



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 358 254**

51 Int. Cl.:  
**A61B 3/15** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02007154 .4**

96 Fecha de presentación : **28.03.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1245182**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **02.10.2002**

54 Título: **Aparato oftalmológico y método para autoalineación.**

30 Prioridad: **29.03.2001 JP 2001-96020**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**09.05.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**09.05.2011**

73 Titular/es: **CANON KABUSHIKI KAISHA**  
**30-2, 3-chome**  
**Shimomaruko, Ohta-Ku, Tokyo, JP**

72 Inventor/es: **Masaki, Toshifumi**

74 Agente: **Durán Moya, Carlos**

ES 2 358 254 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

## ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Sector técnico de la invención

5 La presente invención se refiere a un aparato oftalmológico que permite una alineación fácil de un sistema óptico de medición con respecto al ojo de un paciente que debe ser examinado y a un método de autoalineación para el aparato.

Técnica anterior relacionada

Es conocido un aparato oftalmológico que tiene una función de autoalineación.

10 Dicho aparato oftalmológico puede llevar a cabo la denominada autoalineación, en la que se proyecta un haz luminoso sobre la córnea del ojo a examinar y se detecta la situación de la alineación del eje óptico del sistema óptico de medición con respecto al ojo mediante la detección de la luz reflejada a través de un elemento de recepción de la luz, fijando de este modo automáticamente la relación entre el ojo y el eje óptico del sistema óptico de medición, para obtener una relación predeterminada en base a la situación de la alineación.

15 La función indicada de autoalineación presenta un estrecho margen en el que la luz reflejada desde la córnea puede ser detectada por el elemento receptor de la luz; existiendo todavía posibilidades de mejora.

Cuando el sistema óptico de medición en la situación inicial está fuera de un margen detectable en el que puede realizarse la autoalineación, y no puede detectarse luz reflejada, el operador necesita alinear el sistema óptico de medición (unidad de medición) con el ojo, de forma manual, hasta que el sistema óptico quede comprendido dentro del margen detectable.

20 Dicha operación es engorrosa para el operador de este aparato, y dificulta una medición rápida. Una de las medidas para superar este problema es ensanchar el margen detectable de alineación mediante la utilización de una lente de recepción de la luz de gran abertura, o un sensor que tenga una gran superficie de recepción de la luz. Sin embargo, el incremento del tamaño del aparato conduce a incrementos de coste y de complejidad.

25 Según otro enfoque, el aparato oftalmológico dado a conocer en la solicitud de patente japonesa a información pública N° 9-66027 pretende ensanchar los márgenes detectables en las direcciones de arriba y abajo y de derecha e izquierda (X e Y), mediante la realización de la detección de la alineación en base a una imagen virtual de una fuente luminosa con iluminación anterior sobre el ojo a examinar. No obstante, dado que no se utiliza ningún sistema óptico especial para la detección de la alineación no puede garantizarse una precisión elevada de la detección. Además, de acuerdo con la estructura de este aparato, no puede ensancharse el margen detectable para la alineación en la dirección hacia adelante y hacia atrás (Z).

El documento EP-A-0820720 da a conocer un aparato oftalmológico que tiene un sistema para ajustar la relación posicional entre un ojo y un instrumento de medición, en base a una información óptica grabada mediante una cámara CCD en la trayectoria óptica de detección.

## CARACTERÍSTICAS DE LA INVENCION

35 Es un objetivo de la presente invención dar a conocer un método y un aparato oftalmológico que permiten una autoalineación de una precisión elevada dentro de un margen amplio.

40 Con el objeto de conseguir el objetivo anterior, según un aspecto de la presente invención, se da a conocer un aparato oftalmológico según la reivindicación 1, que comprende una unidad de medición móvil que incluye un sistema óptico de medición para medir un ojo a examinar, una primera fuente luminosa que irradia el ojo con luz procedente de una dirección diferente del eje óptico del sistema óptico de medición, una segunda fuente luminosa que irradia el ojo con luz procedente de la dirección del eje óptico del sistema óptico de medición, un dispositivo de toma de imágenes para obtener una imagen del ojo, un primer sistema de detección que detecta una situación de alineación de la unidad de medición con el ojo, mediante la obtención de una posición de una imagen reflejada por la córnea de la segunda fuente luminosa, en base a la imagen tomada por el dispositivo de toma de imágenes, y un segundo sistema de detección que detecta una situación de alineación de la unidad de medición con el ojo mediante la detección de una posición de la imagen reflejada por la córnea de la primera fuente luminosa, en base a la imagen tomada mediante el dispositivo de toma de imágenes.

50 Según otro aspecto de la presente invención, se da a conocer un método de autoalineación, según la reivindicación 6, para un aparato oftalmológico que incluye un sistema óptico de medición que mide el ojo a examinar, y un sistema de iluminación que ilumina el ojo con una luz extrínseca al ojo, comprendiendo la etapa de detección de la irradiación del ojo con un haz luminoso a través del sistema óptico de medición, y detectando una imagen del haz luminoso reflejada por la córnea, la etapa de alineación, de cuando una imagen reflejada por la córnea puede ser detectada en la etapa de detección, alinear el sistema óptico de medición con el ojo en base a una posición determinada basada en la imagen reflejada por la córnea, y la etapa de, cuando no puede detectarse una imagen de la córnea en la

etapa de detección, detectar una imagen reflejada por la córnea mediante la iluminación de la luz extrínseca al ojo, alineando el sistema óptico de medición de acuerdo con la imagen detectada reflejada por la córnea y realizando a continuación de nuevo la etapa de detección.

5 Lo anterior, y otros objetivos, características y ventajas de la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada junto con los dibujos que se acompañan y las reivindicaciones adjuntas.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es una vista, en perspectiva, de un aparato oftalmológico según una realización;

la figura 2 es una vista, en perspectiva, que muestra la estructura de un mecanismo de accionamiento para accionar la unidad de medición;

10 la figura 3 es una vista que muestra la disposición óptica interna de la unidad de medición;

la figura 4 es una vista que muestra las disposiciones de un prisma de tope de 6 piezas y de un prisma de 6 piezas;

la figura 5 es una vista que muestra la disposición de un tope de prisma;

15 las figuras 6A, 6B y 6C son vistas que muestran, cada una de ellas, una imagen anterior en el momento de la alineación, en base a las imágenes reflejadas de la luz de alineación;

las figuras 7A, 7B y 7C son vistas que muestran, cada una de ellas, una imagen anterior en el momento de la alineación, en base a las imágenes reflejadas de la pupila y de una luz extrínseca al ojo;

la figura 8 es un diagrama de bloques que muestra la disposición eléctrica; y

la figura 9 es un esquema de flujo que muestra un procedimiento para la autoalineación.

#### 20 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA REALIZACIÓN PREFERENTE

A continuación se describirá con detalle la presente invención haciendo referencia a la realización mostrada en los dibujos adjuntos.

25 Se tomará como ejemplo de aparato oftalmológico un aparato de medición de la potencia refractiva del ojo. Debe tenerse en cuenta que el aparato oftalmológico al que puede ser aplicada la presente invención no está limitado a dicho aparato, sino que puede ser aplicada a diversos dispositivos que precisan una alineación exacta de un sistema óptico con el ojo, por ejemplo, aparatos de medición corneal para medir diversos tipos de información sobre la córnea, optómetros, cámaras de fondo de ojo y medidores del flujo de sangre.

