie (50) del cristalino (48) es máxima, y para emitir los datos de OCT (1b) de la exploración seleccionada (b).

2. Sistema (10) según la reivindicación 1, en el que el dispositivo de control y análisis (20) está además configurado para determinar sobre la base de los datos de OCT (1b) de la exploración seleccionada (b) una posición del punto de intersección (29b) de la córnea (24) y/o una posición de un centro y/o de un fondo (62) de la excavación de la fovea (34) y para determinar un eje (52) visual del ojo (12) mediante la asociación del eje (52) visual del ojo (12) con una línea recta a través de la posición determinada de este modo del punto de intersección (29b) de la córnea (24) y/o a través de la posición determinada de este modo del centro y/o del fondo (62) de la excavación de la fovea (34).

3. Sistema (10) según la reivindicación 1 o 2, en el que el dispositivo de control y análisis (20) está además configurado para controlar el dispositivo de guiado de haz (18) de manera que la primera región lateral (26) sea una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor que 1 mm y/o de manera que la segunda región lateral (32) que incluye la fovea (34) de la retina (30) sea una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor que 1 mm.

4. Sistema (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que el dispositivo de control y análisis (20) está además configurado para calcular sobre la base de los datos de OCT (1a-1c) de la pluralidad de exploraciones (a-c) los parámetros apropiados de una LIO, tales como la potencia de refracción y la asfericidad de la LIO, y/o para calcular sobre la base de los datos de OCT (1a-1c) de la pluralidad de exploraciones (a-c) una posición y orientación apropiadas de la LIO dentro del cristalino.

5. Sistema (10) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el dispositivo de OCT (14) comprende un dispositivo de sistema microelectromecánico con láser de emisión superficial y cavidad vertical, MEMS-VCSEL (66) para la emisión del haz (16) de luz de medición.

6. Sistema (10) según la reivindicación 5, en el que el dispositivo de MEMS-VCSEL (66) está configurado como un dispositivo de tomografía de coherencia óptica que presenta una resolución axial igual a o menor que aproximadamente 10 µm, preferentemente menor que 9 µm, y que presenta una velocidad de barrido comprendida entre aproximadamente 100 kHz y aproximadamente 1 MHz.

7. Procedimiento para determinar las propiedades biométricas de un ojo (12) o unas partes del ojo (12), que comprende las etapas siguientes:

- emitir un haz (16) de luz de medición,
- guiar el haz (16) de luz de medición hacia el ojo (12) para una pluralidad de exploraciones (a-c) de manera que para cada exploración (a-c) el haz (16) de luz de medición entre en la córnea (24) en una primera región lateral (26) y alcance la retina (30) del ojo (12) en una segunda región lateral (32) que incluye la fovea (34) de

la retina (30) a lo largo de una trayectoria de haz (36a-36c) correspondiente, siendo las trayectorias de haces (36a- 36c) diferentes entre sí,

- 5
- analizar de manera interferométrica el haz (16) de luz de medición reflejado de vuelta desde el ojo (12) para cada exploración (a-c) para proporcionar datos de OCT (Ia-Ic) correspondientes, y
  - determinar sobre la base de los datos de OCT (Ia-Ic) para cada exploración (a-c) de la pluralidad de exploraciones (a-c) por lo menos una distancia (Aa-Ac, Da-Dc) desde una superficie (40, 64) de la retina (30) hasta una superficie (42, 44) de la córnea (24) y/o hasta una superficie (46, 50) del cristalino (48) del ojo (12)

10

caracterizado por que la etapa que consiste en seleccionar sobre la base de los datos de OCT (Ia-Ic) de la pluralidad de exploraciones (a-c) la exploración (b) para la que la distancia (Ab, Db) desde la superficie (40, 64) de la retina (30) hasta la superficie (42) de la córnea (24) y/o hasta la superficie (50) del cristalino (48) sea máxima, y emitir los datos de OCT (Ib) de la exploración seleccionada (b).

15

8. Procedimiento según la reivindicación 7, que además comprende la etapa de determinar sobre la base de los datos de OCT (Ib) de la exploración seleccionada (b) una posición del punto de intersección (29b) de la córnea (24) y/o una posición del centro o del fondo (62) de la excavación de la fovea (34) y determinar el eje (52) visual del ojo (12) mediante la asociación del eje (52) visual del ojo (12) con una línea recta a través de la posición determinada de este modo del punto de intersección (29b) de la córnea (24) y/o a través de la posición determinada de este modo del centro y/o del fondo (62) de la excavación de la fovea (34).

