

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 629 514**

51 Int. Cl.:

A61B 3/15

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.04.2013 PCT/JP2013/060993**

87 Fecha y número de publicación internacional: **07.11.2013 WO13164943**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.04.2013 E 13784763 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **17.05.2017 EP 2845534**

54 Título: **Aparato oftalmológico**

30 Prioridad:

01.05.2012 JP 2012104976

30.11.2012 JP 2012261893

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

10.08.2017

73 Titular/es:

KABUSHIKI KAISHA TOPCON (100.0%)

75-1 Hasunuma-cho Itabashi-ku

Tokyo 174-8580, JP

72 Inventor/es:

FUJIMURA, TAKASHI;

KOGAWA, TAISAKU;

MORISHIMA, RYUICHI;

OKADA, HIROAKI y

HAYASHI, TAKEFUMI

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 629 514 T3

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

DESCRIPCIÓN

Aparato oftalmológico

Campo técnico

La presente invención se refiere a un aparato oftalmológico que examina ópticamente un ojo.

5 Antecedentes de la técnica

Los tipos de aparatos oftalmológicos incluyen aparatos de formación de imágenes oftalmológicas para obtener imágenes de un ojo, y aparatos de medición oftalmológica para medir las características de un ojo.

10 Ejemplos de aparatos de formación de imágenes oftalmológicas incluyen un aparato de tomografía de coherencia óptica (OCT – Optical Coherence Tomography, en inglés), que obtiene imágenes en sección transversal utilizando OCT, una cámara de retina que fotografía un fondo de ojo (fundus), un oftalmoscopio láser de exploración (SLO – Scanning Laser Ophthalmoscope, en inglés), que obtiene imágenes de un fondo de ojo mediante exploración con láser con un sistema óptico confocal, una lámpara de hendidura que obtiene imágenes fotografiando una sección óptica de una córnea utilizando luz de hendidura, etc.

15 Además, varios ejemplos de aparatos de medición oftalmológica incluyen un aparato de examen de refractividad ocular (refractómetro, queratómetro) que mide las propiedades refractivas de un ojo, un tonómetro, un microscopio especular, que obtiene propiedades de una córnea (espesor de la córnea, distribución celular, etc.), un analizador de frente de onda, que obtiene información de la aberración de un ojo utilizando un sensor Shack-Hartmann, etc.

20 Respecto a los exámenes oftálmicos que utilizan dichos aparatos, en términos de precisión y exactitud de los exámenes, es muy importante el ajuste de posición entre el sistema óptico del aparato y un ojo. Este ajuste de posición incluye la alineación y el seguimiento. La alineación incluye la acción de alinear el eje luminoso del sistema óptico del aparato con respecto al eje de un ojo (alineación xy), así como la acción de ajustar la distancia entre el ojo y el sistema óptico del aparato (alineación z). Seguimiento, es la acción de detectar el movimiento de un ojo y cambiar la posición del sistema óptico del aparato según el ojo.

Documento de la técnica anterior

25 [Documento de Patente]

[Documento de Patente 1] Publicación de patente japonesa abierta a la inspección pública N° 2009-112664

[Documento de Patente 2] Patente Japonesa N° 4136690

Los documentos GB 2293659, US 5.696.573 y US 5.596.377 describen sistemas de examen oftálmico que comprenden mecanismos de alineación para facilitar la alineación del sistema con el ojo que se va a examinar.

30 [Problema a resolver por la invención]

35 Según las técnicas convencionales de ajuste de posición, el ajuste de posición en la dirección xy (es decir, la dirección perpendicular a un eje óptico) y el ajuste de posición en la dirección z (es decir, la dirección a lo largo de un eje óptico) se llevan a cabo por medio de diferentes métodos. Es decir, es necesario para detectar la relación de posición entre un ojo y el sistema óptico de un aparato con el fin de realizar el ajuste de posición; sin embargo, la relación de posición en la dirección xy y la relación de posición en la dirección z se obtienen por medio de diferentes métodos. Por ello, se produce un error entre ambos métodos de adaptación de posición, lo que da como resultado un deterioro de la precisión de las imágenes y de las mediciones obtenidas, y un deterioro de la repetibilidad del examen, etc. Además, la complicación de la configuración de aparatos, como la necesidad de preparar dos sistemas ópticos y funciones de cálculo diferentes Correspondiente a dos métodos diferentes de ajuste de posición, es también un problema.

45 Además, un aparato oftalmológico está provisto de un reposa mentón y un reposa frente para soportar la cara de un sujeto y fijar la posición de un ojo. Convencionalmente, el ajuste de posición del reposa mentón y del reposa frente se lleva a cabo mediante la operación por parte del usuario. El ajuste de la posición en altura de un sistema óptico de un aparato también es llevado a cabo por un usuario. Estas operaciones deterioran el rendimiento de la captación de la imagen y la medición, lo que puede ser una carga para un sujeto y un examinador.

50 Además, ha sido difícil para un aparato oftalmológico convencional determinar si la relación de posición entre un ojo y el sistema óptico se está acercando o alejando de un estado apropiado mientras se mueve el sistema óptico, el reposa mentón, etc. De hecho, solo se ha aplicado un método para los aparatos oftalmológicos convencionales, en los que el sistema óptico, etc. se mueve a una posición deseada una vez y, a continuación, se lleva a cabo la determinación anterior remitiendo una imagen de observación infrarroja obtenida en este estado, etc.

Un objetivo de la presente invención, que se define en las reivindicaciones independientes 1 y 15 y en las reivindicaciones dependientes 2 a 14, es proporcionar un aparato oftalmológico capaz de ejecutar preferiblemente el ajuste de posición entre un ojo y el sistema óptico del aparato.

[Medios para resolver el problema]

- 5 Una realización de la presente invención es un aparato oftalmológico que comprende: un sistema óptico de examen, configurado para llevar a cabo el examen de un ojo; una parte de soporte, configurada para soportar la cara de un sujeto; un accionador, configurado para mover el sistema óptico de examen y la parte de soporte uno con respecto a otra y tridimensionalmente; dos o más partes de formación de imágenes, configuradas para fotografiar sustancialmente de manera simultánea una parte de ojo anterior del ojo desde diferentes direcciones; un analizador, configurado para obtener una posición tridimensional del ojo mediante el análisis de dos o más imágenes fotográficas obtenidas mediante las dos o más partes de formación de imágenes de forma sustancialmente simultánea; y un controlador, configurado para controlar el accionador basándose en la posición tridimensional para mover el sistema óptico de examen y la parte de soporte uno con respecto a otra.

[Efecto de la invención]

- 15 Según la presente invención, es posible, preferiblemente, realizar el ajuste de posición entre un ojo y un sistema óptico.

Breve explicación de los dibujos

La figura 1 es un diagrama esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

- 20 La figura 2 es un diagrama esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 3 es un diagrama de bloques esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

- 25 La figura 4A es un diagrama esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 4B es un diagrama esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 5A es un diagrama esquemático, para explicar el procesamiento ejecutado por un aparato oftalmológico según una realización.

- 30 La figura 5B es un diagrama esquemático, para explicar el procesamiento ejecutado por un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 6 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

- 35 La figura 7 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 8 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 9 es un diagrama de bloques esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

- 40 La figura 10 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 11 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

- 45 La figura 12 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 13 es un diagrama de bloques esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según un ejemplo modificado.

La figura 14 es un diagrama esquemático, que ilustra un ejemplo de una configuración de un aparato oftalmológico según una realización.

La figura 15 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

5 La figura 16 es un diagrama de flujo, que ilustra un ejemplo de operación de un aparato oftalmológico según una realización.

Modos para llevar a cabo la invención

10 Las realizaciones de los aparatos oftalmológicos relacionados con la presente invención se explican con detalle haciendo referencia a los dibujos. Los aparatos oftalmológicos relacionados con la presente invención se utilizan para exámenes ópticos del ojo. Dichos aparatos oftalmológicos incluyen aparatos de formación de imágenes oftalmológicas y aparatos de medición oftalmológica, tal como se ha mencionado anteriormente. Ejemplos de aparatos de medición oftalmológica incluyen un aparato de OCT, una cámara de retina, un oftalmoscopio láser de exploración, una lámpara de hendidura, etc. Además, varios ejemplos de aparatos de medición oftalmológica incluyen un aparato de examen de refractividad ocular, un tonómetro, un microscopio especular, un analizador de frente de onda, etc. Los casos de aplicación de la presente invención a un aparato de tomografía de coherencia óptica se explican en las siguientes realizaciones; no obstante, la presente invención se puede aplicar a cualquier otro aparato oftalmológico.

15 En la presente memoria descriptiva, a veces se hace referencia a una imagen obtenida mediante OCT, denominada imagen OCT. Además, una acción de medición para formar una imagen OCT a veces se denomina medición de OCT. Se debe observar que el contenido de los documentos citados en esta memoria descriptiva puede emplearse en las siguientes realizaciones

20 En las siguientes realizaciones, se describe un aparato de OCT que utiliza OCT del denominado tipo de dominio espectral; no obstante, la presente invención también se puede aplicar a aparatos de OCT que utilizan otros tipos distintos del dominio espectral, tales como el tipo de fuente de barrido y el tipo de en-face. Se debe observar que la OCT de fuente de barrido es un método de formación de imágenes de la morfología de un objeto mediante: exploración (barrido) de la longitud de onda de la luz que es irradiada hacia el objeto; obtención de la distribución de intensidad espectral detectando sucesivamente la luz de interferencia obtenida por superposición de las luces reflejadas de la luz de las respectivas longitudes de onda sobre la luz de referencia; y ejecución de la transformada de Fourier sobre la distribución de intensidad espectral obtenida. La OCT en-face es un método de irradiar luz con un diámetro de haz predeterminado hacia un objeto, y analizar los componentes de la luz de interferencia obtenidos de la superposición de la luz reflejada del mismo y la luz de referencia, formando de este modo una imagen de una sección transversal del objeto, ortogonal a la dirección de desplazamiento de la luz, y se denomina también tipo de campo completo.

25 En la siguiente realización, se explica un aparato que está configurado combinando un aparato de OCT y una cámara de retina; no obstante, el alcance en el que la presente invención es aplicable no está limitado a tal aparato de combinación. La presente invención puede aplicarse a un aparato oftalmológico con una sola función (por ejemplo, una cámara de retina).

<Primera Realización>

[Configuración]

30 Tal como se muestra en la figura 1, un aparato oftalmológico 1 comprende una unidad de cámara de retina 2, una unidad OCT 100 y una unidad aritmética y de control 200. La unidad de cámara de retina 2 tiene casi el mismo sistema óptico que una cámara de retina convencional. La unidad OCT 100 está provista de un sistema óptico para obtener una imagen OCT de un fondo de ojo. La unidad aritmética y de control 200 está provista de un ordenador que ejecuta varios procesos aritméticos, procesos de control, y otros.

45 [Unidad de cámara de retina]

La unidad de cámara de retina 2 mostrada en la figura 1 está provista de un sistema óptico para formar una imagen bidimensional (imagen de fondo de ojo) que representa la morfología de la superficie del fondo del ojo Ef del ojo E. Las imágenes de fondo de ojo incluyen imágenes de observación, imágenes captadas, etc. La imagen de observación es, por ejemplo, una imagen en movimiento monocromática formada a una velocidad de fotogramas prescrita, utilizando luz del infrarrojo cercano. Se debe observar que cuando el sistema óptico se centra en la parte de ojo anterior Ea del ojo E, la unidad de cámara de retina 2 puede obtener una imagen de observación de la parte de ojo anterior Ea. El sistema óptico para obtener imágenes en movimiento de la parte de ojo anterior Ea corresponde a un ejemplo de un "sistema óptico de obtención de imagen en movimiento". La imagen captada es, por ejemplo, una imagen en color captada por una luz visible parpadeante, o una imagen fija monocromática que utiliza luz del infrarrojo cercano o luz visible como luz de iluminación. La unidad de cámara de retina 2 puede estar

configurada para ser capaz de obtener otros tipos de imágenes, tales como una imagen de angiografía de fluoresceína, una imagen fluorescente verde de indocianina y una imagen autofluorescente de fondo de ojo.

El reposa mentón y el reposa frente para soportar la cara del sujeto está provisto de la unidad de cámara de retina 2. El reposa mentón y el reposa frente corresponden a la parte de soporte 440 indicada en la figura 4A y la figura 4B. Se debe observar que, en la figura 4A y figura 4B, el símbolo 410 indica una base en la que se alojan un sistema de accionamiento tal como un accionador 2A de sistema óptico, etc. y circuitos aritméticos y de control. Además, el símbolo 420 indica una caja en el que se alojan sistemas ópticos, que se proporciona en la base 410. Además, el símbolo 430 indica una caja de lente en la que se aloja una lente objetivo 22, que está provista sobresaliendo de la superficie frontal de la caja 420.

La unidad de cámara de retina 2 está provista de un sistema óptico de iluminación 10 y de un sistema óptico de formación de imágenes 30. El sistema óptico de iluminación 10 irradia una luz de iluminación hacia el fondo del ojo Ef. El sistema óptico de formación de imágenes 30 guía una luz reflejada desde el fondo de ojo de la luz de iluminación hacia los dispositivos de formación de imágenes (sensores de imagen CCD (a veces, llamados simplemente CCD) 35, 38). Además, el sistema óptico de formación de imágenes 30 guía la luz de señal procedente de la unidad OCT 100 hacia el fondo del ojo Ef, y guía la luz de señal propagada a través del fondo del ojo Ef hacia la unidad OCT 100.

Una fuente de luz de observación 11 del sistema óptico de iluminación 10 comprende, por ejemplo, una lámpara halógena. La luz emitida desde la fuente de luz de observación 11 (luz de iluminación de observación) es reflejada por un espejo de reflexión 12 con una superficie de reflexión curvada, y se convierte en infrarroja cercana después de pasar a través de un filtro de corte visible 14 a través de una lente condensadora 13. Además, la luz de iluminación de observación se hace converger una vez cerca de una fuente de luz de formación de imágenes 15, reflejada por un espejo 16, y pasa a través de las lentes de retransmisión 17, 18, el diafragma 19 y la lente de retransmisión 20. A continuación, la luz de iluminación de observación es reflejada en la parte periférica (la región circundante de una parte de abertura) de un espejo de abertura 21, penetra en un espejo dicróico 46 y es refractada por una lente objetivo 22, iluminando de este modo el fondo del ojo Ef. Debe tenerse en cuenta que puede utilizarse un LED (diodo emisor de luz – Light Emitting Diode, en inglés) como fuente de luz de observación.

La luz de reflexión del fondo de ojo de la luz de iluminación de observación es refractada por la lente objetivo 22, penetra en el espejo dicróico 46, pasa a través de la parte de abertura formada en la región central del espejo de abertura 21, pasa a través de un espejo dicróico 55, pasa a través de una lente de enfoque 31, y es reflejada por un espejo 32. Además, la luz de reflexión del fondo de ojo pasa a través de un semiespejo 39A, es reflejada por un espejo dicróico 33, y forma una imagen sobre la superficie de recepción de luz del sensor de imagen CCD 35 mediante una lente condensadora 34. El sensor de imagen CCD 35 detecta, por ejemplo, la luz de reflexión del fondo de ojo del ojo a una velocidad de fotogramas preestablecida. Una imagen (imagen de observación) basada en la luz de reflexión del fondo del ojo reflejada detectada por el sensor de imagen CCD 35 se muestra en un dispositivo de visualización 3. Se debe observar que, cuando el sistema óptico de formación de imágenes 30 se centra en la parte de ojo anterior, se muestra la parte de ojo anterior del ojo E.

La fuente de luz de formación de imágenes 15 está configurada, por ejemplo, mediante una lámpara de xenón. La luz emitida por la fuente de luz de formación de imágenes 15 (luz de iluminación de formación de imágenes) es irradiada hacia el fondo de ojo Ef a través de una ruta que es similar a la luz de iluminación de observación. La luz de reflexión del fondo de ojo de la luz de iluminación de formación de imágenes es guiada hacia el espejo dicróico 33 a través de la misma ruta que la luz de iluminación de observación, pasa a través del espejo dicróico 33, es reflejada por un espejo 36 y forma una imagen en la superficie de recepción de luz del sensor de imagen CCD 38 mediante una lente condensadora 37. Una imagen (imagen capturada) basada en el luz de reflexión del fondo de ojo detectada por el sensor de imagen CCD 38 se visualiza en el dispositivo de visualización 3. Se debe observar que el dispositivo de visualización 3 para visualizar una imagen de observación y el dispositivo de visualización 3 para visualizar una imagen captada puede ser igual o diferente. Además, cuando se realiza una fotografía similar iluminando el ojo E con luz infrarroja, se muestra una imagen captada por infrarrojos. Además, se puede utilizar un LED como fuente de luz de formación de imágenes.

Una pantalla LCD (pantalla de cristal líquido – Liquid Crystal Display, en inglés) 39 muestra un objetivo de fijación o un objetivo visual para medir la agudeza visual. El objetivo de fijación es un objetivo visual para fijar el ojo E, y se utiliza cuando se fotografía un fondo del ojo o una medición de OCT.

Una parte de la salida de luz de la pantalla LCD 39 se refleja mediante un semiespejo 39A reflejado por el espejo 32, se desplaza a través de la lente de enfoque 31 y por el espejo dicróico 55, pasa a través de la parte de abertura del espejo de abertura 21, penetra en el espejo dicróico 46 y es refractada por la lente objetivo 22.