30 La figura 1 es una vista esquemática de un aparato según esta realización. Una pantalla -1- (pantalla de cristal líquido o CRT) para visualizar un valor medido, una imagen del ojo de un paciente, y similares, o para visualizar/proporcionar un interfaz de usuario utilizado para diversas determinaciones, está montado en la superficie del aparato en el que un operador realiza la operación. Además, una bola de seguimiento -2- y un rodillo -3- que son dispositivos de entrada para alinear manualmente la unidad de medición con el ojo, un panel de conmutación -4- (que tiene un conmutador para la impresión en la impresora, un conmutador de inicio de la medición, un conmutador para selección/determinación y similares) y una impresora -5-, están dispuestos sobre esta superficie. La cara del paciente se sujeta en un soporte para el rostro (no mostrado) en el lado opuesto a la superficie en la que el operador lleva a cabo la operación, y el ojo -E- se ajusta frente al sistema óptico de la unidad de medición.

35 La figura 2 es una vista, en perspectiva, que muestra un mecanismo de accionamiento para alinear automáticamente una unidad de medición -6- con el ojo -E-. Este aparato incluye la unidad de medición -6- que incorpora un sistema óptico de medición. La unidad de medición -6- se desplaza en dirección hacia arriba y hacia abajo (dirección Y) dentro de un margen de unos 30 mm, por medio de un mecanismo de accionamiento -7- de ascenso y descenso, para desplazar la unidad en dirección hacia arriba y hacia abajo. La unidad de medición -6- está soportada sobre un soporte -8- y está unida a un soporte -9- que incorpora un cojinete de bolas de acción directa y un husillo de alimentación para el movimiento vertical. El soporte -9- está fijado sobre una base -10-. Un soporte de adaptación -11- sobresale por debajo de la unidad de medición -6- para limitar la rotación de la unidad de medición -6- alrededor del eje central del soporte -8- y está montado en un cojinete -12- de acción directa fijado a la base -10-. Un motor -13- de ascenso y descenso está situado entre el soporte -9- y el cojinete -12- de acción directa para hacer girar el husillo de alimentación del soporte -9- a través de una correa en la superficie inferior de la base -10-. Por consiguiente, cuando el motor -13- gira en el sentido de las agujas del reloj y en el sentido contrario al de las agujas del reloj, la unidad de medición -6- se desplaza hacia arriba y hacia abajo. Unos conmutadores de final de carrera (no mostrados) en los dos extremos de la carrera en dirección ascendente y descendente, detectan los límites del movimiento. Un codificador capaz de contar impulsos está situado coaxialmente en el motor -13-. Un fotoacoplador para detectar el codificador está situado en la superficie inferior de la base -10-.

Un mecanismo -14- de avance y retroceso acciona la unidad de medición -6- en dirección hacia adelante y hacia atrás (dirección Z). Una tuerca -15- de rosca hembra está fijada en la superficie inferior de la base -10-. La tuerca -15- de rosca hembra está acoplada por roscado a un husillo de alimentación -17- soportado en una base -16-. El husillo de alimentación está acoplado a un motor -18- de avance y retroceso a través de un acoplamiento. Unos carriles de guía -19a- y -19b- de acción directa están dispuestos en las superficies laterales izquierda y derecha de la base -10-; los lados móviles y fijos están unidos respectivamente a la base -10- y a la base -16-. Cuando el motor -18- de avance y retroceso gira en el sentido de las agujas del reloj y en el sentido contrario al de las agujas del reloj, la unidad de medición -6- incluyendo el mecanismo -7- de ascenso y descenso, se desplaza hacia adelante y hacia atrás dentro de un margen de unos 40 mm. Unos conmutadores de final de carrera (no mostrados) en los dos extremos de la carrera en dirección hacia adelante y hacia atrás, detectan los límites del movimiento. Un codificador capaz de contar impulsos está situado coaxialmente en el motor -18- de avance y retroceso. En la superficie superior de la base -10- está situado un fotoacoplador para detectar el codificador.

Un mecanismo -20- de accionamiento hacia la derecha y hacia la izquierda acciona la unidad de medición -6- en la dirección hacia la derecha y hacia la izquierda (dirección X). Una tuerca con rosca hembra está fijada a la superficie inferior de la base -16-. La tuerca de rosca hembra está acoplada mediante roscado a un husillo de alimentación -22- soportado sobre una base -21-. El husillo de alimentación -22- está acoplado a un motor -23- para el desplazamiento hacia la derecha y hacia la izquierda, a través de una correa -24-. Unos carriles -25a- y -25b- de acción directa están dispuestos en las superficies delantera y posterior de la base -16-; los lados móviles y fijos están unidos respectivamente a la base -16- y a la base -21-. Cuando el motor -23- de desplazamiento hacia la derecha y hacia la izquierda gira en el sentido de las agujas del reloj y en el sentido contrario al de las agujas del reloj, la unidad de medición -6-, incluyendo el mecanismo de accionamiento -7- de ascenso y descenso y el mecanismo -14- de desplazamiento hacia adelante y hacia atrás, se mueve en la dirección hacia la derecha y hacia la izquierda dentro de un margen de unos 90 mm. Unos conmutadores de final de carrera (no mostrados) en los dos extremos de la carrera en la dirección hacia la derecha y hacia la izquierda, detectan los límites del movimiento. Un codificador capaz de contar impulsos está situado coaxialmente en el motor -23- de desplazamiento hacia la derecha y hacia la izquierda. Un fotoacoplador para detectar el codificador está situado en la superficie superior de la base -21-.

Tal como se ha descrito anteriormente, la unidad de medición -6- es desplazada mediante el mecanismo -7- de accionamiento de ascenso y descenso (dirección Y), el mecanismo -14- de accionamiento hacia adelante y hacia atrás (dirección Z) y el mecanismo -20- de accionamiento hacia la derecha y hacia la izquierda (dirección X) en las direcciones respectivas en tres dimensiones con respecto al ojo -E-. Por consiguiente, este aparato puede enfrentarse a objetos de tamaños diversos, desde niños a adultos. Cuando un objeto fija su cara sobre el apoyo del rostro, la unidad de medición se alinea con el ojo del objeto.

La figura 3 muestra la disposición del sistema óptico en la unidad de medición -6-. Un espejo dicróico -31- para reflejar totalmente la luz visible y reflejar parcialmente un rayo luminoso que tiene una longitud de onda de 880 nm, una lente objetivo -32-, un espejo -33- con una abertura, un tope -34-, una lente de proyección -35-, un tope -36- de la proyección y una fuente -37- de medición de la luz de una longitud de onda de 880 nm, están dispuestos sobre un eje central -O- de la unidad de medición -6- para ser alineados con el eje óptico del ojo -E-. Un tope -38- de 6 piezas, un prisma -39- de 6 piezas, una lente -40- de recepción de la luz y un elemento bidimensional -41- de toma de imágenes (un CCD bidimensional), están dispuestos en la dirección de reflexión del espejo -33- con la abertura. El tope -38- de 6 piezas y el prisma -39- de 6 piezas tienen las formas mostradas en la figura 5. Están en estrecho contacto entre sí.

Cuando debe medirse la potencia refractiva del ojo de un objeto, se enfoca un haz luminoso emitido desde la fuente -37- de medición de la luz, mediante el tope de proyección -36- y forma primariamente una imagen delante de la lente objetivo -32- por medio de la lente de proyección -35-. Este haz luminoso es transmitido a continuación a través de la lente objetivo -32- y del espejo dicróico -31- y es proyectado en el centro de la pupila del ojo -E-. Este haz luminoso forma una imagen en el fondo del ojo, y la luz reflejada pasa a través de una parte de alrededor de la pupila e incide de nuevo en la lente objetivo -32-. El haz luminoso incidente se compacta y es reflejado totalmente por medio del espejo -33- con la abertura. El haz luminoso reflejado es dividido en seis componentes luminosos mediante el tope -38- de 6 piezas. Estos componentes de la luz son refractados mediante el prisma -39- de 6 piezas para incidir en la zona de recepción de la luz del elemento -41- de toma de la imagen bidimensional dentro de un margen correcto, de manera que proyecta seis imágenes puntuales en el elemento -41- de toma de la imagen bidimensional. El poder refractivo del ojo puede ser medido en base a la relación posicional entre las seis imágenes puntuales en el elemento -41- de toma de la imagen bidimensional.