20

9. Procedimiento según la reivindicación 7 u 8, que además comprende la etapa de controlar el dispositivo de guiado de haz (18) de manera que la primera región lateral (26) sea una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor que 1 mm y/o de manera que la segunda región lateral (32) que incluye la fovea (34) de la retina (30) sea una región circular que presenta un diámetro aproximadamente igual a o menor que 1 mm.

25

10. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 7 a 9, que además comprende la etapa de calcular sobre la base de los datos de OCT (Ia-Ic) de la pluralidad de exploraciones (a-c) los parámetros apropiados de una LIO, tales como la potencia de refracción y la asfericidad de la LIO, y calcular sobre la base de los datos de OCT (Ia-Ic) de la pluralidad de exploraciones (a-c) una posición y orientación apropiadas de la LIO dentro de un cristalino.

30

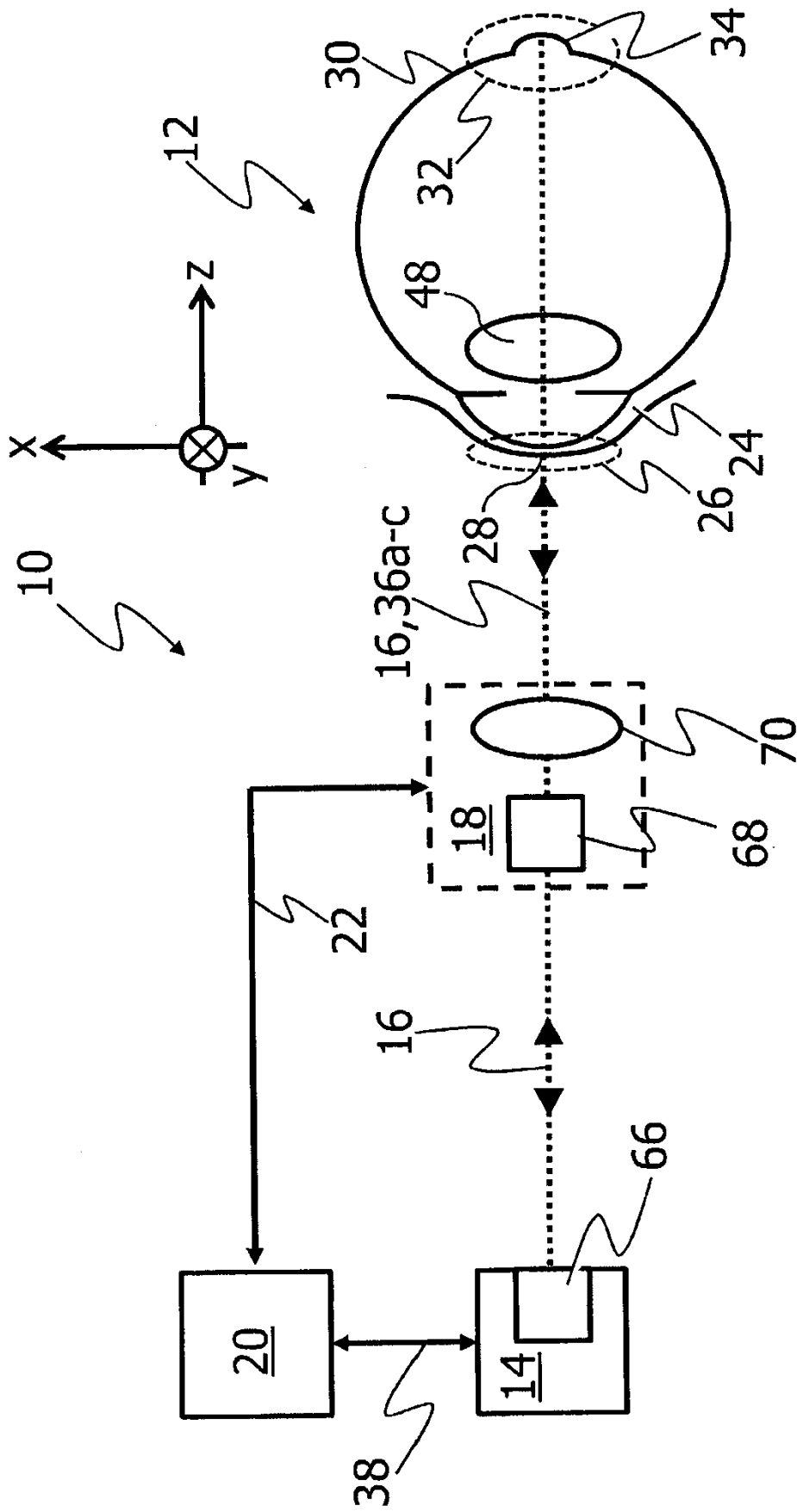


Fig. 1

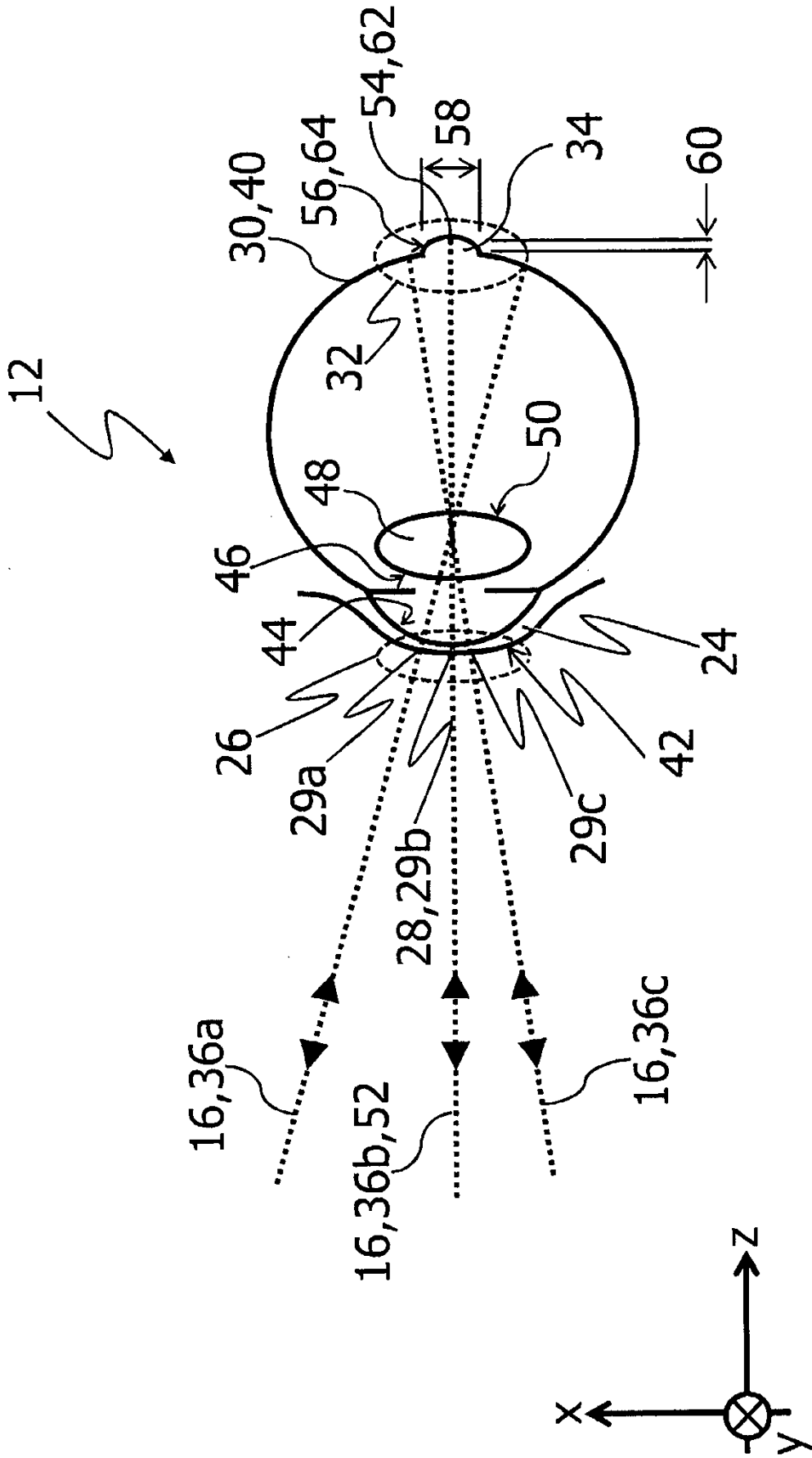


Fig. 2

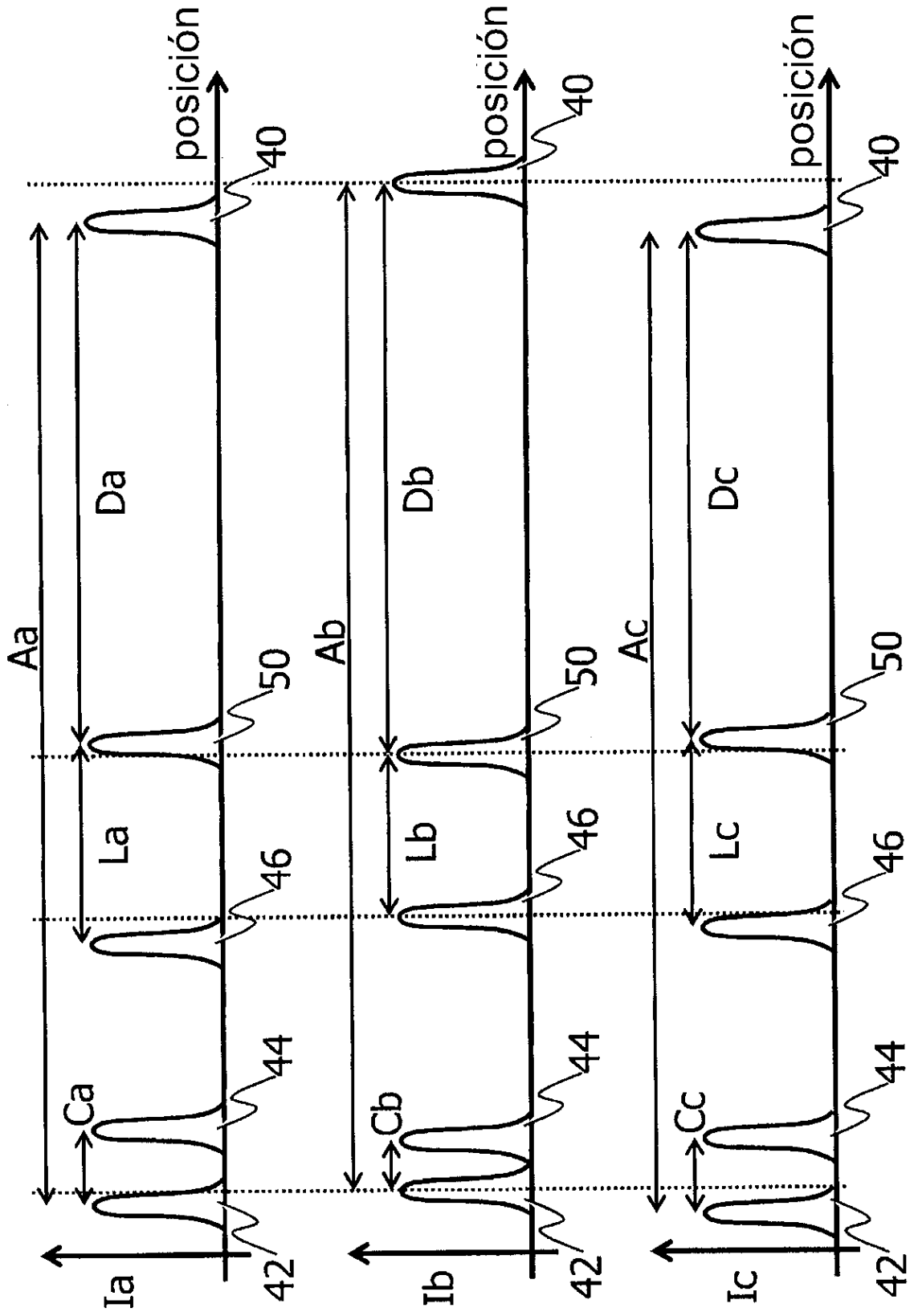


Fig. 3