Al cambiar una posición de visualización del objetivo de fijación sobre la pantalla de la pantalla LCD 39, se cambia una posición de fijación del ojo E. Ejemplos de la posición de fijación del ojo E incluyen una posición para obtener una imagen centrada en la mácula del fondo del ojo Ef, una posición para obtener una imagen centrada en la papila óptica, una posición para obtener una imagen centrada en el centro del fondo del ojo entre la mácula y la papila

óptica, etc., como en las cámaras de retina convencionales, por ejemplo. Además, es posible cambiar arbitrariamente la posición de visualización del objetivo de fijación.

Además, al igual que con las cámaras de retina convencionales, la unidad de cámara de retina 2 está provista de un sistema óptico de alineación 50 y de un sistema óptico de enfoque 60. El sistema óptico de alineación 50 genera un objetivo (objetivo de alineación) para el ajuste de posición del sistema óptico con respecto al ojo E (alineación). La configuración para proyectar el objetivo de alineación sobre el ojo corresponde a un ejemplo de "sistema óptico de proyección". El sistema óptico de enfoque 60 genera un objetivo (objetivo dividido) para ajustar el foco con respecto al ojo E.

La salida de luz del LED 51 del sistema óptico de alineación 50 (luz de alineación) se desplaza a través de los diafragmas 52, 53 y de una lente de retransmisión 54, es reflejada por el espejo dicróico 55, pasa a través de la parte de abertura del espejo de abertura 21, penetra en el espejo dicróico 46 y es proyectada sobre la córnea del ojo E por la lente objetivo 22.

La luz de reflexión de la córnea de la luz de alineación se desplaza a través de la lente objetivo 22, del espejo dicróico 46 y de la parte de abertura citada anteriormente, y parte de la luz de reflexión de la córnea penetra en el espejo dicróico 55, pasa a través de la lente de enfoque 31, es reflejada por el espejo 32, penetra en el semiespejo 39A, es reflejada por el espejo dicróico 33 y es proyectada sobre la superficie de recepción de luz del sensor de imagen CCD 35 por la lente condensadora 34. Una imagen captada por el sensor de imagen CCD 35 (objetivo de alineación) es mostrada en el dispositivo de visualización 3 junto con la imagen de observación. Un usuario realiza la alineación mediante una operación que es la misma que en las cámaras de retina convencionales. En su lugar, la alineación puede realizarse de tal manera que una unidad aritmética y de control 200 analice la posición de objetivo de alineación para mover el sistema óptico (alineación automática). Se debe observar que, en la presente realización, es posible la alineación automática utilizando cámaras de ojo anterior 300 (mencionadas más adelante); por lo tanto, la capacidad de alineación automática utilizando el objetivo de alineación no se requiere necesariamente. No obstante, es posible configurarla de tal manera que la alineación automática pueda llevarse a cabo utilizando el objetivo de alineación cuando la alineación automática utilizando las cámaras de ojo anterior 300 falla o similar, o configurarla de tal manera que la alineación automática utilizando las cámaras de ojo anterior 300 y la alineación automática utilizando el objetivo de alineación puedan utilizarse selectivamente.

Para llevar a cabo el ajuste del enfoque, la superficie de reflexión de una varilla de reflexión 67 está dispuesta en una posición inclinada en el camino de la luz del sistema óptico de iluminación 10. La luz emitida desde un LED 61 del sistema óptico de enfoque 60 (luz de enfoque) pasa a través de una lente de retransmisión 62, es dividida en dos flujos de luz por una placa objetivo dividida 63, pasa a través de un diafragma de dos orificios 64, es reflejada por un espejo 65 y es reflejada después de que se ha formado una imagen una vez sobre la superficie de reflexión de la varilla de reflexión 67 por una lente condensadora 66. Además, la luz de enfoque se desplaza a través de la lente de retransmisión 20, es reflejada por el espejo de abertura 21, penetra en el espejo dicróico 46 y es refractada por la lente objetivo 22, proyectándose de este modo sobre el fondo del ojo Ef.

La luz de reflexión del fondo del ojo de la luz de enfoque pasa a través de la misma ruta que la luz de reflexión de la córnea de la luz de alineación y es detectada por el sensor de imagen CCD 35. Una imagen captada por el sensor de imagen CCD 35 (objetivo dividido) es visualizada sobre el dispositivo de visualización 3 junto con una imagen de observación. La unidad aritmética y de control 200, como en el caso convencional, analiza la posición de objetivo dividido y mueve la lente de enfoque 31 y el sistema óptico de enfoque 60 para enfocar (enfoque automático). Se debe observar que el enfoque puede realizarse manualmente mientras se reconoce visualmente el objetivo dividido.

El espejo dicróico 46 divide la trayectoria óptica para la medición de OCT a partir de la trayectoria óptica para la fotografía del fondo del ojo. El espejo dicróico 46 refleja la luz de la banda de longitud de onda utilizada en la medición de OCT y transmite luz para la fotografía del fondo del ojo. Esta trayectoria óptica para la medición de OCT está provista, en orden desde el lado de la unidad OCT 100, de una unidad de lente colimadora 40, una parte 41 de cambio de longitud de trayectoria óptica, un escáner 42 de galvano, una lente de enfoque 43, un espejo 44 y una lente de retransmisión 45.

La parte 41 de cambio de longitud de trayectoria óptica es móvil en la dirección de la flecha indicada en la figura 1, cambiando de ese modo la longitud de la trayectoria óptica para la medición de OCT. Este cambio en la longitud de la trayectoria óptica se utiliza para corregir la trayectoria óptica según la longitud axial del ojo E, ajustar el estado de interferencia, etc. La parte de cambio de longitud de trayectoria óptica 41 está configurada para incluir, por ejemplo, un cubo de esquina y un mecanismo para mover el mismo.

El escáner de galvano 42 cambia la dirección de desplazamiento de la luz (luz de señal LS) que se desplaza a lo largo de la trayectoria óptica para la medición de OCT. De esta manera, el fondo del ojo Ef se puede explorar utilizando la luz de señal LS. El escáner de galvano 42 está configurado para incluir, por ejemplo, un espejo de galvano para explorar con la luz de señal LS en la dirección x, un espejo de galvanómetro para explorar en la dirección y, y un mecanismo para accionar esto de manera independiente. Por consiguiente, la luz de señal LS puede ser explorada en cualquier dirección en el plano xy.

La unidad de cámara de retina 2 está provista de cámaras de ojo anterior 300. Las cámaras de ojo anterior 300 fotografían sustancialmente de manera simultánea una parte de ojo anterior Ea desde diferentes direcciones. En la presente realización, se proporcionan dos cámaras sobre la superficie de la unidad de cámara de retina 2 del lado del sujeto (véanse las cámaras de ojo anterior 300A y 300B indicadas en la figura 4A). Además, las cámaras de ojo anterior 300A y 300B se encuentran, tal como se indica en la figura 1 y la figura 4A, en posiciones alejadas de la trayectoria óptica de un sistema óptico de iluminación 10 y de la trayectoria óptica de un sistema óptico de formación de imágenes 30. A continuación, en esta memoria, las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B pueden estar representadas colectivamente por el símbolo 300.

En la presente realización, se proporcionan dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B; no obstante, el número de cámaras de ojo anterior en la presente invención puede ser cualquier número de dos o más. No obstante, cuando se toma en consideración el proceso aritmético (mencionado más adelante), es suficiente que una configuración sea capaz de fotografiar sustancialmente de manera simultánea la parte del ojo anterior desde dos direcciones diferentes. Además, en la presente realización, la cámara de ojo anterior 300 se proporciona por separado desde el sistema óptico de iluminación 10 y el sistema óptico de formación de imágenes 30; no obstante, la fotografía de ojo anterior similar puede realizarse utilizando al menos el sistema óptico de formación de imágenes 30. Es decir, una de entre dos o más cámaras de ojo anterior puede ser una configuración que comprende el sistema óptico de formación de imágenes 30. En cualquier caso, es suficiente en la presente realización que la parte anterior del ojo pueda ser fotografiada sustancialmente de manera simultánea a partir de dos (o más) direcciones diferentes.

Se debe observar que "sustancialmente simultánea" indica que permite un lapso de tiempo de los tiempos de toma de fotografía de un grado tal que permita ignorar los movimientos del ojo cuando se realiza la fotografía utilizando dos o más cámaras de ojo anterior. Por consiguiente, imágenes en las que el ojo E está sustancialmente en la misma posición (dirección) pueden ser obtenidas por las dos o más cámaras de ojo anterior.

Además, fotografiar utilizando las dos o más cámaras de ojo anterior puede ser fotografiar una imagen en movimiento o fotografiar una imagen fija; no obstante, en la presente realización, se explica con mayor detalle un caso de realización de una fotografía de una imagen en movimiento. En el caso de fotografiar imágenes en movimiento, se pueden tomar fotografías sustancial y simultáneamente de la parte de ojo anterior mencionada anteriormente por medio de un control para hacer coincidir los tiempos para iniciar la tomada de fotografía o controlar las velocidades de fotogramas y/o los tiempos para capturar fotogramas respectivos. Mientras tanto, en el caso de fotografiar imágenes fijas, esto puede realizarse controlando el que coincidan los tiempos para tomar las fotografías.

[Unidad OCT]

La configuración de la unidad OCT 100 se describirá con referencia a la figura 2. La unidad OCT 100 está provista de un sistema óptico para obtener una imagen OCT del fondo del ojo Ef. El sistema óptico tiene una configuración similar a un aparato OCT del tipo del dominio de Fourier convencional. Es decir, el sistema óptico está configurado para dividir luz de baja coherencia en luz de referencia y luz de señal, hacer que la luz de señal propagada a través de un fondo de ojo y la luz de referencia propagada a través de una trayectoria óptica de referencia se interfieran entre sí para generar luz de interferencia, y para detectar el componente espectral de dicha luz de interferencia. El resultado de esta detección (señal de detección) es transmitido a la unidad aritmética y de control 200.

Se debe observar que, en el caso de un aparato OCT de tipo de fuente de barrido, se proporciona una fuente de luz de barrido (fuente de barrido) de longitud de onda en lugar de una fuente de luz que emite luz de baja coherencia, mientras que no se proporciona un elemento óptico para descomponer espectralmente luz de interferencia. En general, con respecto a la configuración de la unidad OCT 100, se pueden aplicar tecnologías conocidas según el tipo de OCT.

La unidad de fuente de luz 101 emite una luz de baja coherencia L0, de banda ancha. La luz de baja coherencia L0 incluye, por ejemplo, una banda de longitud de onda del infrarrojo cercano (aproximadamente 800 nm a 900 nm), y tiene una longitud de coherencia temporal de alrededor de varias decenas de micrómetros. Se debe observar que, como luz de baja coherencia L0, puede utilizarse, por ejemplo, una banda de longitudes de onda que no es visible por el ojo humano, tal como una luz del infrarrojo cercano con una longitud de onda central de aproximadamente 1040 nm a 1060 nm.

La unidad de fuente de luz 101 está configurada para incluir un dispositivo de salida de luz, tal como un SLD (diodo super luminiscente – Super Luminescent Diode, en inglés), LED, SOA (amplificador óptico semiconductor – Semiconductor Optical Amplifier, en inglés) y similares.

La luz de baja coherencia L0 emitida desde la unidad de fuente de luz 101 es guiada hacia un acoplador de fibras 103 por una fibra óptica 102, y dividida en luz de señal LS y luz de referencia LR.

La luz de referencia LR es guiada por la fibra de luz 104 y llega a un atenuador óptico (atenuador) 105. El atenuador óptico 105 ajusta automáticamente la cantidad de luz de la luz de referencia LR guiada por la fibra de luz 104 bajo el

control de la unidad aritmética y de control 200 utilizando tecnologías conocidas. La luz de referencia LR con la cantidad de luz ajustada por el atenuador óptico 105 es guiada por la fibra de luz 104, llegando a un ajustador de polarización (controlador de polarización) 106. El ajustador de polarización 106 es un aparato que, mediante la aplicación de tensión externa a una fibra de luz 104 en bucle, ajusta la condición de polarización de la luz de referencia LR guiada en la fibra de luz 104. Se debe observar que la configuración del ajustador de polarización 106 no se limita a esto, y que se puede utilizar cualquier tecnología conocida. La luz de referencia LR con la condición de polarización ajustada por el ajustador de polarización 106 llega al acoplador de fibras 109.

La luz de señal LS generada por el acoplador de fibras 103 es guiada por la fibra de luz 107 y se convierte en un flujo de luz paralelo por medio de la unidad de lente colimadora 40. Además, la luz de señal LS llega al espejo dicróico 46 a través de la parte de cambio de longitud de trayectoria óptica 41, del escáner de varilla 42, de la lente de enfoque 43, del espejo 44 y de las lentes de retransmisión 45. Posteriormente, la luz de señal LS es reflejada por el espejo dicróico 46, refractada por la lente objetivo 22, y proyectada sobre el fondo del ojo Ef. La luz de señal LS es dispersada (incluyendo reflejos) en varias posiciones de profundidad del fondo del ojo Ef. Una luz retrodispersada de la luz de señal LS del fondo del ojo Ef avanza de manera inversa a lo largo de la misma trayectoria que la trayectoria de salida, y es guiada hacia el acoplador de fibras 103, llegando al acoplador de fibras 109 a través de la fibra de luz 108.

El acoplador de fibras 109 hace que la luz retrodispersada de la luz de señal LS y la luz de referencia LR que han pasado a través de la fibra óptica 104 se interfieran entre sí. La luz de interferencia LC generada de este modo es guiada por una fibra óptica 110 y emitida desde un extremo de salida 111. Además, la luz de interferencia LC es convertida en un flujo de luz paralelo por una lente colimadora 112, dividida espectralmente (descompuesta espectralmente) por la rejilla de difracción 113, hecha converger por la lente de convergencia 114, y proyectada sobre la superficie de recepción de la luz de un sensor de imagen CCD 115. Se debe observar que, aunque la rejilla de difracción 113 mostrada en la figura 2 es del tipo de transmisión, es posible utilizar un elemento de descomposición espectral de cualquier otro tipo, tal como una rejilla de difracción del tipo de reflexión.

El sensor de imagen CCD 115 es, por ejemplo, un sensor de línea, y detecta los componentes espectrales respectivos de la luz de interferencia LC descompuesta espectralmente, y convierte los componentes en cargas eléctricas. El sensor de imagen CCD 115 acumula dichas cargas eléctricas para generar una señal de detección, y transmite la señal a la unidad aritmética y de control 200.

Aunque en esta realización se emplea un interferómetro de tipo Michelson, es posible emplear cualquier tipo de interferómetro tal como un tipo Mach-Zehnder, según sea necesario. En lugar de un sensor de imagen CCD, pueden utilizarse otros tipos de sensores de imagen, tales como un sensor de imagen CMOS (semiconductor complementario de óxido metálico - Complementary Metal Oxide Semiconductor, en inglés).

[Unidad aritmética y de control]

Se describirá una configuración de la unidad aritmética y de control 200. La unidad aritmética y de control 200 analiza las señales de detección introducidas desde el sensor de imagen CCD 115 para formar una imagen OCT del fondo del ojo Ef. Un proceso aritmético para esto es el mismo que el de un aparato OCT del tipo del dominio de Fourier convencional.

Además, la unidad aritmética y de control 200 controla cada parte de la unidad de cámara de retina 2, el dispositivo de visualización 3 y la unidad OCT 100. Por ejemplo, la unidad aritmética y de control 200 hace que el dispositivo de visualización 3 muestre una imagen OCT G del fondo del ojo Ef.

Además, como control de la unidad de cámara de retina 2, la unidad aritmética y de control 200 ejecuta: control de las acciones de la fuente de luz de observación 11, la fuente de luz de formación de imágenes 15 y los LED 51 y 61; control de la acción de la pantalla LCD 39; control de los movimientos de las lentes de enfoque 31 y 43; control del movimiento de la varilla de reflexión 67; control del movimiento del sistema óptico de enfoque 60; control del movimiento de la parte 41 de cambio de longitud de la trayectoria óptica; control de la acción del escáner de galvano 42; control de las acciones de las cámaras de ojo anterior 300; etc.

Además, como control de la unidad OCT 100, la unidad aritmética y de control 200 ejecuta: control de la acción de la unidad de fuente de luz 101; control de la acción del atenuador óptico 105; control de la acción del ajustador de polarización 106; control de la acción del sensor de imagen CCD 115; etc.

La unidad aritmética y de control 200 incluye un microprocesador, una RAM, una ROM, una unidad de disco duro, una interfaz de comunicación, etc., como en los ordenadores convencionales. El dispositivo de almacenamiento, tal como una unidad de disco duro, almacena programas de ordenador para controlar el aparato oftalmológico 1. La unidad aritmética y de control 200 puede estar provista de varios tipos de placas de circuito, tales como una placa de circuito para formar imágenes OCT. Además, la unidad aritmética y de control 200 puede estar provista de dispositivos de operación (dispositivos de entrada) tales como un teclado y un ratón, y/o dispositivos de visualización tales como una pantalla LCD.

La unidad de cámara de retina 2, el dispositivo de visualización 3, la unidad OCT 100 y la unidad aritmética y de control 200 pueden configurarse integralmente (es decir, en una sola caja) o configurarse como dos de más cajas separadas.