Un sistema óptico para la proyección del objetivo o blanco de la proyección y un sistema óptico para la recepción de la luz utilizados tanto en la observación anterior como en la detección de la alineación, están dispuestos en la dirección de reflexión del espejo dicróico -31-. El sistema óptico de recepción de la luz incluye una lente -42-, un espejo dicróico -43-, un tope de prisma -44- para la alineación, una lente -45- para la formación de la imagen y un elemento bidimensional -46- de toma de imágenes (CCD bidimensional). Asimismo, se utiliza la fuente -37- de medición de la luz como fuente luminosa, con una longitud de onda de 880 nm para la detección de la alineación. Un haz luminoso procedente de la fuente -37- de medición de la luz es reflejado por la córnea del ojo -E-. El haz luminoso reflejado vuelve a la unidad de medición -6- y es reflejado por el espejo dicróico -31-. Este haz luminoso pasa a continuación a través de la lente -42- y es reflejado por el espejo dicróico -43- para ser guiado hasta el sistema óptico de alineación.

El sistema óptico de alineación incluye el tope de prisma -44-. La figura 4 muestra la estructura del tope de prisma -44-. En una placa de tope en forma de disco están formadas horizontalmente tres partes de abertura, y unos prismas de alineación -47a- y -47b- que transmiten solamente haces luminosos con longitudes de onda próximas a 880 nm están adheridos a la superficie de la placa de tope que está situada en el lado del espejo dicroico -43-. El haz luminoso transmitido a través del prisma -47a- es refractado hacia abajo, y el haz luminoso transmitido a través del prisma -47b- es refractado hacia arriba. El haz luminoso que pasa a través de la parte de abertura -47c- es transmitido a través de la misma sin refracción. Como consecuencia se forman tres puntos luminiscentes en el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes mediante la lente -45- de formación de imágenes. Las imágenes reflejadas por la córnea, formadas por las fuentes luminosas -48a- y -48b- extrínsecas al ojo con una longitud de onda de 770 nm vuelven a la unidad de medición -6- y son reflejadas por medio del espejo dicroico -31-, junto con la imagen anterior. Estas imágenes luminosas pasan a través de la lente -42- y son reflejadas por el espejo dicroico -43- para ser guiadas hasta el sistema óptico de alineación. Las imágenes luminosas pasan luego solamente a través de la parte de la abertura -47c- en el centro del tope de prisma -44- y forman imágenes en el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes mediante la lente -45- de formación de imágenes. La situación de la alineación puede ser detectada de la forma descrita más adelante, en base a la relación posicional entre los puntos luminiscentes en el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes.

A continuación se describirá un sistema óptico de proyección de la fijación. La fijación del sistema óptico de proyección está colocada en el lado de transmisión del espejo dicroico -43-. Este sistema incluye un espejo de reflexión total -49-, la fijación de la lente -50- de derivación, un esquema de fijación -51- y la fijación de la fuente luminosa -52- de proyección. En el momento de la fijación de la derivación, un haz luminoso de proyección procedente de la fijación de la fuente luminosa -52- de proyección, que está conectado, ilumina el esquema de fijación -51- desde el lado posterior y es proyectado sobre el fondo del ojo del ojo -E- a través de la fijación de la lente de derivación -50- y de la lente -42-. La fijación de la lente -50- de derivación puede desplazarse en la dirección del eje óptico mediante la rotación del motor -61- de la fijación de la lente de derivación, de manera que se enfrenta a los cambios de visibilidad del ojo -E-.

La figura 8 es un diagrama eléctrico de bloques que muestra la disposición global del aparato según esta realización. El panel de conmutación -4- (que incluye un conmutador de medición, un conmutador de puesta en marcha de la impresión y similares), los codificadores rotativos incorporados respectivamente en la bola de seguimiento -2- y en el rodillo -3-, que son utilizados para alinear de forma aproximada la unidad de medición con el ojo, y la impresora -5- para la impresión de los resultados de la medición, están conectados a las salidas de una CPU -54- que sirve de procesador para controlar la totalidad del aparato y ejecutar procesos aritméticos. Una señal de video que representa la imagen del fondo del ojo tomada por el elemento bidimensional -41- de toma de imágenes es enviada a través de un conmutador de video -57- y es convertida en datos digitales mediante un convertidor A/D (analógico/digital) -55-. Estos datos son almacenados en una memoria de imágenes -56-. La CPU -54- calcula la potencia refractiva del ojo en base a la imagen almacenada en la memoria de imagen -56-. Una señal de video que representa la imagen anterior, tomada por el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes, es enviada a través del conmutador de video -57- y convertida en datos digitales por medio del convertidor A/D -55-. Estos datos son almacenados en la memoria de imágenes -56-. La CPU -54- realiza un procesamiento de la imagen, tal como una extracción de una imagen del punto luminiscente y una extracción de la pupila en base a la imagen almacenada en la memoria de imágenes -56-. La señal de video que representa la imagen anterior tomada por el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes es sintetizada con una señal procedente de un dispositivo -63- de generación de caracteres para visualizar la imagen anterior y los valores medidos en la pantalla -1-. El motor -13- de ascenso y descenso, el motor -18- de desplazamiento hacia adelante y hacia atrás, el motor -23- de desplazamiento hacia la derecha y hacia la izquierda, y el motor -61- de fijación de la lente de derivación están conectados respectivamente a los dispositivos de accionamiento -58-, -59-, -60- y -62- de los motores y son accionados mediante señales de órdenes procedentes de la CPU -54-. La fuente luminosa -52- de proyección de la fijación, una fuente luminosa -48- extrínseca al ojo y la fuente -37- de medición de la luz, están conectadas a un convertidor D/A -64- a través de dispositivos de accionamiento (no mostrados), y pueden modificar las cantidades de luz de acuerdo con instrucciones procedentes de la CPU -54-.

Cada una de las figuras 6A a 6C muestra una imagen anterior de un ojo a examinar que es observado cuando la detección de la posición es realizada correctamente mediante la utilización de la imagen reflejada por la córnea formada mediante la fuente -37- de medición de la luz en la detección de la alineación. La figura 6A muestra un caso en que la alineación está realizada correctamente en la dirección hacia adelante y hacia atrás. La imagen anterior y las imágenes reflejadas por la córnea, procedentes de las fuentes luminosas -48a- y -48b- extrínsecas al ojo, son transmitidas a través de la parte -47c- de abertura en el centro del prisma de tope -44- y son transformadas en los puntos luminiscentes -60- y -61-. Mientras tanto, la imagen reflejada por la córnea, formada mediante la fuente luminosa de medición -37-, se transforma en tres puntos luminiscentes -62- alineados verticalmente. El haz luminoso transmitido a través de la parte de abertura -47a- (ver figura 4) del prisma de tope -44- es transformado en el punto luminiscente superior, el haz luminoso transmitido a través de la parte de abertura -47b- es transformado en el punto luminiscente inferior y el haz luminoso transmitido a través de la parte de abertura -47c- es transformado en el punto luminiscente central. La figura 6B muestra una imagen de observación en una situación en la que la distancia entre el ojo -E- y la unidad de medición -6- es mayor (más alejada) que un valor correcto. En esta situación, una línea que conecta los tres puntos luminiscentes -62- se inclina en el sentido de las agujas del reloj. Por el contrario, la figura 6C muestra una imagen de observación en una situación en la que la distancia entre el ojo -E- y la unidad de medición -6- es menor

(más próxima) que el valor correcto. En esta situación, una línea que conecta los tres puntos luminiscentes -62- se inclina en el sentido contrario al de las agujas del reloj. Puede detectarse la situación de la alineación en la dirección hacia adelante y hacia atrás (dirección Z) a partir de las posiciones de los puntos luminiscentes superior e inferior de los tres puntos luminiscentes en la dirección hacia la derecha y hacia la izquierda (coordenadas X). Puede detectarse la situación de la alineación en las direcciones hacia arriba y hacia abajo y hacia adelante y hacia atrás (direcciones X e Y) a partir de la posición (coordenadas) del punto luminoso central.

Cada una de las figuras 7A a 7C muestra una imagen anterior de un ojo a examinar que es observado cuando la imagen reflejada por la córnea formada mediante la fuente luminosa -48- extrínseca al ojo es utilizada para la detección de la alineación, en vez de la imagen reflejada por la córnea formada mediante la fuente de luz de medición -37-. La figura 7A muestra un caso en el que la alineación es realizada correctamente en la dirección hacia adelante y hacia atrás (dirección Z). En esta situación, una distancia -d- entre la posición del centro -63- de la pupila y una imagen -61- reflejada por la córnea (o imagen -60-) formada mediante la fuente luminosa -48- extrínseca al ojo, se convierte en un cierto valor predeterminado. La figura 7B muestra una imagen de observación en una situación en la que la distancia entre el ojo -E- y la unidad de medición -6- es mayor que un valor correcto. En esta situación, la distancia -d- es menor que la del caso mostrado en la figura 7A. Por el contrario, la figura 7C muestra una imagen de observación en una situación en la que la distancia entre el ojo -E- y la unidad de medición -6- es menor que el valor correcto. En esta situación, la distancia -d- es mayor que la del caso mostrado en la figura 7A. Por consiguiente, puede detectarse la situación de alineación en la dirección -Z- a partir del valor de la distancia -d-. Las situaciones de alineación en las direcciones -X- e -Y- pueden ser detectadas a partir de la posición (coordenadas) del centro de la pupila.

Tal como se ha descrito anteriormente, se calcula la situación de la alineación en dirección hacia adelante y hacia atrás (dirección Z) a partir de la inclinación de una línea que conecta tres puntos luminiscentes (en el esquema mostrado en las figuras 6A a 6C), o a partir de la distancia -d- entre el centro de la pupila y cada punto luminoso (en el esquema mostrado en las figuras 7A a 7C). Debe tenerse en cuenta que la distancia varía dependiendo del radio de curvatura de la córnea del ojo (variaciones entre individuos) y por ello, preferentemente, es corregida de acuerdo con el radio de curvatura. Además, se calcula la situación de la alineación en las direcciones hacia arriba y hacia abajo, y hacia la derecha y hacia la izquierda (direcciones X e Y), a partir de las coordenadas (en el esquema mostrado en las figuras 6A a 6C) del punto luminoso central o de las coordenadas de posición del centro de la pupila (en el esquema mostrado en las figuras 7A a 7C). Si se compara el esquema mostrado en las figuras 6A a 6C con el mostrado en las figuras 7A a 7C, los márgenes detectables en las direcciones -X-, -Y- y -Z- son más amplios en el esquema mostrado en las figuras 7A a 7C. Por otra parte, la precisión de la detección en las direcciones -X-, -Y- y -Z- es más elevada en el esquema mostrado en las figuras 6A a 6C. Es decir, en el esquema mostrado en las figuras 6A a 6C los márgenes de detección son estrechos, pero puede realizarse una detección de la posición de precisión elevada. Por el contrario, en el esquema mostrado en las figuras 7A a 7C, los márgenes de detección son amplios, pero la detección de la posición es de una precisión inferior. Por consiguiente, el aparato según esta realización realiza un esquema de autoalineación que satisface tanto los requisitos de márgenes amplios de detección como una precisión elevada de la detección, manteniendo la mayor parte de las ventajas de los esquemas respectivos tal como se describirá más adelante.

A continuación se describirá un procedimiento operativo en el aparato según esta realización. Se coloca la cara de un individuo a examinar sobre el apoyo para la misma (no mostrado). A continuación, el operador acciona la bola de seguimiento -2- y el rodillo -3- para alinear la unidad de medición -6- con el eje óptico -O- del ojo -E-. La unidad de medición -6- se desplaza en las direcciones de derecha e izquierda y de adelante hacia atrás con respecto al ojo, mediante el accionamiento de la bola de seguimiento -2-, y se desplaza en la dirección de ascenso y descenso accionando el rodillo -3-, alineando de este modo la unidad de medición -6-. En esta operación, en el lado del aparato, la CPU -54- recibe señales de salida de los contadores de impulsos respectivos y de los codificadores rotativos incorporados en la bola de seguimiento -2- y en el rodillo -3- para detectar la magnitud y la velocidad de la operación. De acuerdo con la magnitud y la velocidad de la operación, la CPU -54- acciona el motor -13- de ascenso y descenso, el motor -18- de desplazamiento hacia adelante y hacia atrás y el motor -23- de desplazamiento hacia la derecha y hacia la izquierda a través de los respectivos dispositivos -58-, -59- y -60- de accionamiento del motor.

Con la operación anterior, el operador desplaza la unidad de medición -6- y comprueba una imagen de observación del ojo -E- en la pantalla -1-. Después de comprobar la imagen, el operador oprime el conmutador de puesta en marcha de la medición en el panel de conmutación -4-. De acuerdo con esta operación, se pone en marcha la autoalineación de forma automática, para alinear la unidad de medición -6- con el ojo -E-. El diagrama de flujo mostrado en la figura 9 muestra una serie de operaciones desde el inicio hasta el final de la autoalineación.

En primer lugar se describirá una operación de alineación precisa (alineación fina) en base a una imagen de la luz de alineación reflejada por la córnea. En la etapa S1, la imagen tomada por el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes es almacenada en la memoria de imágenes -56-, y la CPU -54- detecta tres puntos luminiscentes de imágenes reflejadas por la córnea, formadas mediante la fuente luminosa de medición -37- por medio del procesamiento de imágenes. En la etapa S2, se comprueba si los tres puntos luminiscentes han sido detectados en la etapa S1. Si en la etapa S2 se obtiene SI, el proceso avanza hasta la etapa S3, en la que la CPU -54- calcula las magnitudes de desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z- a partir de las posiciones de los tres puntos luminiscentes. En la etapa S4 se comprueba si las magnitudes de desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z- calculadas en la etapa S3, están comprendidas dentro de márgenes medibles. Si la magnitud del desplazamiento está

comprendida dentro de los márgenes medibles, se ha completado la autoalineación. Si la magnitud del desplazamiento está fuera de los márgenes medibles, el proceso avanza hasta la etapa S5. En la etapa S5, los motores respectivos en las direcciones hacia arriba y hacia abajo, hacia la derecha y hacia la izquierda y hacia adelante y hacia atrás son accionados por medio de las órdenes recibidas de la CPU -54-, de acuerdo con las magnitudes de desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z-, desplazando de este modo la unidad de medición -6-. El proceso vuelve a continuación a la etapa S1. Este bucle de etapas de S1 a S5 se repite hasta que en la etapa S4 se determina que las magnitudes de desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z- estén comprendidas dentro de los márgenes medibles, realizando de este modo la autoalineación. Cuando se ha completado la autoalineación, se ejecuta la medición de la potencia refractiva del ojo.