[Sistema de control]

- 5 Una configuración de un sistema de control del aparato oftalmológico 1 se describirá haciendo referencia a la figura 3.

(Controlador)

- 10 El sistema de control del aparato oftalmológico 1 tiene configuración con un controlador 210 como centro. El controlador 210 incluye, por ejemplo, el microprocesador, RAM, ROM, unidad de disco duro e interfaz de comunicación antes mencionados. El controlador 210 está provisto de un controlador principal 211, un almacén 212 y una parte de obtención de posición del sistema óptico 213.

(Controlador principal)

- 15 El controlador principal 211 lleva a cabo diversos tipos de controles mencionados anteriormente. Se debe observar que el control de movimiento de la lente de enfoque 31 está configurado para controlar un controlador de enfoque (no ilustrado) para mover la lente de enfoque 31 en la dirección del eje óptico. De este modo, se cambia la posición de enfoque del sistema óptico de formación de imágenes 30. Además, el controlador principal 211 es capaz de controlar el accionador 2A de sistema óptico para mover tridimensionalmente el sistema óptico instalado en la unidad de cámara de retina 2.

- 20 Este control se lleva a cabo mediante alineación y/o seguimiento automáticos. En este caso, el seguimiento se refiere a mover el sistema óptico del aparato según el movimiento ocular del ojo E. El seguimiento se lleva a cabo, por ejemplo, en la etapa después de la alineación (dependiendo de las condiciones, el enfoque también se lleva a cabo con antelación). El seguimiento es una función que hace que la posición del sistema óptico del aparato siga el movimiento del ojo, manteniendo de este modo una relación de posición adecuada, en la que se hace coincidir la alineación (y el enfoque).

- 25 Se debe observar que el accionador 2A del sistema óptico de la presente realización mueve el sistema óptico instalado en la unidad de cámara de retina 2; no obstante, es posible una configuración en la que el sistema óptico instalado en la unidad de cámara de retina 2 y el sistema óptico instalado en la unidad OCT 100 son movidos por medio del accionador 2A del sistema óptico. El accionador de sistema óptico 2A es un ejemplo de un "primer controlador".

- 30 Además, las cámaras de ojo anterior 300 de la presente realización se proporcionan en el caso de la unidad de cámara de retina 2; por consiguiente, las cámaras de ojo anterior 300 pueden moverse por medio del control del accionador 2A del sistema óptico. Este accionador 2A del sistema óptico funciona como un ejemplo de una "pieza móvil de fotografía". Además, es posible proporcionar una parte móvil de cámara capaz de mover independientemente las dos o más cámaras de ojo anterior 300, respectivamente. Específicamente, la parte móvil de la cámara puede configurarse para incluir mecanismos de accionamiento (accionador, mecanismo de transmisión de potencia, etc.) proporcionados con respecto a cada cámara de ojo anterior 300. Además, la parte móvil de la cámara puede estar configurada para mover dos o más cámaras de ojo anterior 300 transmitiendo la potencia generada por un único accionador por medio del mecanismo de transmisión de potencia proporcionado para cada cámara de ojo anterior 300.

- 40 El controlador principal 211 ejecuta un proceso de escritura de datos en el almacén 212 y un proceso de lectura de datos del almacén 212.

Almacén

- 45 El almacén 212 almacena diversos tipos de datos. Los datos almacenados en el almacén 212 son, por ejemplo, datos de imagen de imágenes OCT, datos de imagen de imágenes del fondo del ojo e información ocular. La información ocular incluye información sobre un sujeto tal como el ID de un paciente y un nombre, información sobre un ojo tal como información de identificación del ojo izquierdo o el ojo derecho, etc. Además, se almacenan diversos tipos de programas y datos para hacer funcionar el aparato oftalmológico 1 en el almacén 212.

- 50 En particular, la información de aberración 212a se almacena en el almacén 212 con antelación. La información de aberración 212a incluye información, para cada cámara de ojo anterior 300, con respecto a la aberración de distorsión que se produce en una imagen fotográfica debido a los efectos del sistema óptico instalado en la misma. En esta memoria, el sistema óptico instalado en la cámara de ojo anterior 300 incluye, por ejemplo, la aberración de distorsión de las lentes que se produce en los elementos ópticos, etc. Se puede decir que la información de aberración 212a es un parámetro que cuantifica la deformación de las imágenes fotográficas provocada por estos elementos ópticos.

Se explica un ejemplo de un método para generar la información de aberración 212a. Teniendo en cuenta el error instrumental (diferencia en la aberración de distorsión) de las cámaras de ojo anterior 300, se realizan las siguientes mediciones para cada cámara de ojo anterior 300. El operario prepara puntos de referencia. Los puntos de referencia son el objetivo fotográfico utilizado para detectar la aberración de distorsión. El operario realiza fotografías varias veces mientras cambia la posición relativa entre los puntos de referencia y las cámaras de ojo anterior 300. En consecuencia, se pueden obtener múltiples imágenes fotográficas de los puntos de referencia fotografiados desde diferentes direcciones. El operario analiza las múltiples imágenes fotográficas obtenidas, generando de este modo la información de aberración 212a de esta cámara de ojo anterior 300. Se debe observar que el ordenador que realiza este proceso de análisis puede ser un procesador de imagen 230 o cualquier otro ordenador (ordenador para inspección antes del envío de productos, equipo para mantenimiento, etc.).

Los procedimientos de análisis para generar la información de aberración 212a incluyen, por ejemplo, los siguientes procedimientos:

- un procedimiento de extracción para extraer regiones de imagen correspondientes a los puntos de referencia en cada imagen fotográfica;
- un procedimiento de cálculo de estado de distribución para calcular el estado de distribución (coordenadas) de las regiones de imagen correspondientes a los puntos de referencia en cada imagen fotográfica;
- un procedimiento de cálculo de aberración de distorsión para calcular un parámetro que indica la aberración de distorsión sobre la base del estado de distribución obtenido; y
- un procedimiento de cálculo del factor de corrección para calcular un factor para corregir la aberración de distorsión sobre la base del parámetro obtenido.

Se debe observar que el parámetro relacionado con la aberración de distorsión proporcionada a una imagen por el sistema óptico puede incluir la distancia principal, la posición de un punto principal (vertical y horizontalmente), la distorsión de una lente (dirección de radiación y dirección tangencial), etc. La información de aberración 212a se construye como información (por ejemplo, información de tabla) que asocia la información de identificación de cada cámara de ojo anterior 300 y el factor de corrección correspondiente a la misma. La información de aberración 212a generada de esta manera es almacenada en el almacén 212 por el controlador principal 211. La generación de dicha información de aberración 212a y el proceso de corrección de la aberración sobre la base de la misma se denomina calibración de la cámara, etc.

(Parte de obtención de la posición del sistema óptico)

La parte de obtención de la posición del sistema óptico 213 obtiene la posición actual del sistema óptico de examen instalado en el aparato oftalmológico 1. El sistema óptico de examen es el sistema óptico utilizado para examinar ópticamente el ojo E. El sistema óptico de examen en el aparato oftalmológico 1 de la presente realización (máquina combinada de la cámara de retina y el aparato OCT) es el sistema óptico para obtener imágenes de un ojo.

La parte de obtención de la posición del sistema óptico 213 recibe información que presenta el contenido del control del movimiento del accionador 2A del sistema óptico por medio del controlador principal 211 y obtiene la posición actual del sistema óptico de examen movido por el accionador 2A del sistema óptico. Se explicará un ejemplo detallado de este proceso. El controlador principal 211 controla el accionador 2A del sistema óptico en una temporización predeterminada (tras el arranque del aparato, tras la introducción de la información del paciente, etc.) y mueve el sistema óptico de examen a una posición inicial predeterminada. A continuación, el controlador principal 211 almacena el contenido de control cada vez que se controla el accionador 2A del sistema óptico. De este modo, se puede obtener un historial del contenido de control. La parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico se refiere a este historial y obtiene el contenido de control hasta la fecha, y determina la posición actual del sistema óptico de examen sobre la base de dicho contenido de control.

Además, cada vez que el controlador principal 211 controla el accionador 2A del sistema óptico, el contenido de control del mismo puede ser transmitido a la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico, y la posición actual del sistema óptico de examen puede obtenerse cada vez que la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico recibe el contenido de control.

Como ejemplo adicional de configuración, el sensor de posición que detecta la posición del sistema óptico de examen puede proporcionarse con la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico.

Cuando la posición actual del sistema óptico de examen es obtenida por la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico, tal como se ha indicado anteriormente, el controlador principal 211 es capaz, sobre la base de la posición actual obtenida y de la posición tridimensional del ojo E obtenida por un analizador 231 (mencionado más adelante), de hacer que el accionador 2A del sistema óptico mueva el sistema óptico de examen. Específicamente, el controlador principal 211 reconoce la posición actual del sistema óptico de examen a partir del resultado de la obtención realizada por la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico, y reconoce la posición

tridimensional del ojo E a partir del resultado del análisis por realizado por el analizador 231. Posteriormente, con el fin de que la posición del sistema óptico de examen con respecto a la posición tridimensional del ojo E se convierta en una relación de posición predeterminada, el controlador principal 211 intercambia su posición con la posición actual del sistema óptico de examen como punto de partida. Esta relación de posición predeterminada puede ser tal que las posiciones en las direcciones x e y coincidan, respectivamente, mientras que la distancia en la dirección z se convierte en una distancia de trabajo predeterminada.

(Parte de formación de imágenes)

La parte de formación de imágenes 220 forma datos de imagen de una imagen en sección transversal del fondo del ojo Ef sobre la base de las señales de detección del sensor de imagen CCD 115. Como el OCT de tipo del dominio espectral convencional, este proceso incluye procesos tales como la eliminación del ruido (reducción del ruido), el filtrado y la FFT (transformada rápida de Fourier - Fast Fourier Transform, en inglés). En el caso de otros tipos de aparatos OCT, la parte de formación de imágenes 220 ejecuta procesos conocidos según el tipo de los mismos.

La parte de formación de imágenes 220 está configurada para incluir, por ejemplo, las placas de circuitos antes mencionadas. Se debe observar que los "datos de imagen" y la "imagen" basada en estos pueden identificarse entre sí en esta memoria.

(Procesador de imagen)

El procesador de imagen 230 ejecuta diversos procesos de imagen y análisis en imágenes formadas por la parte de formación de imágenes 220. Por ejemplo, el procesador de imagen 230 ejecuta diversos procesos de corrección, tales como corrección de luminancia y compensación de dispersión de imágenes. Además, el procesador de imagen 230 ejecuta diversos procesos de imagen y análisis en imágenes (imágenes del fondo del ojo, imágenes del ojo anterior, etc.) obtenidas por la unidad de cámara de retina 2.

El procesador de imagen 230 ejecuta procesos de imagen conocidos, tales como un proceso de interpolación, de interpolación de píxeles entre imágenes de sección transversal, formando de este modo datos de una imagen tridimensional del fondo del ojo Ef. Los datos de la imagen tridimensional se refieren a datos de imagen cuyas posiciones de píxeles están definidas por las coordenadas tridimensionales. Los datos de la imagen tridimensional son, por ejemplo, datos de imagen compuestos por vóxeles dispuestos tridimensionalmente. Estos datos de imagen se denominan datos de volumen, datos de vóxel, o similares. Para mostrar una imagen basada en los datos de volumen, el procesador de imagen 230 ejecuta un proceso de renderización (tal como representación de volumen y MIP (proyección de máxima intensidad - Maximum Intensity Projection, en inglés)) en este volumen de datos para formar datos de imagen de una imagen pseudo-tridimensional tomada desde una dirección predeterminada de visión. Esta imagen pseudo-tridimensional se muestra en la pantalla 240A.

Además, también es posible formar datos de pila de múltiples imágenes de sección transversal como datos de imagen tridimensional. Los datos de la pila son datos de imagen obtenidos mediante la disposición tridimensional de múltiples imágenes en sección transversal obtenidas a lo largo de múltiples líneas de exploración, basándose en la relación de posición de las líneas de exploración. Es decir, los datos de pila son datos de imagen obtenidos expresando múltiples imágenes de sección transversal definidas por sistemas de coordenadas bidimensionales originalmente individuales por un sistema de coordenadas tridimensional (es decir, incrustado en un espacio tridimensional).

Además, el procesador de imagen 230 está provisto de un analizador 231, una parte de evaluación de imagen 232 y una parte de síntesis de imagen 233.

(Analizador)

El analizador 231 analiza dos o más imágenes fotográficas obtenidas sustancialmente de manera simultánea por dos o más cámaras de ojo anterior 300, obteniendo de este modo la posición tridimensional del ojo E. Como ejemplo de una configuración para realizar este proceso, el analizador 231 está provisto de una parte de corrección de imagen 2311, una parte de especificación de la posición característica 2312, y una parte de cálculo de la posición tridimensional 2313.

(Parte de corrección de imagen)

La parte de corrección de imagen 2311 corrige la distorsión de cada imagen fotográfica obtenida por las cámaras de ojo anterior 300 sobre la base de la información de aberración 212a almacenada en el almacén 212. Este proceso puede llevarse a cabo, por ejemplo, mediante una tecnología de proceso de imagen conocida basada en un factor de corrección para corregir aberraciones de distorsión. La parte de corrección de imagen 2311 es un ejemplo de una "parte de corrección". Se debe observar que, para los casos en los que la aberración de distorsión causada en las imágenes fotográficas debido al sistema óptico de las cámaras de ojo anterior 300 es suficientemente pequeña, etc., no es necesario proporcionar la información de aberración 212a y la parte de corrección de imagen 2311.

(Parte de especificación de la posición característica)

5 La parte de especificación de la posición característica 2312 analiza cada imagen fotográfica (con la aberración de distorsión corregida por la parte de corrección de imagen 2311), especificando de este modo la posición en la imagen fotográfica correspondiente a la parte característica predeterminada de la parte del ojo anterior E_a (denominada la posición característica). Como parte característica predeterminada, por ejemplo, se puede utilizar el centro de la pupila o el ápice corneal del ojo E. A continuación, en la presente memoria, se explica un ejemplo específico de un proceso para especificar el centro de la pupila.

10 En primer lugar, la parte de especificación de la posición característica 2312 especifica la región de imagen (región pupilar) correspondiente a la pupila del ojo E sobre la base de la distribución de los valores de píxeles (valores luminosos, etc.) en una imagen fotográfica. Generalmente, la pupila está representada con menor luminancia en comparación con otras partes, por lo que la región pupilar puede especificarse buscando una región de imagen con baja luminancia. En este momento, la región pupilar puede especificarse teniendo en cuenta la forma de la pupila. Es decir, es posible una configuración de especificar la región pupilar mediante la búsqueda de una región de imagen sustancialmente circular con baja luminancia.

15 A continuación, la parte de especificación de la posición característica 2312 especifica la posición central de la región pupilar especificada. Tal como se ha mencionado anteriormente, la pupila es sustancialmente circular; por lo tanto, es posible especificar el contorno de la región pupilar, especificar la posición central de este contorno (un círculo aproximado o una elipse aproximada del mismo), y tratar esto como el centro de la pupila. En cambio, es posible obtener el centro de gravedad de la región pupilar y tratar este centro de gravedad como el centro de la pupila.

20 Se debe observar que, incluso cuando se especifica la posición característica correspondiente a otra parte característica, es posible especificar la posición característica sobre la base de la distribución de valores de píxeles de la imagen fotográfica de la misma manera que las mencionadas anteriormente.

(Parte de cálculo de la posición tridimensional)

25 La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula la posición tridimensional del ojo E sobre la base de las posiciones de dos o más cámaras de ojo anterior 300, y de las posiciones características en las dos o más imágenes fotográficas especificadas por la posición característica que especifica la parte 2312. Este proceso se explica con referencia a la figura 5A y figura 5B.

30 La figura 5A es una vista superior que ilustra la relación de posición entre el ojo E y las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. La figura 5B es una vista lateral que ilustra la relación posicional entre el ojo E y las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. La distancia (longitud de la línea de base) entre las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B se representa como "B". La distancia (distancia de lo fotografiado) entre la línea de base de las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B y una parte característica P del ojo E se representa como "H." La distancia (distancia de la pantalla) entre las respectivas cámaras de ojo anterior 300A y 300B y un plano de pantalla en las mismas, se representa como "f".

35 En tal estado de disposición, la resolución de las imágenes fotografiadas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B se expresa mediante la siguiente fórmula. En esta memoria, Δp representa la resolución de píxeles.

resolución xy (resolución en el plano): $\Delta_{xy} = H \times \Delta p / f$

resolución z (resolución en profundidad): $\Delta z = H \times H \times \Delta p / (B \times f)$

40 La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 aplica la trigonometría conocida, teniendo en cuenta la relación de posición indicada en la figura 5A y la figura 5B, a las posiciones de las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B (estas son conocidas) y a las posiciones características correspondientes a la parte característica P de las dos imágenes fotográficas, calculando de este modo la posición tridimensional de la parte característica P, es decir, la posición tridimensional del ojo E.

45 La posición tridimensional del ojo E calculada por la parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 se transmite al controlador 210. Sobre la base de este resultado del cálculo de la posición tridimensional, el controlador 210 controla el accionador 2A del sistema óptico, de tal manera que el eje óptico del sistema óptico de examen coincide con el eje del ojo E, y de tal modo que la distancia del sistema óptico de examen con respecto al ojo E se convierta en la distancia de trabajo predeterminada. En este caso, la distancia de trabajo es un valor preestablecido, denominado también distancia de trabajo, es decir, la distancia entre el ojo E y el sistema óptico de examen cuando se realiza un examen utilizando el sistema óptico de examen.