La operación de alineación (alineación grosera) debe ser realizada hasta que la unidad de medición -6- entra dentro de un margen en el que pueden detectarse satisfactoriamente los tres puntos luminiscentes de las imágenes reflejadas por la córnea, formados mediante la fuente luminosa -37- de medición. Este proceso se realiza cuando se obtiene un "NO" en la etapa S2, es decir, cuando no se detectan los tres puntos luminiscentes. Si en la etapa S2 se determina que no se detectan los tres puntos luminiscentes, el proceso avanza hasta la etapa S6, en la que la CPU -54- detecta la posición (coordenadas) del centro de la pupila del ojo mediante procesamiento de las imágenes en base a la imagen tomada por el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes y almacenada en la memoria de imágenes -56-. La CPU -54- calcula a continuación la magnitud de los desplazamientos en las direcciones -X- e -Y- a partir de la posición detectada del centro de la pupila. En la etapa S7, se comprueba si la magnitud del desplazamiento en las direcciones -X- e -Y- obtenida en la etapa S6 está comprendida dentro de los márgenes predeterminados. Si en la etapa S7 se obtiene "NO", el proceso avanza a la etapa S8. Los márgenes predeterminados son los márgenes en las direcciones -X- e -Y- en los que pueden detectarse satisfactoriamente los tres puntos luminiscentes de las imágenes reflejadas por la córnea, formadas mediante la fuente luminosa -37- de medición. En la etapa S8, el motor de ascenso y descenso y el motor de desplazamiento hacia la derecha y hacia la izquierda son accionados mediante órdenes de la CPU -54-, de acuerdo con las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X- e -Y-, desplazando de este modo la unidad de medición -6-. El proceso vuelve de nuevo a continuación a la etapa S6. Este bucle de las etapas S6 a S8 se repite hasta que en la etapa S7 se determina que las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X- e -Y- están comprendidas dentro de los márgenes predeterminados. Lo siguiente es el motivo por el que la alineación en la dirección -Z- no se realiza en el bucle de procesamiento de las etapas S6 a S8. Tal como se ha descrito anteriormente haciendo referencia a las figuras 7A a 7C, puede detectarse la magnitud del desplazamiento en la dirección -Z- a partir de la distancia entre el centro de la pupila y cada punto luminoso. Dado que esta distancia varía dependiendo del radio de curvatura de la córnea, la magnitud del desplazamiento detectada en la dirección -Z- varía dependiendo de los pacientes. Por este motivo, a pesar del hecho de que la magnitud del desplazamiento en la dirección -Z- es pequeña (por ejemplo, en un caso en que después de haber completado la medición de uno de los dos ojos izquierdo y derecho, se cambia la medición al otro ojo), puede determinarse que el error en la dirección -Z- es grande. Si la unidad de medición es accionada en base a esta determinación, puede incrementarse la magnitud del desplazamiento en la dirección -Z-. Supongamos que el motivo principal por el que los tres puntos luminiscentes de las imágenes reflejadas por la córnea formadas mediante la fuente luminosa -37- de medición no pueden ser detectados en la etapa S1 sean las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X- e -Y-. En este caso, si se realiza la alineación en la dirección -Z- junto con la alineación en las direcciones -X- e -Y-, puede incrementarse la magnitud del desplazamiento en la dirección -Z-. Con el objeto de evitar esto, no se realiza la alineación en la dirección -Z- en las etapas S6 a S8, sino que únicamente se realiza la alineación en las direcciones -X- e -Y-.

Si en la etapa S7 se obtiene "SI", el proceso avanza a la etapa S9. El procesamiento en las etapas S9 y S10 es el mismo que en las etapas S1 y S2 descritas anteriormente. Esto es, se detectan tres puntos luminiscentes de imágenes reflejadas por la córnea formadas mediante la fuente luminosa -37- de medición. En la etapa S10 se comprueba si en la etapa S7 se han detectado tres puntos luminiscentes. Si en la etapa S10 se obtiene "SI", el proceso avanza a la etapa S3. En este caso, la operación de la etapa S4 y las etapas posteriores se realiza de la forma anterior.

Si en la etapa S10 se obtiene "NO", el proceso avanza a la etapa S11. El procesamiento en la etapa S11 y en las etapas posteriores se caracteriza porque la alineación se realiza con la detección de una magnitud de desplazamiento en la dirección -Z- si se compara con el procesamiento en las etapas S6 a S8 descritas anteriormente. La CPU -54- detecta la posición del centro de la pupila y la posición central de una imagen reflejada por la córnea, formada mediante la fuente luminosa -48- extrínseca al ojo por medio del procesamiento de la imagen en base a la imagen tomada por el elemento bidimensional -46- de toma de imágenes y almacenada en la memoria de imágenes -56-. A continuación, la CPU -54- calcula la distancia entre el centro detectado de la pupila y el centro detectado de la imagen reflejada por la córnea, para obtener la magnitud del desplazamiento en la dirección -Z-, así como las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X- e -Y-. Más concretamente, las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X- e -Y- se detectan en base a los valores de las coordenadas del centro de la pupila, y la magnitud del desplazamiento en la dirección -Z- se detecta a partir de la distancia entre la imagen reflejada de la luz extrínseca al ojo y el centro de la pupila. Según otro método, las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z- pueden obtenerse a partir de la distancia entre dos imágenes reflejadas por la córnea (imágenes -60- y -61- en las figuras 7A a 7C), formadas mediante la fuente luminosa -48- extrínseca al ojo, o por los valores de las coordenadas de estas imágenes sin obtener una posición del centro de la pupila.

En la etapa S12, se comprueba si las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z- obtenidas en la etapa S11 están comprendidas dentro de los márgenes predeterminados. Si en la etapa S12 se obtiene

“NO”, el proceso avanza a la etapa S13. Los márgenes predeterminados son los márgenes en las direcciones -X-, -Y- y -Z- dentro de los que pueden detectarse de forma satisfactoria tres puntos luminiscentes de las imágenes reflejadas por la córnea, formadas mediante la fuente luminosa -37- de medición. En la etapa S13, los motores son accionados en las direcciones respectivas por medio de instrucciones desde la CPU -54- de acuerdo con las magnitudes del desplazamiento, desplazando de este modo la unidad de medición -6-. El proceso vuelve a continuación de nuevo a la etapa S11. Este bucle de las etapas S11 a S13 se repite hasta que en la etapa S12 se determina que las magnitudes del desplazamiento están comprendidas dentro de los márgenes predeterminados. Si se obtiene un “SI” en la etapa S12, el proceso avanza a la etapa S1. Con el procesamiento anterior todas las magnitudes del desplazamiento en las direcciones -X-, -Y- y -Z- están ya comprendidas dentro del margen en el que pueden detectarse satisfactoriamente tres puntos luminiscentes de las imágenes reflejadas por la córnea, formadas mediante la fuente luminosa -37- de medición. Por consiguiente, en la etapa S2 pueden detectarse los tres puntos luminiscentes de las imágenes reflejadas por la córnea. Después de esta etapa, se realiza la autoalineación de la manera anterior. Cuando se ha completado la autoalineación, se ejecuta la medición de la potencia refractiva del ojo.

El procedimiento para la autoalineación de la figura 9 es un algoritmo que incluye el primer modo de autoalineación (etapas S1 a S5) para realizar la alineación final fina, el segundo modo de alineación (etapas S6 a S8) para realizar la alineación grosera en las direcciones -X- e -Y-, y el tercer modo de alineación (etapas S11 a S13) para realizar la alineación grosera, incluyendo asimismo la alineación en la dirección -Z-, y ejecuta los tres modos de forma secuencial. Según una modificación de esta realización, el procedimiento anterior puede ser modificado a un algoritmo en el que se omite el segundo modo de alineación, es decir, si se obtiene “NO” en la etapa S2, el proceso avanza a la etapa S11.