50 Además, cuando las cámaras de ojo anterior 300 fotografían en paralelo imágenes en movimiento de la parte de ojo anterior E_a desde diferentes direcciones, el seguimiento del sistema óptico de examen con respecto al movimiento del ojo E es posible llevando a cabo, por ejemplo, los siguientes procesos (1) y (2).

(1) El analizador 231 analiza sucesivamente los dos o más fotogramas obtenidos sustancialmente de manera simultánea fotografiando imágenes en movimiento mediante la utilización de dos o más cámaras de ojo anterior 300, obteniendo de este modo, sucesivamente, las posiciones tridimensionales del ojo E.

5 (2) El controlador 210 controla sucesivamente el accionador 2A del sistema óptico sobre la base de las posiciones tridimensionales del ojo E obtenidas sucesivamente por el analizador 231, haciendo, de este modo, que la posición del sistema óptico de examen siga el movimiento del ojo E.

(Parte de evaluación de imagen)

10 La parte de evaluación de imagen 232 analiza una imagen fotográfica o imágenes fotográficas obtenidas al menos por una de entre dos o más cámaras de ojo anterior 300, evaluando con ello si la imagen de la parte de ojo anterior Ea está o no dentro de la zona predeterminada en esta imagen fotográfica o estas imágenes fotográficas.

15 Esta zona predeterminada es ajustada con antelación dentro de la región a fotografiar de la cámara de ojo anterior 300, por ejemplo, es ajustada como una región que incluye el centro de esta región a fotografiar. En este caso, el rango de esta zona predeterminada se puede cambiar según las condiciones de fotografía de la cámara de ojo anterior 300 (la posición, la ampliación fotográfica, etc., de la cámara de ojo anterior 300). Además, el rango de esta zona predeterminada se puede determinar según el ajuste de un punto característico (mencionado más adelante). Además, la zona predeterminada se puede ajustar de tal modo que corresponda a la posición de la parte de soporte 440 (reposa mentón, reposa frente, etc., véanse las figuras 4A y 4B) que soporta la cara del sujeto o la posición próxima a la misma. La parte de evaluación de imagen 232 corresponde a un ejemplo de una "parte de evaluación".

20 Se explica un ejemplo detallado del proceso llevado a cabo por la parte de evaluación de imagen 232. En primer lugar, la parte de evaluación de imagen 232 especifica la región de imagen correspondiente al punto característico predeterminado de la parte de ojo anterior Ea a partir de la imagen fotográfica. Este punto característico puede ser el centro de la pupila, el contorno de la pupila, el centro del iris, el contorno del iris, el ápice corneal, etc. El proceso de especificar la región de imagen correspondiente al punto característico se lleva a cabo de manera similar, por ejemplo, al proceso llevado a cabo por la parte de especificación de la posición característica 2312. Se debe observar que cuando el punto característico y la parte característica son los mismos, el resultado de la especificación por la parte de especificación de la posición característica 2312 se puede utilizar en el proceso llevado a cabo por la parte de evaluación de imagen 232.

25 A continuación, la parte de evaluación de imagen 232 evalúa si el punto característico especificado está o no dentro de la zona predeterminada de la imagen fotográfica (el fotograma de la misma). Este proceso puede realizarse comparando las coordenadas correspondientes a la zona predeterminada con las coordenadas del punto característico.

30 La parte de evaluación de imagen 232 transmite el resultado de esta determinación al controlador 210. Cuando se determina que la imagen de la parte anterior de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la zona predeterminada, el controlador 210 controla el accionador 2A del sistema óptico (parte móvil de la cámara) para mover las cámaras de ojo anterior 300 en una dirección alejada de la parte de soporte 440 (es decir, la cara del sujeto) y/o una dirección de separación de la parte de soporte 440. La dirección de separación de la parte de soporte 440 es la dirección -z en el sistema de coordenadas indicado en la figura 1, etc. Además, la dirección de separación de la parte de soporte 440 es la dirección en la que las cámaras de ojo anterior 300 se alejan del eje óptico del sistema óptico de examen. La dirección de separación del sistema óptico de examen puede definirse horizontalmente (dirección $\pm x$) y/o verticalmente (dirección $\pm y$). Es decir, la dirección de separación del sistema óptico de examen puede definirse en cualquier dirección en el plano xy.

35 Además, la dirección de movimiento y/o la distancia de movimiento de la cámara de ojo anterior 300 pueden ajustarse sobre la base, por ejemplo, de la relación de posición entre la cámara de ojo anterior 300 y la parte de soporte 440 antes del movimiento. Además, es posible una configuración de realizar alternativamente el proceso de determinación por la parte de evaluación de imagen 232 y el proceso de movimiento de la cámara de ojo anterior 300, realizando con ello un control con el fin de mejorar la posición de la cámara de ojo anterior 300 hacia una posición adecuada. Además, es posible una configuración de determinar la dirección de movimiento y/o la distancia de movimiento de la cámara de ojo anterior 300 según la distancia (número de píxeles) entre la región de imagen correspondiente al punto característico y la zona predeterminada. Además, es posible una configuración de determinar la dirección de movimiento y/o la distancia de movimiento de la cámara de ojo anterior 300 según la distancia entre la región de imagen correspondiente al punto característico y la posición predeterminada (por ejemplo, la posición central) en la zona predeterminada.

40 Se explican otros ejemplos de operación basados en el resultado de la determinación por la parte de evaluación de imagen 232. Cuando se determina que la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la zona predeterminada, el controlador 210 hace que una parte de salida emita una información de advertencia predeterminada. Esta parte de salida puede ser la pantalla 240A, una parte de salida de audio (no ilustrada), etc. Cuando se utiliza la pantalla 240A como parte de salida, el controlador 210 hace que la pantalla 240A muestre un

mensaje de advertencia que incluye una información de cadena de texto predeterminada, una ventana emergente, etc. Cuando se utiliza la parte de salida de audio como parte de salida, el controlador 210 hace que la parte de salida de audio emita la información de voz predeterminada, el sonido de advertencia, etc.

5 A partir de dicha información de advertencia, el usuario reconoce que la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la zona predeterminada. Posteriormente, el usuario puede utilizar la parte de operación 240B para mover tridimensionalmente la cámara de ojo anterior 300. Además, el controlador 210 puede emitir información (información del movimiento) que indica la dirección de movimiento y/o la distancia de movimiento de la cámara de ojo anterior 300 juntos con una información de advertencia. Esta información de movimiento se genera sobre la base, por ejemplo, de la relación de posición entre la región de imagen correspondiente al punto característico
10 obtenido por la parte de evaluación de imagen 232 y la zona predeterminada. Es posible una configuración en la que el proceso de determinación es llevado a cabo de nuevo por la parte de evaluación de imagen 232 una vez que se ha completado el movimiento manual por parte del usuario.

(Parte de síntesis de imagen)

15 La parte de síntesis de imagen 233 forma una imagen sintética de los dos o más r imágenes fotográficas que son obtenidas sustancialmente de manera simultánea por dos o más cámaras de ojo anterior 300. Una imagen estereoscópica y una imagen obtenida a partir de la conversión del punto de vista (imagen de punto de vista convertido) sobre la base de las dos o más imágenes fotográficas son ejemplos de la imagen sintética. El punto de vista de la imagen de punto de vista convertido se ajusta, por ejemplo, en el eje óptico del sistema óptico de examen. Estas imágenes sintéticas se pueden obtener utilizando cualquier proceso conocido de sinterización de
20 imagen.

El procesador de imagen 230 que funciona como se ha indicado anteriormente incluye, por ejemplo, el microprocesador, RAM, ROM, unidad de disco duro, tarjeta de circuitos, y otros, mencionados anteriormente. Los programas informáticos que hacen que un microprocesador ejecute las funciones anteriores se almacenan previamente en un dispositivo de almacenamiento, tal como una unidad de disco duro.

25 (Interfaz de usuario)

Una interfaz de usuario 240 incluye la pantalla 240A y la parte de operación 240B. La pantalla 240A está configurada incluyendo el dispositivo de visualización de la unidad aritmética y de control 200 y del dispositivo de visualización 3, mencionados anteriormente. La parte de operación 240B está configurada incluyendo el dispositivo de operación de la unidad de cálculo y de control 200, mencionado anteriormente. La parte de operación 240B puede incluir diversos tipos de botones o teclas proporcionados en la caja del aparato oftalmológico 1 o en su parte exterior. Por ejemplo, si la unidad de cámara de retina 2 tiene una caja que es similar a las cámaras de retina convencionales, en la parte de operación 240B puede incluirse un joystick, un panel de operación, etc., proporcionados en esta caja. Además, la pantalla 240A puede incluir varios dispositivos de visualización, tales como un panel táctil, etc., proporcionados en la caja de la unidad de cámara de retina 2.

35 Se debe observar que la pantalla 240A y la parte de operación 240B no necesitan ser configurados como dispositivos separados. Por ejemplo, como un panel táctil, se puede utilizar un dispositivo en el que se integran la función de visualización y la función de operación. En tales casos, la parte de operación 240B está configurada para incluir este panel táctil y un programa informático. El contenido de operación a través de la parte de operación 240B se introduce en el controlador 210 como una señal eléctrica. Además, las operaciones y entradas de información
40 pueden realizarse utilizando una interfaz gráfica de usuario (GUI – Graphical User Interface, en inglés) mostrada en la pantalla 240A y la parte de operación 240B.

[Operaciones]

45 A continuación, se describe las operaciones del aparato oftalmológico 1. Ejemplos de las operaciones del aparato oftalmológico 1 se ilustran en la figura 6 a la figura 8. Se debe observar que pueden combinarse cualquiera de dos o más de estos ejemplos de operación.

Ejemplo de operación 1

Haciendo referencia a la figura 6, se describe un primer ejemplo de operación. El ejemplo de operación 1 explica el flujo fundamental de alineación automática mediante el aparato oftalmológico 1 y los procesos que se llevan a cabo en caso de fallo en la especificación de la parte característica de la parte de ojo anterior Ea (en la presente memoria, el centro de la pupila), o cuando la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la zona predeterminada de una imagen fotográfica.

(S1: Inscripción del paciente)

En primer lugar, el usuario introduce información de paciente sobre un sujeto utilizando la interfaz de usuario 240. La información de paciente puede ser el ID de un paciente, el nombre de un paciente, etc.

(S2: Selección de tipo de fotografía)

5 A continuación, el usuario utiliza la interfaz de usuario 240 para seleccionar e introducir el tipo de fotografía llevada a cabo con respecto al sujeto. Los elementos del tipo de fotografía pueden incluir, por ejemplo, un sitio de fotografía (papila óptica, mácula o ambos, etc.), el ojo fotografiado (ojo izquierdo, ojo derecho, ambos ojos), el patrón de fotografía de imagen (solo una imagen del fondo del ojo, solo una imagen OCT o ambas), el patrón de exploración OCT (exploración de línea, exploración cruzada, exploración radial, exploración circular, exploración tridimensional, etc.)

(S3: Inicio de la alineación automática)

10 Una vez que la selección del tipo de fotografía se ha completado, se da una instrucción para iniciar la alineación automática. Esta instrucción de inicio puede ser dada automáticamente por el controlador 210 al recibir la selección del tipo de fotografía mostrada en la etapa S2, o puede ser proporcionada manualmente por el usuario utilizando la parte de operación 240B.

(S4: Inicio de la toma de fotografías de la parte de ojo anterior)

15 Una vez que se ha dado la instrucción para iniciar la alineación automática, el controlador 210 hace que las respectivas cámaras de ojo anterior 300A y 300B comiencen a fotografiar la parte de ojo anterior Ea. Esta toma de fotografías es fotografía de imagen en movimiento de la parte del ojo anterior Ea como el sujeto de la fotografía. Las respectivas cámaras de ojo anterior 300A y 300B llevan a cabo la fotografía de imágenes en movimiento a una velocidad de fotogramas predeterminada. En este caso, los tiempos de la toma de fotografías por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B pueden ser sincronizados mediante el controlador 210. Las cámaras de ojo anterior 300A y 300B transmiten sucesivamente al controlador 210, en tiempo real, los fotogramas obtenidos. El controlador 210 asocia los fotogramas obtenidos por ambas cámaras de ojo anterior 300A y 300B según los tiempos de la toma de fotografías. Es decir, el controlador 210 asocia los fotogramas obtenidos sustancialmente de manera simultánea por ambas cámaras de ojo anterior 300A y 300B entre sí. Esta asociación se lleva a cabo sobre la base, por ejemplo, del control síncrono anteriormente mencionado, o sobre la base de los tiempos de entrada de los fotogramas de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. El controlador 210 transmite el par de fotogramas asociados al analizador 231.

(S5: Especificación del centro de la pupila)

30 La parte de corrección de imagen 2311 corrige la distorsión de cada fotograma transmitido desde el controlador 210 sobre la base de la información de aberración 212a almacenada en el almacén 212. Este proceso de corrección se lleva a cabo de la manera anteriormente mencionada. El par de fotogramas con su distorsión corregida se transmite a la parte de especificación de la posición característica 2312.

La parte de especificación de la posición característica 2312 analiza cada fotograma transmitido desde la parte de corrección de imagen 2311, llevando a cabo de este modo el proceso para especificar la posición característica en el fotograma correspondiente al centro de la pupila de la parte del ojo anterior Ea.

35 (S6: ¿La especificación ha tenido éxito?)

En caso de fallo en la especificación de la posición característica correspondiente al centro de la pupila (S6: NO), la parte de especificación de la posición característica 2312 transmite información indicando este resultado al controlador 210, y el proceso pasa a la etapa S7. Por otro lado, si la especificación del centro de la pupila ha tenido éxito (S6: Sí), pasa a la etapa S8.

40 (S7: Movimiento de la cámara de ojo anterior)

En caso de fallo en la especificación de la posición característica (S6: NO), el controlador 210, en respuesta a la recepción de la información desde la parte de especificación de la posición característica 2312, controla la parte móvil de la cámara mencionada anteriormente para mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la dirección de alejamiento de la parte de soporte 440 y/o en la dirección de alejamiento de la parte de soporte 440.

45 En el caso de mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la dirección de alejamiento de la parte de soporte 440, la distancia entre las cámaras de ojo anterior 300A y 300B y el sujeto (el ojo E) aumenta; por lo tanto, es posible fotografiar un ámbito más amplio de la cara del sujeto, aumentando la posibilidad de que el ojo E se sitúe en un rango adecuado para ser fotografiado por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Además, en el caso de mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la dirección de alejamiento de la parte de soporte 440, las cámaras de ojo anterior 300A y 300B se mueven en dirección a la oreja del sujeto, aumentando la posibilidad de que el ojo E se sitúe en un rango adecuado para ser fotografiado por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Además, al combinar el movimiento en estas dos direcciones, se aumenta aún más la posibilidad de que el ojo E esté situado en un rango adecuado para ser fotografiado.

En este ejemplo de operación, se considera que la toma de fotografías de imagen en movimiento de la parte de ojo anterior Ea continúa incluso aunque se mueva o después de mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. En cambio, es posible detener la toma de fotografías de imagen en movimiento moviendo las cámaras de ojo anterior 300A y 300B y reiniciando automática o manualmente la toma de fotografías de imagen en movimiento una vez completado el movimiento.

Después de finalizar el movimiento de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la etapa S7, la toma de fotografías de imagen en movimiento por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, la especificación del centro de la pupila (etapa S5), y la determinación de una especificación con éxito (etapa S6) se realizan de nuevo. Se debe observar que es posible una configuración en la que el proceso se transfiere a alineación manual cuando esta rutina se repite un número predeterminado de veces.

(S8: ¿Está la imagen de la parte del ojo anterior situada dentro de una zona predeterminada del fotograma?)

Tras una especificación con éxito de la posición característica correspondiente al centro de la pupila (S6: SÍ), la parte de evaluación de imagen 232 determina si la imagen correspondiente a la parte de ojo anterior Ea está o no dentro de una zona predeterminada del fotograma. En este ejemplo de operación, este proceso de determinación se lleva a cabo utilizando la posición característica especificada en la etapa S6. Alternativamente, cuando se utiliza otra información para llevar a cabo el proceso de determinación, el orden de las etapas S5 y S6 y la etapa S8 pueden ser arbitrarios.

En el caso de que se determine que la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma (S8: NO), el proceso pasa a la etapa S7, y se lleva a cabo el proceso antes mencionado. Por otro lado, en el caso de que se determine que la imagen de la parte de ojo anterior Ea está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma (S8: SÍ), el proceso pasa a la etapa S9.

(S9: Cálculo de la posición tridimensional del ojo)

La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula la posición tridimensional del centro de la pupila del ojo E sobre la base de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, y de la posición característica especificada por la parte de especificación de la posición característica 2312 con respecto al par de fotogramas. Este proceso se lleva a cabo de la manera mencionada anteriormente.

(S10: Movimiento del sistema óptico de examen)

Sobre la base de la posición tridimensional del centro de la pupila calculada en la etapa S9, el controlador 210 controla el accionador 2A del sistema óptico de manera que el eje óptico del sistema óptico de examen coincida con el eje del ojo E, y de tal manera que la distancia del sistema óptico de examen con respecto al ojo E se convierta en la distancia de trabajo preestablecida.