Tal como se ha descrito anteriormente, la alineación basada en la detección precisa de la posición con un margen estrecho de detección puede ser combinada orgánicamente con una alineación con un margen de detección amplio y una menor precisión en la detección de la posición para conseguir la mayor parte de los méritos de las dos técnicas de alineación, realizando de este modo una autoalineación que satisface tanto los requisitos de un margen de detección más amplio como una detección superior de la posición.

Según la presente invención, se da a conocer un aparato oftalmológico que puede realizar una autoalineación con un margen de detección amplio con respecto a los ojos a examinar y una precisión de detección superior.



**REIVINDICACIONES**

1. Aparato oftalmológico que comprende:

(1) una unidad de medición móvil (6) que incluye un sistema óptico de medición para medir un ojo (E) a examinar;

(2) una primera fuente luminosa (48a, 48b) que irradia el ojo (E) con una primera luz procedente de una dirección diferente de la del eje óptico de dicho sistema óptico de medición;

(3) una segunda fuente luminosa (37) que irradia el ojo (E) con una segunda luz procedente de la dirección del eje óptico de dicho sistema óptico de medición;

(4) primeros medios de toma de imágenes (46) y segundos medios de toma de imágenes (41) para obtener información de la imagen del ojo (E);

(5) primeros medios de detección (46, 54) para detectar una relación posicional entre dicha unidad de medición (6) y el ojo (E), en base a la información de la primera imagen reflejada por la córnea, formada mediante dicha primera fuente luminosa (48a, 48b) en base a la información de la imagen de dichos primeros medios de toma de imágenes (46); y

(6) segundos medios de detección (41, 54) para detectar una relación posicional entre dicha unidad de medición (6) y el ojo (E), en base a la información de la segunda imagen reflejada por la córnea, formada mediante dicha segunda fuente luminosa (37) en base a la información de la imagen de dichos segundos medios de toma de imágenes (41),

en el que dicha unidad de medición (6) está adaptada para ser accionada mediante unos medios de control (54) alineados con el ojo (E), en base al resultado de la detección formado por dichos primeros medios de detección (46, 54) o dichos segundos medios de detección (41, 54), en los que

cuando no puede detectarse una relación posicional entre dicha unidad de medición (6) y el ojo (E) mediante dichos segundos medios de detección (41, 54), dichos medios de control (54) están adaptados para controlar dicha unidad de medición (6) para alinear dicha unidad de medición (6) con el ojo (E), en base al resultado de la detección obtenido por medio de dichos segundos medios de detección (41, 54) después de accionar dicha unidad de medición (6) en base al resultado de la detección obtenida por dichos primeros medios de detección (46, 54).

2. Aparato, según la reivindicación 1, que comprende además:

(1) medios de detección (46, 54) de la posición de la pupila para obtener la posición de una pupila en base a la información de la imagen de dichos primeros medios (46) de toma de imágenes; y

(2) medios adicionales de detección para detectar una relación posicional entre dicha unidad de medición (6) y el ojo (E), en base a la información de la posición de la pupila detectada por medio de dichos medios (46, 54) de detección de la posición de la pupila.

3. Aparato, según la reivindicación 1, que comprende además

dichos medios de control (54) para realizar un control para alinear dicha unidad de medición (6) con el ojo (E), en base al resultado de la detección obtenido por medio de dichos segundos medios de detección (41, 54) después de alinear dicha unidad de medición (6) con el ojo (E) en base al resultado de la detección obtenido mediante dichos primeros medios de detección (46, 54).

4. Aparato, según la reivindicación 1, en el que dicha unidad (6) puede desplazarse en dirección hacia arriba y hacia abajo, hacia la izquierda y hacia la derecha y hacia adelante y hacia atrás con respecto al ojo (E), realizando dichos primeros medios de detección (46, 54) la detección de la posición en las direcciones hacia arriba y hacia abajo, hacia la izquierda y hacia la derecha y hacia adelante y hacia atrás, y realizando dichos segundos medios de detección (41, 54) una detección al menos en la dirección hacia adelante y hacia atrás.

5. Aparato, según la reivindicación 1, en el que cada uno de dichos primeros y segundos medios de detección (46, 54; 41, 54) incluye unos medios de procesamiento para procesar la información de la imagen y para calcular una relación posicional entre dicha unidad de medición (6) y el ojo (E).

6. Método de autoalineación para un aparato oftalmológico que incluye un sistema óptico de medición que mide un ojo (E) a examinar, un sistema de iluminación (48a, 48b) que ilumina el ojo (E) con una luz extrínseca al ojo, unos primeros medios (46) de toma de imágenes y unos segundos medios (41) de toma de imágenes para obtener información de la imagen del ojo (E), comprendiendo:

(1) una etapa de detección de la irradiación del ojo (E) con un haz luminoso a través del sistema óptico de medición, y la detección de una imagen del haz luminoso reflejada por la córnea, en base a la información de la imagen a partir de dichos segundos medios de toma de imágenes;

5

(2) una etapa de alineación, cuando en la etapa de detección puede detectarse una imagen reflejada por la córnea, para alinear el sistema óptico de medición con el ojo (E) en base a la imagen reflejada por la córnea; y

(3) una etapa de detección, cuando en la etapa de detección no puede detectarse una imagen de la córnea, de una imagen reflejada por la córnea en base a la iluminación con luz extrínseca al ojo a partir de la información de la imagen de dichos primeros medios de toma de imágenes, alineando el sistema óptico de medición (6) de acuerdo con la imagen reflejada por la córnea y realizando a continuación de nuevo la etapa de detección.

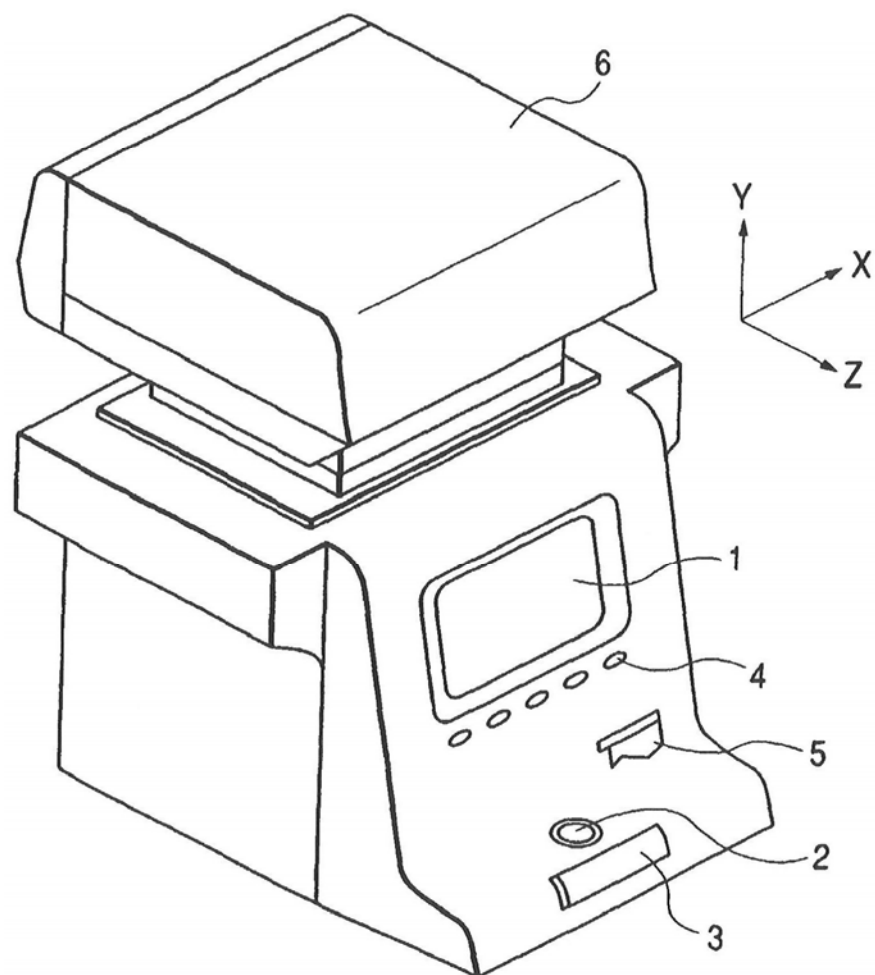
10

7. Método, según la reivindicación 6, en el que se detecta la imagen reflejada por la córnea formada mediante la iluminación de una luz extrínseca al ojo y la posición de la pupila, y se ejecuta la alineación en base a una relación posicional entre la imagen reflejada por la córnea y la posición de la pupila.