(S11: ¿La posición es convergente?)

Cuando el sistema óptico de examen se mueve tal como se muestra en la etapa S10, el controlador 210 determina si la posición del sistema óptico de examen es convergente o no. Este proceso de determinación se lleva a cabo, por ejemplo, utilizando el objetivo de alineación. La condición de observación del objetivo de alineación cambia dependiendo del estado de alineación. Específicamente, cuando la alineación está en un estado adecuado, se observan dos imágenes del objetivo de alineación sustancialmente en la misma posición, mientras que cuanto más empeora el estado de alineación, más separadas entre sí se observan las dos imágenes. El controlador 210 obtiene la distancia entre estas dos imágenes fotografiadas por el sensor de imagen CCD 35, y determina si esta distancia está o no dentro de un umbral preestablecido o es menor. Cuando se determina que la distancia es igual al umbral preestablecido o menor (S11: SÍ), se determina que la posición del sistema óptico de examen es convergente, completándose el proceso. Mientras que, cuando se determina que esta distancia supera el umbral preestablecido (S11: NO), se considera que la posición del sistema óptico de examen no es convergente, volviendo a la etapa 9. Los procesos de la etapa 9 a la etapa 11 se repiten hasta que, por ejemplo, se obtiene la determinación "NO" en la etapa 11 un número específico de veces. En el caso de que la determinación "NO" en la etapa 11 se repita el número específico de veces, el controlador 210 emite, por ejemplo, una información de advertencia específica. Además, en respuesta al hecho de que la determinación "NO" se repite el número específico de veces, el controlador 210 puede ejecutar el control de transferencia a un modo de operación para llevar a cabo la alineación manual o un modo de operación para la alineación automática utilizando el objetivo de alineación. Se debe observar que dicho proceso de determinación de convergencia de posición no está limitado a esto, y que cualquier método es posible siempre y cuando el proceso sea capaz de evaluar si la posición del sistema óptico de examen es adecuadamente convergente o no.

Esto finaliza la explicación de la alineación automática según este ejemplo de operación. Se debe observar que el seguimiento del sistema óptico de examen se puede ejecutar realizando repetidamente la etapa S4 (fotografía de imagen en movimiento) a la etapa S11 (evaluación de convergencia de posición). Además, la explicación de la etapa

5 S11 describe que el proceso vuelve a la etapa S9 cuando la posición del sistema óptico de examen no es convergente (S11: NO); no obstante, se puede aplicar una configuración en la que el proceso vuelve a la etapa S5 (especificación del centro de la pupila). Específicamente, los fotogramas se obtienen sucesivamente en un intervalo de tiempo predeterminado después de que se inicia la toma de fotografías del ojo anterior en la etapa S4 y se ejecutan los procesos de la etapa S5 para los fotogramas respectivos (o para cada uno de los fotogramas obtenidos por adelgazamiento). Cuando se ejecuta de nuevo la evaluación de la convergencia de posición en la etapa S11, se ejecutan los procesos de la etapa S5 a la etapa S10 para los fotogramas recién obtenidos y, tras recibir el resultado de la misma, se ejecuta de nuevo la evaluación de convergencia de posición.

Ejemplo de operación 2

10 En la figura 7 se describe un ejemplo de operación. En el ejemplo de operación 2, se emite información de advertencia en caso de fallo en la especificación de la parte característica de la parte de ojo anterior Ea (en este caso, el centro de la pupila) o cuando la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la zona predeterminada de una imagen fotográfica.

(S21 a S25: Inscripción del paciente para la especificación del centro de la pupila)

15 La etapa S21 a la etapa S25 se llevan a cabo de la misma manera que de la etapa S1 a la etapa S5 en el ejemplo de operación 1.

(S26: ¿La especificación tuvo éxito?)

20 En caso de fallo en la especificación de la posición característica correspondiente al centro de la pupila (S26: NO), la parte de especificación de la posición característica 2312 transmite información indicando este resultado al controlador 210, y el proceso pasa a la etapa S27. Por otro lado, si la especificación del centro de la pupila ha tenido éxito (S26: Sí), pasa a la etapa S29.

(S27: Emisión de información de advertencia)

25 En caso de fallo en la especificación de la posición característica (S26: NO), el controlador 210 emite la información de advertencia mencionada anteriormente en respuesta a la recepción de la información desde la parte de especificación de la posición característica 2312.

(S28: Movimiento de la cámara del ojo anterior)

30 El usuario reconoce la información de advertencia y mueve las cámaras del ojo anterior 300A y 300B utilizando la parte de operación 240B. En este caso, el controlador 210 puede mostrar imágenes fotografiadas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la pantalla 240A. El usuario puede llevar a cabo una operación para mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B refiriéndose a las imágenes mostradas.

35 Después de completar la operación para mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la etapa S28, la toma de fotografías de imagen en movimiento por las cámaras del ojo anterior 300A y 300B, la especificación del centro de la pupila (etapa S25) y la determinación de una especificación con éxito (etapa S26) se llevan a cabo de nuevo. Se debe observar que es posible una configuración en la que el proceso se transfiere a alineación manual cuando esta rutina se repite un número predeterminado de veces.

(S29: ¿Está la imagen de la parte del ojo anterior situada dentro de la zona predeterminada del fotograma?)

Tras la especificación con éxito de la posición característica correspondiente al centro de la pupila (S26: Sí), la parte de evaluación de imagen 232 determina si la imagen correspondiente a la parte de ojo anterior Ea está o no dentro de una zona predeterminada del fotograma de la misma manera que el ejemplo de operación 1.

40 En el caso de que se determine que la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma (S29: NO), el proceso pasa a la etapa S27 para emitir información de advertencia y, posteriormente, pasa a la etapa S28 para llevar a cabo la operación para mover las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Por otro lado, en el caso de que se determine que la imagen de la parte de ojo anterior Ea está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma (S29: Sí), el proceso pasa a la etapa S30.

45 (S30: Cálculo de la posición tridimensional del ojo)

De manera similar al ejemplo de operación 1, la parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula la posición tridimensional del centro de la pupila del ojo E sobre la base de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, y de la posición característica especificada por la parte de especificación de la posición característica 2312 con respecto al par de fotogramas.

50 (S31: Movimiento del sistema óptico de examen)

Sobre la base de la posición tridimensional del centro de la pupila calculada en la etapa S30, el controlador 210 controla el accionador 2A del sistema óptico para que el eje óptico del sistema óptico de examen coincida con el eje del ojo E, y de tal manera que la distancia del sistema óptico de examen con respecto al ojo E sea la distancia de trabajo preestablecida. Este proceso se ejecuta como en la etapa S10 del ejemplo de operación 1.

5 (S32: ¿La posición es convergente?)

10 Cuando el sistema óptico de examen se mueve tal como se muestra en la etapa S31, el controlador 210 ejecuta el proceso de evaluación de la convergencia de posición como en la etapa S11 del ejemplo de operación 1. Cuando se determina que la posición del sistema óptico de examen es convergente (S32: SÍ), se completa el proceso. Por otro lado, cuando se determina que la posición del sistema óptico de examen no es convergente (S32: NO), el proceso vuelve a la etapa S30. La repetición de los procesos de la etapa S30 a la etapa S32 y la advertencia pueden ser similares a las del ejemplo de operación 1. Esto completa la explicación de este ejemplo de operación.

Ejemplo de operación 3

15 Un tercer ejemplo de operación se describe haciendo referencia a la figura 8. En el ejemplo de operación 3, el proceso se transfiere a alineación manual en caso de fallo en la especificación de la parte característica de la parte de ojo anterior Ea (en este caso, el centro de la pupila) o cuando la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la zona predeterminada de una imagen fotográfica.

(S41 a S45: Inscripción del paciente para especificación del centro de la pupila)

La etapa S41 a la etapa S45 se llevan a cabo de la misma manera que la etapa S1 a la etapa S5 en el ejemplo de operación 1.

20 (S46: ¿La especificación ha tenido éxito?)

En el caso de fallo en la especificación de la posición característica correspondiente al centro de la pupila (S46: NO), la parte de especificación de la posición característica 2312 transmite información indicando este resultado al controlador 210, y el proceso pasa a la etapa S47. Por otro lado, si la especificación del centro de la pupila ha tenido éxito (S46: SÍ), pasa a la etapa S49.

25 (S47: Proyección del objetivo de alineación)

30 En caso de fallo en la especificación de la posición característica (S46: NO), el controlador 210 controla el sistema óptico de alineación 50 para proyectar el objetivo de alineación sobre el ojo E en respuesta a la recepción de la información desde la parte de especificación de la posición característica 2312. Además, el controlador 210 controla la unidad de cámara de retina 2 y la pantalla 240A para mostrar una imagen de observación (imagen en movimiento) de la parte de ojo anterior Ea sobre la que se proyecta el objetivo de alineación.

(S48: Realización de la alineación manual)

35 El usuario realiza la alineación manual utilizando la parte de operación 240B refiriéndose a la imagen de observación mostrada. El proceso, en este caso, se completa aquí. Puede configurarse para pasar a la alineación manual cuando la rutina de toma de fotografías en movimiento por parte de las cámaras 300A y 300B del ojo anterior, la especificación del centro de la pupila (etapa S45) y la determinación de una especificación con éxito (etapa S46) se repiten un número predeterminado de veces.

(S49: ¿La imagen de la parte anterior del ojo está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma?)

40 Tras una especificación satisfactoria de la posición característica correspondiente al centro de la pupila (S46: SÍ), la parte de evaluación de imagen 232 evalúa si la imagen correspondiente a la parte de ojo anterior Ea está o no dentro de una zona predeterminada del fotograma, de la misma manera que en el ejemplo de operación 1.

45 En el caso de que se determine que la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma (S49: NO), el proceso pasa a la etapa S47 para proyectar el objetivo de alineación sobre el ojo E y, además, pasa a la etapa S48 para llevar a cabo la alineación manual. Por otro lado, en el caso de que se determine que la imagen de la parte de ojo anterior Ea está situada dentro de una zona predeterminada del fotograma (S49: SÍ), el proceso pasa a la Etapa S50.

(S50: Cálculo de la posición tridimensional del ojo)

50 De manera similar al ejemplo de operación 1, la parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula la posición tridimensional del centro de la pupila del ojo E sobre la base de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B y de la posición característica especificada por la parte de especificación de la posición característica 2312 con respecto al par de fotogramas.

(S51: Movimiento del sistema óptico de examen)

5 Sobre la base de la posición tridimensional del centro de la pupila calculada en la etapa S50, el controlador 210 controla el accionador 2A del sistema óptico para que el eje óptico del sistema óptico de examen coincida con el eje del ojo E, y de tal manera que la distancia del sistema óptico de examen con respecto al ojo Eb sea la distancia de trabajo preestablecida. Este proceso se ejecuta como en la etapa S10 del ejemplo de operación 1.

10 Se debe observar que, después de que se ejecuta la alineación manual de la etapa S48, se puede mostrar información que indica la parte característica de la parte de ojo anterior Ea especificada sobre la base del resultado de esta alineación manual. Este proceso se lleva a cabo, por ejemplo, de la siguiente manera: la parte de especificación de la posición característica 2312 especifica la posición de la imagen en (fotogramas de) la imagen de observación que corresponde a la parte característica; y el controlador 210 muestra información que indica la posición de la imagen especificada sobre la imagen de observación.

(S52: ¿La posición es convergente?)

15 Cuando el sistema óptico de examen se mueve tal como se muestra en la etapa S51, el controlador 210 ejecuta el proceso de evaluar la convergencia de posición como en la etapa S11 del ejemplo de operación 1. Cuando se determina que la posición del sistema óptico de examen es convergente (S52: SÍ), se completa el proceso. Por otro lado, cuando se determina que la posición del sistema óptico de examen no es convergente (S52: NO), el proceso vuelve a la etapa S50. La repetición de los procesos de la etapa S50 a la etapa S52 y la advertencia pueden ser similares a las del ejemplo de operación 1. Esto completa la explicación de este ejemplo de operación.

Ejemplo de operación 4

20 Un cuarto ejemplo de operación puede aplicarse en combinación con modos de operación arbitrarios de esta realización, incluidos los primero y tercero ejemplos de operación.

25 El cuarto ejemplo de operación se ejecuta utilizando la parte de síntesis de imagen 233. Específicamente, el controlador 210 controla la parte de síntesis de imagen 233 para formar una imagen sintética de dos imágenes fotográficas que son obtenidas sustancialmente de manera simultánea por las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Esta imagen sintética es una imagen estereoscópica o una imagen de punto de vista convertido, tal como se ha descrito anteriormente, por ejemplo. Se debe observar que los tiempos para realizar el proceso de este ejemplo de operación puede ser cualquier momento después de que se obtienen dos imágenes fotográficas.

[Acciones y efectos]

Se explican las acciones y efectos del aparato oftalmológico 1.

30 El aparato oftalmológico 1 incluye: un sistema óptico de cámara de retina y un sistema óptico OCT (sistema óptico de examen); la parte de soporte 440; el accionador 2A del sistema óptico (accionador, primer accionador); dos o más cámaras de ojo anterior 300A y 300B (partes de formación de imágenes); el analizador 231; y el controlador 210.

El sistema óptico de examen es un sistema óptico para examinar el ojo E, y se utiliza para obtener imágenes del ojo en esta realización

35 El accionador 2A del sistema óptico mueve el sistema óptico de examen tridimensionalmente. De este modo, el sistema óptico de examen y la parte de soporte 440 se mueven uno con respecto a otra y tridimensionalmente.

40 Las cámaras de ojo anterior 300A y 300B fotografían sustancialmente de manera simultánea la parte de ojo anterior Ea del ojo E desde diferentes direcciones. Se debe observar que, aunque se proporcionan dos partes de formación de imágenes en esta realización, el número de las mismas puede ser arbitrario (igual o superior a dos). En este caso, teniendo en cuenta el propósito del uso de las imágenes obtenidas por las partes de formación de imágenes, dos partes de formación de imágenes son suficientes. No obstante, se puede aplicar una configuración en la que se utilizan tres o más partes de formación de imágenes que tienen diferentes zonas de formación de imágenes, se seleccionan imágenes preferibles (por ejemplo, aquellas en las que se representan preferiblemente las partes del ojo anterior Ea) de las tres o más imágenes obtenidas sustancialmente de manera simultánea, y las imágenes seleccionadas se proporcionan para procesos en las últimas etapas.

El analizador 231 obtiene la posición tridimensional del ojo E analizando dos imágenes fotográficas obtenidas por las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B sustancialmente de manera simultánea.

50 El controlador 210 controla el accionador 2A del sistema óptico sobre la base de la posición tridimensional del ojo E obtenida por el analizador 231 para mover el sistema óptico de examen y la parte de soporte 440 uno con respecto a otra. Más específicamente, el controlador 210 de esta realización controla el accionador 2A del sistema óptico sobre la base de la posición tridimensional del ojo E obtenida por el analizador 231 para alinear un eje óptico del sistema óptico de examen con un eje del ojo E y ajustar la distancia entre el ojo E y el sistema óptico de examen a una

5 distancia de trabajo preestablecida. En este caso, el eje del ojo E puede ser un eje arbitrario definido en direcciones desde el lado de la córnea del ojo E al lado de la retina, y ejemplos de los cuales incluyen un eje del ojo y un eje visual (eje óptico). Además, el eje del ojo E puede incluir un error dentro de un rango permisible (error de medida, error de instrumentación, etc.). Por ejemplo, aunque esta realización analiza las imágenes para obtener la parte característica (tal como el centro de la pupila, el ápice corneal) de la parte anterior Ea, las posiciones del centro de la pupila y del ápice corneal no coinciden generalmente entre sí cuando el ojo es visto desde la parte delantera. El eje del ojo E puede incluir un error dentro de un rango determinado tomando en consideración dichas situaciones. Se debe observar que, puesto que en esta realización se realizan exámenes utilizando el sistema óptico de examen (tal como la toma de fotografías del fondo del ojo, medición de OCT) después de la alineación y el seguimiento, se permite un error del eje del ojo E dentro de un rango hasta el punto de que se ejerce una mala influencia sobre los últimos exámenes.

10 El analizador 231 puede incluir la parte de especificación de la posición característica 2312 y la parte de cálculo de la posición tridimensional 2313. La parte de especificación de la posición característica 2312 analiza cada una de las dos imágenes fotográficas obtenidas por las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B sustancialmente de manera simultánea para especificar una posición característica en esta imagen fotográfica que corresponde a una parte característica predeterminada de la parte de ojo anterior Ea. Esta parte característica es el centro de la pupila o el ápice corneal, por ejemplo. La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 obtiene una posición tridimensional de la parte característica sobre la base de las posiciones de las dos cámaras de ojo anterior 300A y 300B y de las posiciones características en las dos imágenes fotográficas. Esta posición tridimensional de la parte característica se utiliza como la posición tridimensional del ojo E.

15 Además, la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico que obtiene una posición actual del sistema óptico de examen puede proporcionarse en el controlador 210. En este caso, el controlador 210 está configurado para controlar el accionador 2A del sistema óptico para mover el sistema óptico de examen sobre la base de la posición actual obtenida por la parte de obtención de la posición 213 del sistema óptico y la posición tridimensional del ojo E obtenida por el analizador 231.

20 Según el aparato oftalmológico 1 configurado de este modo, la relación de posición entre el ojo E y el sistema óptico de examen está basada en dos o más imágenes fotográficas obtenidas sustancialmente de manera simultánea, lo cual es diferente de los aparatos convencionales, en los que el ajuste de posición en la dirección xy (dirección perpendicular al eje óptico) y el ajuste de posición en la dirección z (dirección a lo largo del eje óptico), se realizan con diferentes métodos. Por lo tanto, es posible llevar a cabo el ajuste de la posición tridimensional entre el ojo E y el sistema óptico del aparato oftalmológico 1 con alta precisión.

25 El aparato oftalmológico 1 puede incluir el sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento, el sistema óptico de alineación 50 (sistema óptico de proyección), la pantalla 240A y la parte de operación 240B. El sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento obtiene imágenes en movimiento de la parte de ojo anterior Ea del ojo E, y una parte de la trayectoria óptica del sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento se comparte con el sistema óptico de examen. En esta realización, la porción del sistema óptico de la cámara de retina para obtener imágenes de observación se utiliza como el sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento. Además, este sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento y el sistema óptico OCT comparten partes de sus trayectorias ópticas (es decir, entre la lente objetivo 22 y el espejo dicróico 46). El sistema óptico de alineación 50 proyecta un objetivo (el objetivo de alineación) para ejecutar el ajuste de posición del sistema óptico de examen con el ojo E en el ojo E. El controlador 210 cambia el modo de operación al modo de alineación manual cuando la posición característica o el ojo E no ha sido especificado por la parte de especificación de la posición característica 2312. Específicamente, cuando no se ha especificado la posición característica o la parte de ojo anterior Ea, el controlador 210 ejecuta las siguientes acciones: (1) controlar el sistema óptico de alineación 50 para proyectar el objetivo de alineación en el ojo E; (2) controlar el sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento para obtener la imagen en movimiento de la parte de ojo anterior Ea sobre la que se proyecta el objetivo de alineación; (3) controlar la pantalla 240A para mostrar la imagen en movimiento de la parte de ojo anterior Ea obtenida por el sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento; y (4) controlar el accionador 2A del sistema óptico para mover el sistema óptico de examen según una operación llevada a cabo utilizando la parte de operación 240B en lo que se refiere a la imagen en movimiento mostrada. Este tipo de conmutación de modos de operación permite transferir suavemente la alineación manual en un caso en el que la alineación automática sobre la base de dos o más imágenes fotográficas no ha tenido éxito. Por lo tanto, el tiempo de examen puede ser acortado y las cargas sobre los pacientes y el examinador pueden reducirse.

30 Se puede aplicar la siguiente configuración: después de la alineación manual basada en la conmutación de modos de operación citada anteriormente, la parte de especificación de la posición característica 2312 especifica una posición de imagen en la imagen en movimiento que corresponde a la parte característica citada anteriormente; y el controlador 210 muestra una información que indica la posición de imagen especificada sobre la imagen en movimiento. Según esta configuración, es posible reconocer, en tiempo real, la posición característica especificada sobre la base del resultado de la alineación manual haciendo referencia a la imagen en movimiento. Se debe observar que en este proceso la parte de especificación de la posición característica 2312 puede especificar la

posición de imagen citada anteriormente en fotogramas respectivos obtenidos sucesivamente después de la alineación manual, y el controlador 210 puede mostrar una información que indica la posición de la imagen sobre los fotogramas respectivos. De esta forma, se obtiene una imagen en movimiento en la que la posición de esta posición de imagen en los fotogramas varía según el movimiento del ojo E.

5 La siguiente configuración puede aplicarse para ejecutar un seguimiento similar al alineamiento automático mencionado anteriormente. Para conseguir esto: las dos o más partes de formación de imágenes obtienen imágenes en movimiento de la parte de ojo anterior Ea del ojo E desde diferentes direcciones en paralelo; el analizador 231 analiza sucesivamente dos o más fotogramas obtenidos sustancialmente de manera simultánea en esta obtención de imágenes en movimiento, para obtener sucesivamente las posiciones tridimensionales del ojo; y el controlador 210 controla sucesivamente el accionador 2A del sistema óptico sobre la base de las posiciones tridimensionales obtenidas sucesivamente por el analizador 231 para hacer que la posición del sistema óptico de examen siga el movimiento del ojo E. Dicha configuración hace posible realizar un seguimiento con una elevada precisión.

15 El procesamiento ejecutado por el analizador 231 para obtener la posición tridimensional del ojo E puede llevarse a cabo como sigue. En esta configuración, el aparato oftalmológico 1 incluye un almacén 212 (como segundo almacén) en el que la información de aberración 212a de las respectivas partes de formación de imágenes se almacena con antelación. La información de aberración 212a es información que relaciona la aberración de distorsión que se produce en imágenes fotográficas debido a los sistemas ópticos de las partes de formación de imágenes. La información de aberración 212a puede generarse fotografiando puntos de referencia utilizando una parte de formación de imágenes afectada mientras se cambia la posición de esta parte de formación de imágenes con respecto a los puntos de referencia, y analizando las múltiples imágenes fotográficas así obtenidas. El analizador 231 incluye la parte de corrección de imagen 2311 que corrige la distorsión de las respectivas imágenes fotográficas sobre la base de la información de aberración correspondiente a la parte de formación de imágenes relacionada. Además, el analizador 231 obtiene la posición tridimensional del ojo E sobre la base de las dos o más imágenes fotográficas corregidas por la parte de corrección de imagen 2311. Según dicha configuración, la aberración de distorsión debida a los sistemas ópticos de las respectivas partes de formación de imágenes puede ser tenida en consideración, de manera que sea posible llevar a cabo la alineación y el seguimiento con una mayor precisión.

30 En un caso en el que el ojo E no se encuentra en una posición apropiada para el examen, las partes de formación de imágenes pueden moverse a lugares adecuados. Para conseguir esto, el aparato oftalmológico 1 puede estar provisto de la parte móvil de toma de fotografías, la parte de soporte 440 y la parte de evaluación de imagen 232 (parte de evaluación). La parte móvil de la toma de fotografías mueve, al menos una, o las dos o más partes de formación de imágenes. La parte de soporte 440 soporta la cara del sujeto. La parte de evaluación de imagen 232 analiza una imagen fotográfica obtenida al menos por una de las dos o más partes de formación de imágenes, para evaluar si una imagen de la parte de ojo anterior Ea está incluida o no en una región preestablecida en esta imagen fotográfica. Cuando la imagen de la parte de ojo anterior Ea no está incluida en la región preestablecida, el controlador 210 controla la parte móvil de toma de fotografías para mover al menos una de las dos o más partes de formación de imágenes en una dirección opuesta a la parte de soporte 440 y/o en una dirección opuesta al eje óptico del sistema óptico de examen. A continuación, la parte de evaluación de imagen 232 ejecuta de nuevo la evaluación citada anteriormente. Según una configuración de este tipo, si el ojo E está situado en una posición inapropiada para el examen, es posible mover la parte de formación de imágenes o las partes de formación de imágenes en una dirección que se cree que es preferible para la toma de fotografías del ojo E, y llevar a cabo de nuevo el proceso de evaluación. Debe tenerse en cuenta que algunos ejemplos de dicho proceso incluyen un método para realizar el proceso de evaluación paso a paso, mientras se mueve la parte o partes de formación de imágenes una distancia preestablecida en etapas, un método para realizar el proceso de evaluación en tiempo real mientras se mueve continuamente la parte o partes de formación de imágenes a una velocidad preestablecida. Además, cuando se determina en el proceso de evaluación anterior que la imagen de la parte de ojo anterior Ea está situada dentro de la región preestablecida en la imagen fotográfica, el controlador 210 pasa al control para abandonar la rutina para mover las partes de formación de imágenes y de control para realizar los últimos procesos.

50 El aparato oftalmológico 1 puede incluir la parte de síntesis de imagen 233 que forma una imagen sintética de las dos o más imágenes fotográficas obtenidas sustancialmente de manera simultánea por las dos o más partes de formación de imágenes. Si este es el caso, el controlador 210 puede mostrar la imagen sintética formada por la parte de síntesis de imagen 233, en una pantalla 240A. La imagen sintética es, por ejemplo, una imagen estereoscópica o una imagen de punto de vista convertido, tal como se ha descrito anteriormente. Dicha configuración realiza diversos modos de observación (tales como observación de imágenes estereoscópicas, observación desde diferentes puntos de vista, etc.) del ojo E.

<Segunda realización>

60 La primera realización descrita anteriormente realiza un movimiento relativo entre el sistema óptico de examen y la parte de soporte 440 por medio del movimiento del sistema óptico de examen. En una segunda realización, se describe un caso en el que el movimiento relativo se realiza mediante la aplicación de una configuración capaz de mover la parte de soporte 440. A continuación, en la presente memoria, se utilizan los mismos símbolos para

elementos similares a los de la primera realización. Además, un aparato oftalmológico de la presente realización está indicado por el símbolo 1000.

<Configuración>

5 El aparato oftalmológico 1000 incluye casi la misma configuración de hardware que el aparato oftalmológico 1 de la primera realización (véanse la figura 1 y la figura 2), por ejemplo. La figura 9 ilustra un ejemplo de configuración del sistema de control del aparato oftalmológico 1000. Las diferencias con respecto al sistema de control de la primera realización ilustrada en la figura 3 son las siguientes: se proporciona una parte de determinación de la posición 2314 del objetivo móvil en el analizador 231; y se proporcionan un accionador del reposa mentón 440A y un detector de aproximación 500. Se debe observar que, aunque se omite la ilustración, la pantalla 240A y la parte de operación 10 240B se proporcionan en la interfaz de usuario 240, como en la primera realización. Además, se omite la descripción relativa a los elementos comunes a la primera realización; no obstante, el aparato oftalmológico 1000 es capaz de realizar procesos similares a la primera realización por medio de estos elementos comunes. A continuación, en la presente memoria, se describen selectivamente elementos diferentes a los de la primera realización.

(Accionador del reposa mentón)

15 El accionador del reposa mentón 440A mueve la parte de soporte 440 tras recibir el control del controlador principal 211. El accionador del reposa mentón 440A mueve la parte de soporte 440 al menos en la dirección vertical. Es decir, el accionador del reposa mentón 440A puede estar configurado para mover la parte de soporte 440 solo en la dirección vertical, o puede estar configurado para mover la parte de soporte 440 en la dirección hacia la izquierda / hacia la derecha y/o la dirección hacia delante / hacia atrás, además de la dirección vertical. El accionador del 20 reposa mentón 440A es un ejemplo de un "segundo accionador".

Se debe observar que el segundo accionador en la presente realización funciona para mover múltiples miembros que soportan la cara del sujeto (reposa mentón, reposa frente, etc.) integralmente; no obstante, puede estar configurado para mover los miembros respectivos por separado. Por ejemplo, puede configurarse que se proporcionen por separado un mecanismo de accionamiento para mover el reposa mentón y un mecanismo de 25 accionamiento para mover el reposa frente.

(Movimiento de la parte determinación de la posición de objetivo)

La parte de determinación de la posición de objetivo móvil 2314 determina una posición de objetivo móvil de la parte de soporte 440 sobre la base de dos imágenes fotográficas obtenidas sustancialmente de manera simultánea por las 30 cámaras de ojo anterior 300A y 300B y de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. La posición de destino móvil se refiere a un destino de la parte de soporte 400 en un último proceso de movimiento. Además, los medios de posición de destino móvil indican una ubicación en una dirección móvil de la parte de soporte 440 por el accionador de reposa mentón 440A. Por ejemplo, en el caso de que la parte de soporte 440 pueda moverse en la dirección vertical, la posición de objetivo móvil indica una ubicación en la dirección vertical (es decir, una posición en altura).

35 Se explican ejemplos de procesos realizados por la parte de determinación de la posición de objetivo móvil 2314. Sobre una presuposición, el aparato oftalmológico 1000 realiza una fotografía sustancialmente simultánea utilizando las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para obtener dos imágenes desde diferentes puntos de vista. La parte de determinación de posición de objetivo móvil 2314 aplica procesos de imagen conocidos (tales como ajuste de patrones, proceso de umbral, etc.) a las dos imágenes, para especificar una región de imagen correspondiente a un 40 sitio predeterminado que está representado en las dos imágenes fotográficas.

Además, la parte de determinación de la posición de objetivo móvil 2314 obtiene una posición tridimensional correspondiente a la región de imagen especificada sobre la base del paralaje de las dos imágenes fotográficas obtenidas desde las ubicaciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Este proceso puede llevarse a cabo de una manera similar al proceso de obtención de la posición tridimensional del ojo E explicado en la primera 45 realización, por ejemplo (véanse la figura 5A y la figura 5B).

Se debe observar que la parte de determinación de la posición de objetivo móvil 2314 puede configurarse para determinar la posición de objetivo móvil sobre la base de las imágenes obtenidas fotografiando la parte de ojo anterior del ojo E, tal como se explica en un ejemplo de operación que se indica a continuación. Además, puesto que la posición del sistema óptico de examen y la posición del soporte 440 son relativas, la parte de determinación de la 50 posición de objetivo móvil 2314 puede determinar la posición de objetivo móvil del sistema óptico de examen (unidad 2 de cámara de retina).

(Detector de aproximación)

El detector de aproximación 500 detecta un estado en el que el sujeto se aproxima a la parte de soporte 400. El detector de aproximación 500 está configurado para incluir un sensor de proximidad. El sensor de proximidad 55 también se denomina interruptor de proximidad, y es un dispositivo que convierte información de movimiento y/o la

información de existencia de un objeto de detección, en señales eléctricas. Ejemplos de métodos de detección aplicados al sensor de proximidad incluyen el método de luz infrarroja, el método de capacidad electrostática, el método de ultrasonidos, etc. Además, se puede utilizar como sensor de proximidad un sensor de iluminancia para detectar el brillo.

- 5 Se describe un ejemplo en el que la aproximación del sujeto es detectada sin los sensores antes mencionados. En primer lugar, al menos una de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B inicia la obtención de imágenes en movimiento. A medida que el sujeto se aproxima a la parte de soporte 440, (la cara de) el sujeto entra en los fotogramas de la imagen en movimiento. El procesador de imagen 230 analiza los fotogramas respectivos de la imagen en movimiento para detectar el evento de que el sujeto ha entrado en los fotogramas. Además, el
10 procesador de imagen 230 analiza los fotogramas de entrada sucesivamente para obtener un cambio en la serie temporal en el tamaño de la representación de (un sitio predeterminado) de la cara del sujeto. A continuación, el procesador de imagen 230 evalúa que el sujeto está en la proximidad de la parte de soporte 440 cuando el tamaño de la representación es igual o mayor que un valor preestablecido. Se debe observar que un parámetro que indica el tamaño de la representación puede calcularse sobre la base del tamaño de los fotogramas y/o del tamaño de los
15 objetos representados (la parte de soporte 400, etc.). Cuando se aplica este ejemplo, al menos uno de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B y del procesador de imagen 230 funcionan como detector de aproximación 500.

[Operaciones]

- A continuación, se describe las operaciones del aparato oftalmológico 1000. En la figura 10 a la figura 12 se ilustran ejemplos de operación del aparato oftalmológico 1000. Se debe observar que se pueden combinar dos o más de
20 estos ejemplos de operación. Además, se puede combinar cualquiera de los ejemplos de operación y cualquiera de los ejemplos de operación descritos en la primera realización.

[Ejemplo de operación 1]

- Se describe un primer ejemplo de operación haciendo referencia a la figura 10. Se debe observar que la etapa S1 (inscripción del paciente) y la etapa S2 (selección del tipo de fotografía) mostradas en la figura 6 de la primera
25 realización se pueden ejecutar en cualquier momento, antes o durante los procesos ilustrados en la figura 10.

(S61: Detección de la aproximación del sujeto)

En primer lugar, el controlador principal 211 arranca el funcionamiento del detector de aproximación 500. El funcionamiento del detector de aproximación 500 continúa al menos hasta que se detecta (S61: NO) la aproximación del sujeto con respecto a la parte de soporte 440.

- 30 (S62: Inicio de la toma de fotografías del ojo anterior y de la visualización de imágenes)

- Cuando el detector de aproximación 500 detecta la aproximación del sujeto con respecto a la parte de soporte 440 (S61: SÍ), el controlador principal 211 controla las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para iniciar la formación de imágenes de la parte de ojo anterior del ojo E. Además, el controlador principal 211 muestra imágenes obtenidas por una o por ambas cámaras de ojo anterior 300A y 300B en esta toma de fotografías del ojo anterior en la pantalla
35 240A en tiempo real. En el caso de visualizar ambas imágenes, una imagen visualizada puede ser una imagen sintética (tal como una imagen estereoscópica, una imagen de punto de vista convertido, etc.) descrita anteriormente. Además, un modo de proceso de esta etapa es mover la obtención de imágenes y la visualización de imágenes en movimiento.

(S63: ¿Está la parte de ojo anterior situada dentro de una zona predeterminada del fotograma?)

- 40 El analizador 231 y la parte de evaluación de imágenes 232 analizan las imágenes obtenidas en la etapa S62 para determinar si una imagen de la parte anterior del ojo está o no representada dentro de una zona predeterminada del fotograma. Este proceso puede ser realizado como en la etapa S6 a la etapa S8 de la figura 6 de la primera realización. Además, este proceso puede ser realizado a las imágenes, una tras otra, obtenidas en series temporales en la toma de fotografías de ojo anterior iniciada en la etapa S62.