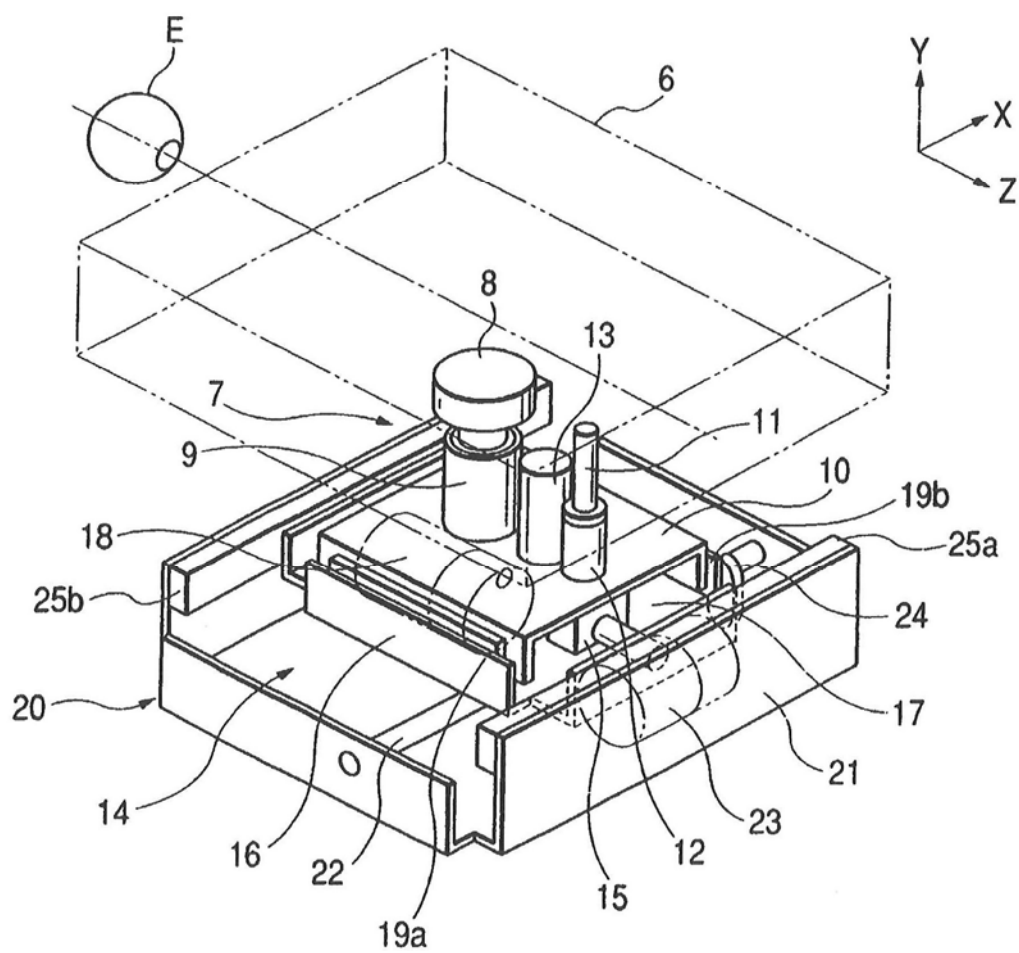
15

8. Método, según las reivindicaciones 6 y 7, en el que en la etapa de alineación se ejecuta la alineación en las direcciones hacia arriba y hacia abajo, hacia la derecha y hacia la izquierda y hacia adelante y hacia atrás, y en la etapa de detección y de alineación, cuando en la etapa de detección no puede detectarse una imagen reflejada por la córnea, se ejecuta al menos la alineación en la dirección hacia adelante y hacia atrás.