- 45 Cuando se evalúa que la imagen de la parte de ojo anterior está situada dentro de la zona predeterminada (S63: SÍ), el procesamiento se transfiere a la alineación automática (sistema óptico de examen en movimiento) de la etapa S66. Por otro lado, cuando se evalúa que la imagen de la parte de ojo anterior no está situada dentro de la zona predeterminada (S63: NO), el procesamiento pasa a la etapa S64 y a la etapa S65 (parte de soporte móvil 440).

(S64: Determinación de la posición de objetivo móvil)

- 50 Cuando se evalúa que la imagen de la parte de ojo anterior no está situada dentro de la zona predeterminada (S63: NO), la parte de determinación de la posición de objetivo móvil 2314 determina una posición de objetivo móvil de la pieza de soporte 440 sobre la base de dos imágenes fotográficas obtenidas sustancialmente de manera simultánea

a partir de la toma de fotografías de ojo anterior de la etapa S62 y de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B.

(S65: Parte de soporte móvil)

5 El controlador principal 211 controla el accionador del reposa mentón 440A para mover la parte de soporte 440 a la posición de objetivo móvil determinada en la etapa S64. Una vez que se ha completado el movimiento de la parte de soporte 440, se devuelve el proceso al proceso de evaluación de la etapa S63. Más específicamente, la etapa S63 a la etapa S65 se repiten hasta que se obtiene el resultado de la evaluación "Sí (la imagen de la parte del ojo anterior está situada dentro de la zona predeterminada)" en la etapa S63.

10 Por ejemplo, si el número de ocurrencias en esta repetición alcanza un número preestablecido, o si la repetición continúa durante un periodo de tiempo preestablecido, es posible detener la repetición y realizar una notificación. Esta notificación es, por ejemplo, un proceso de emitir información para invitar al usuario al ajuste manual de la posición de la pieza de soporte 440.

(S66: Ejecución de la alineación automática mientras se mueve el sistema óptico de examen)

15 Si se obtiene el resultado de evaluación "NO" en etapa S63, el controlador principal 211 ejecuta la alineación automática indicada en la figura 6 (en particular, la etapa S9 a la etapa S11) de la primera realización, por ejemplo. En consecuencia, la posición relativa entre el ojo E y el sistema óptico de examen se lleva a una relación de posición en la que el examen es ejecutable.

[Ejemplo de operación 2]

20 Se describe un segundo ejemplo de operación haciendo referencia a la figura 11. Los procesos en este ejemplo de operación se llevan a cabo en respuesta a cambios de sujetos.

(S71: Introducción de información de cambio de sujeto)

25 En primer lugar, la información que indica el cambio de sujetos (información de cambio de sujeto) es introducida en el controlador principal 211. Esta introducción de información se realiza en el momento en que se termina el examen de un sujeto, o en el momento en que se inicia el examen de un nuevo sujeto. Ejemplos de lo primero incluyen un tiempo de operación manual para terminar el examen de un sujeto, y un tiempo de ejecución de un proceso de almacenamiento de información obtenida mediante el examen de un sujeto. Ejemplos de esto último incluyen una temporización de la operación manual para iniciar un examen de un nuevo sujeto y una temporización de la inscripción del paciente, indicada en la etapa S1 de la figura 6 de la primera realización. La información que indica tal operación o procesamiento corresponde a la información de cambio de sujeto. Se debe observar que la información de cambio de sujeto que indica el hecho de que se ha llevado a cabo una operación predeterminada, es introducida desde la parte de operación 240B en el controlador principal 211. Además, dado que el controlador principal 211 realiza la ejecución de un procesamiento predeterminado, se considera que la información de cambio de sujeto, en este caso, es introducida desde el controlador principal 211 a sí mismo.

(S72: Movimiento de la parte de soporte a la posición inicial)

35 Tras recibir la entrada de la información de cambio de sujeto, el controlador principal 211 controla el controlador del reposa mentón 440A para mover la parte de soporte 440 a una posición inicial preestablecida. Esta posición inicial está establecida con antelación. Por ejemplo, la posición inicial puede ser una posición en altura calculada sobre la base de un valor estándar de la información obtenida midiendo un cuerpo (altura, altura del cuerpo sentado, etc.). Además, en el caso de que la altura de la silla en la que se sientan los sujetos sea ajustable y la información de la altura de la silla sea detectable, la posición inicial puede determinarse tomando en consideración la altura de la silla. Por ejemplo, la posición inicial puede determinarse sobre la base de la altura de la silla y del valor estándar anteriormente mencionado. Además, cuando ya se ha realizado la inscripción del paciente, la posición inicial puede determinarse en función de la edad, la altura y la altura sentado de un sujeto en cuestión. Además, cuando los exámenes se realizan a un grupo de sujetos con un grupo de edad específico (adultos, niños, etc.) o con un sexo específico, tal como exámenes de salud, se pueden aplicar de manera selectiva varias posiciones iniciales establecidas preliminarmente según el grupo de edad o el sexo específico.

(S73: Ejecución del ajuste de la posición entre el sistema óptico de examen y la parte de soporte)

50 Una vez que la pieza de soporte 440 se ha desplazado a la posición inicial, se ejecuta un ajuste de posición para ajustar la posición relativa entre el sistema óptico de examen y la parte de soporte 440. Este ajuste de la posición es un ejemplo de operación arbitrario descrito en la primera o segunda realización, por ejemplo.

[Ejemplo de operación 3]

Un tercer ejemplo de operación se describe haciendo referencia a la figura 12. Este ejemplo de operación está configurado para mover el sistema óptico de examen y la parte de soporte 440 a una posición que se aplicó en un examen realizado a un sujeto en cuestión, en el pasado.

5 En una presuposición, el aparato oftalmológico 1000 tiene una función para almacenar una información de posición que indica una posición del sistema óptico de examen y/o una posición de la parte de soporte 440 aplicada en un examen, en la que la información de posición está asociada con la información de identificación (ID del paciente, etc.) de un sujeto afectado. Este proceso puede incluir un proceso de asociar una entrada de ID del paciente en el registro del paciente con información de la posición en un examen real, y almacenarlas. Como ejemplo específico, los registros médicos de los pacientes respectivos pueden estar provistos de regiones para registrar la información de posición. El ID del paciente y la información de posición se almacenan en un dispositivo de almacenamiento (el almacén 212) proporcionado en el aparato oftalmológico 1000, y/o en un dispositivo de almacenamiento de un aparato externo (sistema de registro médico). En el último caso, el almacén 212 funciona como un "primer almacén". En este último caso, un proceso de asociar la información de posición generada en el aparato oftalmológico 1000 con el ID de un paciente y transmitirlos después de almacenar temporalmente la información de posición en el almacén 212, y un proceso de obtención de la información de posición almacenada en el pasado del aparato externo, asociando esta información de posición con el ID de un paciente y al menos temporalmente, almacenarlos en el almacén 212; por lo tanto, se puede considerar que el primer almacenamiento incluye al menos el almacén 212.

20 (S81: Inscripción del paciente)

En primer lugar, se lleva a cabo la inscripción del paciente. La inscripción del paciente se puede realizar, como en la primera realización, introduciendo la información de paciente del sujeto (incluida información de identificación del sujeto) utilizando la interfaz de usuario 240.

(S82: Obtención de la información de posición)

25 El controlador principal 211 obtiene la información de posición que está asociada con la entrada de información de identificación en la etapa S81. Este proceso puede llevarse a cabo recuperando la información de posición en el almacén 212 (o en el almacén en el aparato externo) utilizando la información de identificación de entrada como una consulta de recuperación.

30 Se debe observar que puede darse un caso en el que la información de posición asociada con la información de identificación introducida, no se obtiene. En tal caso, puede configurarse para notificar una información que indica que no se ha obtenido la información de posición requerida o la información que invita al usuario a realizar un proceso alternativo predeterminado en lugar de los procesos descritos a continuación. El proceso alternativo puede ser el ajuste de posición manual o cualquier proceso descrito en la primera o segunda realización.

35 (S83: Movimiento del sistema óptico de examen / pieza de soporte a la posición indicada por la información de posición).

40 El controlador principal 211 controla el accionador 2A del sistema óptico y/o el controlador del reposa mentón 440A para mover el sistema óptico de examen y/o la parte de soporte 440 hasta una posición indicada por la información de posición obtenida en la etapa S82. En este proceso, si la posición tanto del sistema óptico de examen como de la parte de soporte 440 están incluidas en la información de posición, ambas o cualquiera de estas pueden ser movidas. Alternativamente, si solo una de las posiciones del sistema óptico de examen y de la parte de soporte 440 está incluida en la información de posición, esta puede ser movida.

(S84: Realización del ajuste de la posición entre el sistema óptico de examen y la pieza de soporte)

45 Una vez que el sistema óptico de examen y/o la parte de soporte 440 son movidos a la posición indicada por la información de posición, ajuste de posición para ajustar la posición relativa entre el sistema óptico de examen y la parte de soporte 440. Este ajuste de posición puede ser cualquier ejemplo de operación descrito en la primera o en la segunda realización.

50 Se debe observar que una razón por la que se realiza el ajuste de posición de la etapa S84 es porque el proceso de la etapa S83 no es suficiente para disponer el ojo E y el sistema óptico de examen en una relación de posición preferible, en general. Esto es debido a que la posición de la cara que se apoya sobre la parte de soporte 440 es ligeramente diferente cada vez y, por ejemplo, se necesita una coincidencia de posición extremadamente precisa para los exámenes del ojo E.

[Ejemplo modificado]

Se describen ejemplos modificados de la presente realización. Un ejemplo de un aparato oftalmológico según el presente ejemplo modificado se ilustra en la figura 13. Un aparato oftalmológico 1100 incluye un detector de contacto 600. Se debe observar que el detector de aproximación 500 puede estar incluido en el aparato oftalmológico 1100, aunque no esté dibujado en la figura 13.

5 El detector de contacto 600 detecta un estado en el que la cara del sujeto entra en contacto con la parte de soporte 440. El detector de contacto 600 está dispuesto, por ejemplo, en un lugar de la parte de soporte 440 con el que la cara del sujeto está en contacto (tal como en la posición central del reposa mentón, en la posición central del reposa frente, etc.). El detector de contacto 600 tiene una configuración arbitraria que es capaz de detectar el contacto de las cosas. Por ejemplo, el detector de contacto 600 puede configurarse para incluir un macro interruptor que puede
10 determinar si están en contacto o fuera de contacto conmutando el estado de contacto / estado de no contacto eléctrico de los contactos.

Cuando el resultado de la detección del detector de contacto 600 indica un estado de contacto, es decir, cuando la cara contacta con la parte de soporte 440, el controlador principal 211 no ejecuta el control del controlador del reposa mentón 440A, y solo ejecuta el control del accionador 2A del sistema óptico. Por ejemplo, cuando una
15 solicitud de movimiento de la parte de soporte 440 es introducida durante un estado de contacto, el controlador principal 211 no ejecuta el movimiento de la parte de soporte 440 según esta solicitud de movimiento. Por el contrario, el controlador principal 211 puede ejecutar una notificación de que la solicitud de movimiento de la parte de soporte 440 no puede ser recibida. Por otro lado, cuando la solicitud para mover el sistema óptico de examen es introducida durante un estado de contacto, el controlador principal 211 puede controlar el accionador 2A del sistema
20 óptico basándose en esta solicitud de movimiento para mover el sistema óptico de examen.

Cuando el resultado de la detección del detector de contacto 600 indica un estado de fuera de contacto, es decir, cuando la cara no está en contacto con la parte de soporte 440, el controlador principal 211 puede ejecutar controles tanto del accionador 2A del sistema óptico como del controlador del reposa mentón 440A.

[Acciones y efectos]

25 Se explican las acciones y efectos de los aparatos oftalmológicos (1000 y 1100) según la presente realización. Se debe observar que las acciones y efectos dados por configuraciones comunes a los de la primera realización son los mismos que las acciones y efectos en la primera realización; por lo tanto, las explicaciones de los mismos no se repiten.

El aparato oftalmológico según la presente realización, el controlador del reposa mentón 440A (el segundo accionador) que mueve la parte de soporte 440. El analizador 231 analiza dos imágenes fotográficas obtenidas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B sustancialmente de manera simultánea. El controlador principal 211 (el controlador) controla el controlador del reposa mentón 440A sobre la base de los resultados del análisis del analizador 231 para mover la parte de soporte 440. Según el aparato oftalmológico configurado de esta manera, la parte de soporte 440 (y el sistema óptico de examen) pueden moverse una respecto a otro, pudiendo, por lo tanto,
30 realizar preferiblemente el ajuste de la posición entre el ojo E del sujeto cuya cara está soportada por la parte de soporte 440 y el sistema óptico de examen.

El analizador 231 puede incluir la parte de determinación de la posición de objetivo móvil 2314 que determina una posición de objetivo móvil de la parte de soporte 440 sobre la base de las imágenes fotográficas obtenidas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, y de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Si este es el caso, el controlador principal 211 controla el accionador 440A del reposa mentón para mover la parte de soporte 440 a la posición de objetivo móvil determinada. De este modo, la operación del movimiento de la parte de soporte 440 puede llevarse a cabo de manera automática.
40

El controlador principal 211 controla el accionador del reposa mentón 440A, para mover la parte de soporte 440 a una posición inicial preestablecida cuando se introduce información que indica el cambio de sujetos. Dicha configuración hace posible ejecutar el movimiento de la parte de soporte 440 desde la posición preestablecida; por lo tanto, el ajuste de la posición entre el ojo E y el sistema óptico de examen se lleva a cabo rápidamente
45

El aparato oftalmológico según la presente realización puede incluir el detector de aproximación 500 que detecta un estado en el que el sujeto se aproxima a la parte de soporte 400. Si este es el caso, el controlador principal 211 puede controlar las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para ejecutar la toma de fotografías sustancialmente simultánea cuando se detecta la aproximación. Por lo tanto, es posible llevar a cabo la formación de imágenes de la parte de ojo anterior y los procesos ejecutados tras recibir las imágenes del ojo anterior en los tiempos preferibles y de manera automática.
50

El aparato oftalmológico según la presente realización puede incluir una parte de entrada y un primer almacén. La parte de entrada se utiliza para introducir la información de identificación de un objeto, y puede configurarse para incluir la parte de operación 240B y el controlador principal 211. El primer almacén puede configurarse para incluir el almacén 211 y para asociar, con la información de identificación del sujeto, la información de posición que indica una
55

posición del sistema óptico de examen y/o la posición de la parte de soporte 440 que se ha aplicado en un examen, y almacenarlas. En el caso de aplicar dicha configuración, cuando la información de identificación es introducida por la parte de entrada, el controlador principal 211 obtiene la información de posición que está asociada a esta información de identificación desde el primer almacén, y controla el accionador 2A del sistema óptico y/o el accionador del reposa mentón 440A para mover el sistema óptico de examen y/o la parte de soporte 440 a la posición indicada en esta información de posición. A partir de dicha configuración, es posible reproducir la posición o posiciones del sistema óptico de examen y/o la parte de soporte 440 aplicada en un examen anterior. En consecuencia, el ajuste de la posición ente el ojo E y el sistema óptico de examen se lleva a cabo rápidamente.

El aparato oftalmológico según la presente realización puede incluir el detector de contacto 600 que detecta un estado en el que la cara del sujeto está en contacto con la parte de soporte 440. Si este es el caso, el controlador principal 211 puede configurarse de manera que solo sea capaz de controlar el accionador 2A del sistema óptico de entre el accionador 2A del sistema óptico y el accionador del reposa mentón 440A cuando el estado de contacto está siendo detectado por el detector de contacto 600. Además, el controlador principal 211 puede configurarse de tal manera que sea capaz de controlar tanto el accionador 2A de sistema óptico como el accionador del reposa mentón 440A cuando no se detecta el estado de contacto. Según una configuración de este tipo, es posible impedir el movimiento de la parte de soporte 440 con la que está en contacto la cara.

El aparato oftalmológico según la presente realización puede incluir la parte de evaluación de imagen 232 (parte de evaluación) que analiza una imagen fotográfica obtenida por al menos una de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para evaluar si una imagen de la parte de ojo anterior está o no incluida en una región preestablecida en esta imagen fotográfica (en un fotograma). Si este es el caso, el controlador principal 211 puede estar configurado para controlar el accionador 2A del sistema óptico cuando la imagen de la parte de ojo anterior está incluida en la región preestablecida, y controlar el accionador del reposa mentón 440A cuando la imagen de la parte de ojo anterior no está incluida en la región preestablecida. Según una configuración de este tipo, es posible utilizar preferiblemente controles de accionamiento de una manera selectiva de acuerdo con las imágenes fotográficas. Por ejemplo, en el primer caso puede realizarse un ajuste fino de la posición del sistema óptico de examen y, en el último caso, puede realizarse un ajuste aproximado de la posición de la parte de soporte 440.

<Tercera realización>

Una característica de un aparato oftalmológico según la presente realización es la disposición de las partes de formación de imágenes. Un ejemplo de configuración del aparato oftalmológico según el presente modo de realización se ilustra en la figura 14.

De manera similar a la figura 4A de la primera realización, el símbolo 410 indica una base, el símbolo 420 indica una caja, el símbolo 430 indica una caja de lente en la que se aloja la lente objetivo 22, y el símbolo 440 indica una parte de soporte.