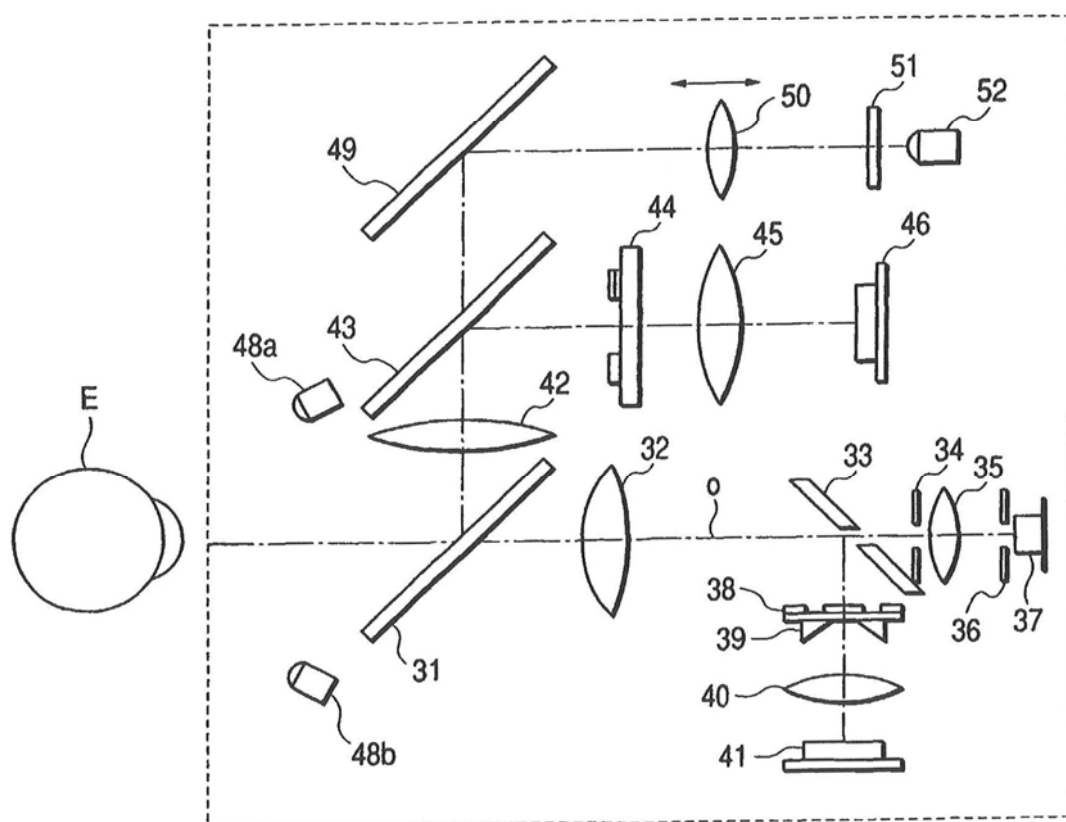
*FIG. 1*



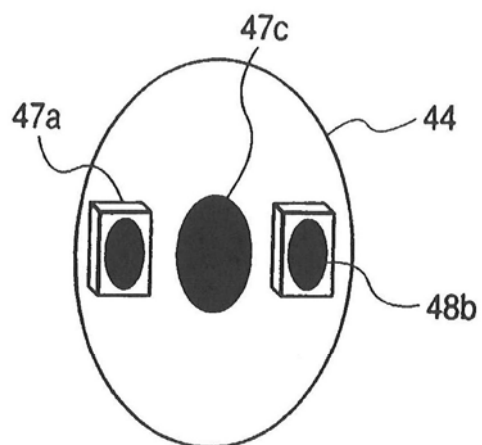
**FIG. 2**



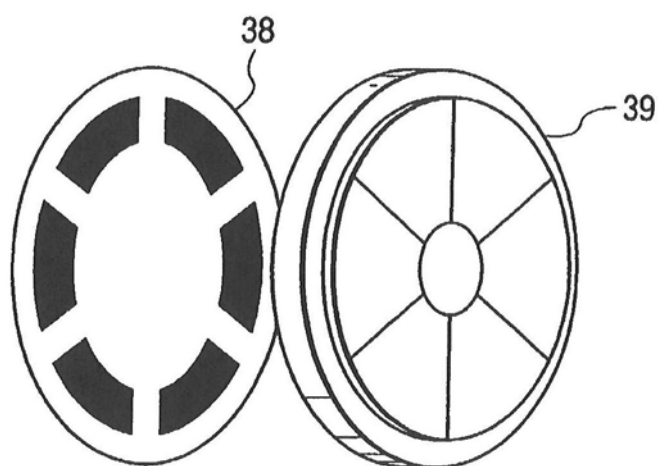
**FIG. 3**



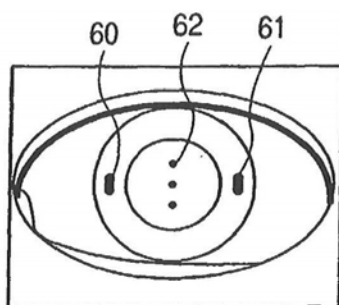
**FIG. 4**



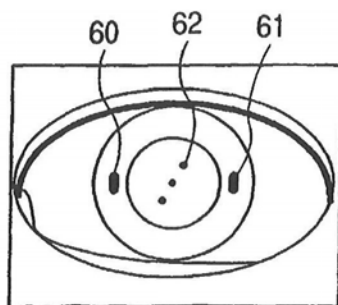
**FIG. 5**



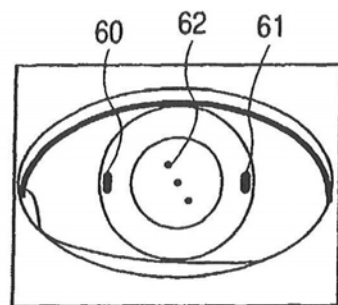
**FIG. 6A**



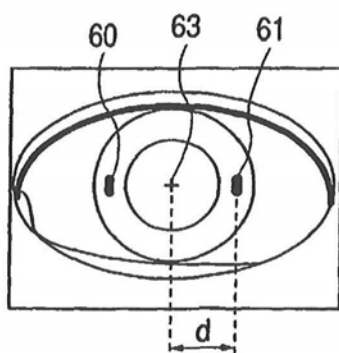
**FIG. 6B**



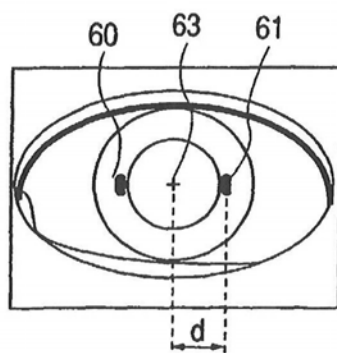
**FIG. 6C**



**FIG. 7A**



**FIG. 7B**



**FIG. 7C**

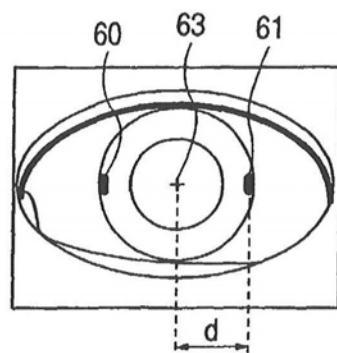


FIG. 8

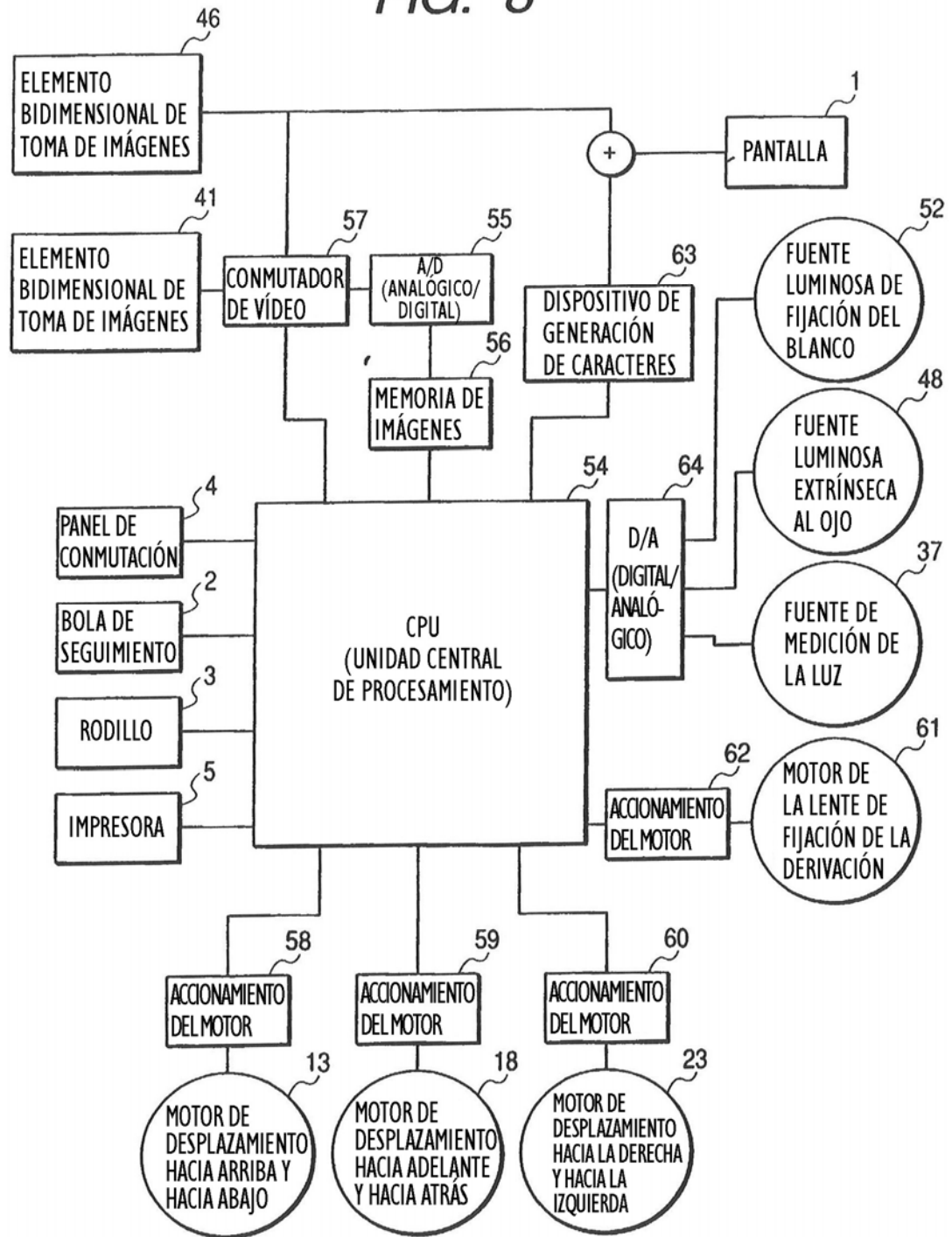




FIG. 9