En la presente realización, las cámaras de ojo anterior 300A y 300B están dispuestas en posiciones inferiores (en la dirección y negativa) al centro de la lente 22a de la lente de objetivo 22. El centro de la lente 22a corresponde a una posición a través de la cual pasa el eje óptico del sistema óptico de examen del aparato oftalmológico. El desplazamiento en la dirección y entre el centro de lente 22a y las cámaras de ojo anterior 300A y 300B puede fijarse arbitrariamente tomando en consideración las acciones y efectos que se describen a continuación. Las cámaras de ojo anterior 300A y 300B están dispuestas en un estado en el que sus ejes ópticos están inclinados hacia arriba (inclinados hacia el ojo E cuando se realizan exámenes). Un ángulo de inclinación (ángulo de elevación) del mismo también se puede establecer arbitrariamente.

En este caso, un significado de "las partes de formación de imágenes se proporcionan en posiciones inferiores al eje óptico del sistema óptico de examen" incluye no solo el caso en el que todas las partes de formación de imágenes están dispuestas por debajo del eje óptico, sino también el caso en el que partes de las partes de formación de imágenes están dispuestas al mismo nivel en altura que el eje óptico. Por ejemplo, si una dimensión exterior de las partes de formación de imágenes es grande, existen cajas en las que partes de las mismas están situadas en posiciones más altas que el eje óptico del sistema óptico de examen. Se debe observar que, en cualquier caso, es suficiente establecer la posición relativa entre las partes de formación de imágenes y el sistema óptico de examen, de manera que los ejes ópticos de las partes de formación de imágenes corten un plano horizontal que incluye el eje óptico del sistema óptico de examen desde abajo.

Según la presente realización, es posible reducir la posibilidad de aparición de un párpado y pestañas en una imagen fotográfica obtenida por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B (partes de formación de imágenes). Además, incluso si un hueco alrededor de un ojo (cuenca ocular) de un sujeto es profundo, se puede realizar la toma de fotografías de ojo anterior, preferiblemente.

<Cuarta realización>

Existen casos en los que un sitio característico (centro de la pupila, ápice corneal, etc.) de una parte del ojo anterior no puede ser detectado a partir de imágenes fotográficas obtenidas por las partes de formación de imágenes. Tal problema ocurre en un caso en el que la toma de fotografías se lleva a cabo cuando las pestañas se representan en imágenes fotográficas o los párpados están insuficientemente abiertos, por ejemplo. Además, el sitio característico del ojo anterior no puede detectarse en un caso en el que un campo de formación de imágenes está protegido y no se obtiene imagen fotográfica preferible debido a una nariz larga o a una cuenca ocular profunda de un sujeto. Además, existen casos en los que no se pueden obtener imágenes fotográficas preferibles como consecuencia de un maquillaje (tal como una sombra de ojos, rímel, etc.). En la presente realización, se pueden citar ejemplos de procedimientos que pueden aplicarse a casos en los que el sitio característico de una parte del ojo anterior no puede ser detectada a partir de imágenes fotográficas obtenidas por las partes de formación de imágenes.

Un aparato oftalmológico según la presente invención incluye una configuración similar a la de la primera realización, por ejemplo (en particular, se hace referencia a la figura 3). La figura 15 indica un ejemplo de operación del aparato oftalmológico según la presente realización. Se debe observar que ya se ha realizado la inscripción del paciente, la selección del tipo de fotografía y la operación para iniciar la alineación automática.

(S91: Inicio de la toma de fotografías del ojo anterior)

El controlador 210 controla las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para comenzar a tomar fotografías de la parte del ojo anterior Ea. Esta toma de fotografía es una toma de fotografías de imágenes en movimiento de la imagen de la parte del ojo anterior Ea como el sujeto de la toma de fotografías. El controlador 210 muestra imágenes obtenidas en series temporales en la pantalla 240A como una imagen en movimiento.

(S92: Especificación del centro de la pupila)

La unidad de corrección de imagen 2311 corrige la distorsión de cada fotograma transmitida desde el controlador 210 sobre la base la información de la aberración 212a almacenada en el almacén 212. El par de fotogramas con la distorsión corregida en los mismos se transmite a la parte de especificación de la posición característica 2312.

La parte de especificación de la posición característica 2312 analiza cada fotograma transmitido desde la parte de corrección de imagen 2311, llevando a cabo con ello el proceso de especificación de la posición característica en el fotograma correspondiente al sitio característico (en este caso, se adopta el centro de la pupila) de la parte de ojo anterior Ea.

(S93: ¿La especificación ha tenido éxito?)

Si la especificación de la posición característica ha tenido éxito (S93: SÍ), la parte de especificación de la posición característica 2312 transmite la información que indica este resultado al controlador 210, y el proceso pasa a la etapa S94. Por otro lado, en caso de fallo en la especificación de la posición característica (S93: NO), la parte de especificación de la posición característica 2312 transmite la información que indica este resultado al controlador 210, y el proceso pasa a la etapa S95.

(S94: Ejecución de alineación automática)

Si la especificación de la posición característica ha tenido éxito (S93: SÍ), el controlador 210 controla las partes respectivas del aparato para llevar a cabo la alineación automática. Esta alineación automática incluye los procesos indicados en la etapa S8 a la etapa S11 de la figura 6 en la primera realización. La alineación automática en este caso termina aquí.

(S95: Visualización de las imágenes fotográficas y de la marca de designación)

Si la especificación de la posición característica ha fallado (S93: NO), el controlador 210 muestra las imágenes fotográficas obtenidas por una o ambas cámaras de ojo anterior 300A y 300B en la pantalla 240A. Además, el controlador 210 muestra una marca de designación para ayudar al usuario a designar una posición de imagen en la pantalla 240A.

Se describe la marca de designación. La marca de designación es una imagen que indica una posición en una imagen fotográfica y tiene una forma predeterminada (en forma de punta, en forma de cruz, en forma de flecha, etc.). La marca de designación puede mostrarse todo el tiempo, o puede visualizarse cuando el usuario designa una posición de imagen en la última etapa S96.

Se describe la visualización de imágenes fotográficas. En el momento del paso a la etapa S95, se está ejecutando la visualización de una imagen en movimiento iniciada en la etapa S91. Esta visualización de la película puede continuar hasta que se muestren las imágenes fotográficas en la etapa S95. Alternativamente, esta pantalla de película puede cambiarse a otro modo de visualización. Como ejemplo de esto, es posible mostrar un solo fotograma entre los fotogramas utilizados en esta pantalla de película. En resumen, se puede cambiar a la visualización de

imágenes fijas. El fotograma visualizado es un fotograma que se muestra en un momento de transición a la etapa S95, por ejemplo.

5 Se describe otro ejemplo de conmutación de modos de visualización. El controlador 210 puede mostrar selectivamente una de las imágenes fotográficas obtenidas por las respectivas cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Este proceso se ejecuta de la siguiente manera, por ejemplo.

10 En primer lugar, el controlador 210 analiza imágenes fotográficas respectivas obtenidas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para evaluar la calidad de imagen de las imágenes fotográficas. Esta evaluación de la calidad de la imagen puede incluir la evaluación de la existencia o el grado de brillo, la evaluación de la aparición de pestañas, etc., la evaluación de la morfología (forma, tamaño) de una imagen de un iris (y pupila), por ejemplo. Esta "evaluación de la calidad de la imagen" es un proceso de evaluación de un factor predeterminado que indica si una imagen en cuestión es adecuada o no para la observación, o que indica el grado de adecuación para la observación.

15 El proceso de calidad de imagen incluye contenidos según factores aplicados. Por ejemplo, la evaluación del brillo puede incluir: un proceso para evaluar si existe o no una región de imagen en la que los valores de los píxeles (valores de luminosidad) son iguales o mayores que un umbral preestablecido; un proceso de cálculo de diferencias entre valores de píxeles y un umbral predeterminado; y/o un proceso de evaluación de la calidad de la imagen basado en el resultado de esta evaluación y en el resultado de este cálculo. Además, la evaluación de la aparición de pestañas, etc., puede incluir: un proceso de especificación de regiones de imagen correspondientes a pestañas, etc. (sitios distintos de la parte de ojo anterior Ea) basado en los valores de los píxeles; un proceso de especificación de un estado de superposición de las regiones de imagen de las pestañas, etc., y la región de imagen de la parte de ojo anterior Ea; y un proceso de evaluación de la calidad de la imagen basado en el estado de superposición especificado. Además, la evaluación de una imagen de iris (y pupila) puede incluir: un proceso de especificar regiones de imagen correspondientes al iris (y pupila); un proceso de obtención de información morfológica de esta región de imagen; y un proceso de evaluación de la calidad de la imagen basado en la información morfológica obtenida.

20 El controlador 210 selecciona una única imagen fotográfica de entre las imágenes fotográficas obtenidas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B sobre la base del resultado de la evaluación de la calidad de imagen. Una imagen fotográfica seleccionada puede ser una imagen fija o una imagen en movimiento. El controlador 210 muestra la imagen fotográfica seleccionada en la pantalla 240A.

(S96: Designación de la posición en una imagen fotográfica)

30 El usuario observa la imagen fotográfica mostrada en la etapa S95 y designa una posición de imagen correspondiente a un sitio característico (centro de la pupila). Esta operación de designación se realiza utilizando la parte de operación 240B. Como ejemplo de la operación de designación, se puede realizar una operación para mover la marca de designación a una posición deseada utilizando la parte de operación 240B. Como ejemplo adicional de la operación de designación, en el caso de que la pantalla 240A incluya un panel táctil (es decir, la pantalla 240A y la parte de operación 240B estén configuradas integralmente), el usuario toca una ubicación deseada en la imagen fotográfica visualizada. Una vez designada una posición de imagen en la imagen fotográfica, el usuario realiza una operación para confirmar el resultado de la designación utilizando la parte de operación 240B. El controlador 210 obtiene la información de posición que indica la posición de la imagen designada. Esta información de posición es una coordenada en un sistema de coordenadas definido para la imagen fotográfica, por ejemplo.

40 Se debe observar que en lugar de designar una posición de imagen mostrando una imagen fotográfica tal como se ha descrito anteriormente, se puede adoptar una configuración en la que una se muestran imágenes fotográficas obtenidas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, y se designan posiciones de imagen en ambas imágenes fotográficas. Si este es el caso, por ejemplo, se puede utilizar la posición media de las dos posiciones designadas, es decir, la coordenada en el centro de las dos posiciones designadas como resultado de la designación para crear la información de posición.

(S97: Cálculo de la posición tridimensional del ojo)

50 La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula una posición tridimensional del sitio característico (centro de pupila) de la parte de ojo anterior Ea sobre la base de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B y de la posición de imagen designada en la etapa S96. Este proceso se lleva a cabo, por ejemplo, ejecutando un proceso similar utilizando la posición de imagen designada en la etapa S96 en lugar de la posición característica indicada por la parte de especificación de la posición característica 2312 en la etapa S9 de la figura 6 en la primera realización. en este caso, dicha aplicación alternativa puede ser llevada a cabo fácilmente dado que la información de posición anterior es una coordenada en el sistema de coordenadas definido para las imágenes fotográficas.

En la etapa S96, si se designa una posición de imagen solo para una imagen fotográfica obtenida por una de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, la parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 especifica una posición correspondiente en una imagen fotográfica obtenida por la otra. Se describen ejemplos de este proceso. En primer lugar, la parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 ejecuta el ajuste de posición de la imagen en ambas imágenes fotográficas para asociar sistemas de coordenadas de ambas imágenes fotográficas (es decir, se obtiene una transformación de coordenadas entre dichos sistemas de coordenadas). La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 especifica una posición de imagen en la otra imagen fotográfica correspondiente a la posición designada en una imagen fotográfica basada en la transformación de coordenadas. La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula una posición tridimensional del sitio característico (centro de pupila) de la parte de ojo anterior Ea sobre la base de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, de la posición de la imagen designada en una imagen fotográfica y de la posición de la imagen especificada en la otra imagen fotográfica.

(S98: Ejecución de la alineación)

El controlador 210 ejecuta la alineación del sistema óptico de examen con respecto al ojo E sobre la base de la posición tridimensional del centro de la pupila calculada en la etapa S97. Esta alineación puede ejecutarse de una manera similar a la etapa S10 (movimiento del sistema óptico de examen) y la etapa S11 (proceso de determinación de la convergencia de la posición) de la figura 6 en la primera realización.

Según la presente realización, es posible llevar a cabo la alineación utilizando una posición designada por el usuario cuando un sitio característico (centro de la pupila, ápice corneal, etc.) de la parte del ojo anterior no puede ser detectado a partir de las imágenes fotográficas. Por consiguiente, la alineación puede llevarse a cabo suave y rápidamente, incluso cuando un sitio característico no puede ser detectado.

[Ejemplos modificados]

Una posición de imagen especificada por la parte de especificación de la posición característica 2312 puede ser tratada como candidata para una posición característica correspondiente a un sitio característico de la parte del ojo anterior Ea. Se describen ejemplos de operación de dicho caso.

La parte de especificación de la posición característica 2312 ejecuta los mismos procesos que en la primera realización para especificar una posición candidata de una posición característica correspondiente a un sitio característico. El número de posiciones candidatas especificadas es una o más de una.

El controlador 210 muestra imágenes fotográficas en la pantalla 240A y muestra la información (información de posición candidata) que indica cada posición candidata especificada por la parte de especificación de la posición característica 2312. La información de la posición candidata es, por ejemplo, una imagen que indica una posición (coordenada) en una imagen fotográfica correspondiente a una posición candidata, y tiene una forma predeterminada (en forma de punta, en forma de cruz, en forma de flecha, etc.).

El usuario designa la información de la posición candidata deseada de entre la información de posición candidata visualizada. Esta designación se lleva a cabo utilizando la parte de operación 240B. La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula una posición tridimensional del sitio característico de la parte de ojo anterior Ea sobre la base de la coordenada de la información de posición candidata designada y de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B.

Se debe observar que cuando una posición candidata está designada solamente para una de las imágenes fotográficas, pueden ejecutarse procedimientos similares a los de la primera realización. Además, puede configurarse para mover la información de posición candidata visualizada de forma arbitraria de la misma manera que en las realizaciones anteriores.

En el presente ejemplo modificado, si solo se muestra una única información de posición candidata, una operación de designación realizada por el usuario corresponde a la decisión de si esta posición candidata se aprueba o no. Si no se aprueba, el usuario lleva a cabo una operación predeterminada. Tras recibir esta operación, el controlador 210 puede conmutar el modo de operación al proceso descrito en las realizaciones anteriores (véase la figura 15).

Por otro lado, si se muestran dos o más informaciones de posiciones candidatas, una operación de designación realizada por el usuario corresponde a la selección de posiciones candidatas. Cuando no se selecciona ninguna de las posiciones candidatas, el usuario realiza una operación predeterminada. Tras recibir esta operación, el controlador 210 puede conmutar el modo de operación al proceso descrito en las realizaciones anteriores (véase la figura 15).

Según el presente ejemplo modificado, un candidato de una posición característica que corresponde a una característica de la parte de ojo anterior Ea puede ser seleccionado por el usuario, siendo de este modo capaz de mejorar la precisión y la suavidad de la alineación.

<Quinta realización>

Tal como se ha explicado en las realizaciones anteriores, existen casos en los que la alineación no puede llevarse a cabo preferiblemente debido a las condiciones de la toma de fotografías del ojo anterior. Por ejemplo, existen casos en los que el brillo aparece en una imagen fotográfica de una parte de ojo anterior debido a diferencias individuales de los ojos (forma de la córnea, distancia entre la córnea y una lente, etc.). Si tales problemas no pueden ser resueltos, puede realizarse la alineación manual. La alineación manual se realiza buscando una posición de alineación preferible, mientras se observa una imagen de un ojo. No obstante, la alineación manual depende en gran medida de la experiencia y del nivel de habilidad de los usuarios. Por lo tanto, la reproducibilidad de la alineación es baja y la desigualdad debido a las habilidades aumenta. La presente realización describe aparatos oftalmológicos concebidos centrándose en dichos problemas.

Un aparato oftalmológico según el presente procedimiento incluye una configuración similar a las realizaciones anteriores (en concreto, se hace referencia a la figura 3). En particular, el aparato oftalmológico según la presente realización incluye el sistema óptico de alineación 50 que proyecta el objetivo de alineación sobre el ojo E. Un ejemplo de operación del aparato oftalmológico según la presente realización se ilustra en la figura 16. Se debe observar que la inscripción de pacientes y la selección del tipo de fotografía ya se han realizado. Además, cuando un modo de alineación explicado en las realizaciones anteriores no se ha llevado a cabo preferiblemente, se puede ejecutar un modo de operación ilustrado en la figura 16. Alternativamente, el modo de operación ilustrado en la figura 16 puede ser ejecutado desde el inicio del examen.

(S101: Visualización de la imagen de observación)

En primer lugar, el controlador 210 controla la unidad de cámara de retina 2 para obtener una imagen de observación (imagen en movimiento) del ojo E, y mostrar, como una imagen en movimiento, la imagen de observación obtenida en la pantalla 240A en tiempo real.

(S102: Proyección del objetivo de alineación)

El controlador 210 controla el sistema óptico de alineación 50 para proyectar el objetivo de alineación sobre el ojo E. Se debe observar que los tiempos de ejecución de la etapa S101 y la etapa S102 es arbitrario. Después de que la etapa S101 y la etapa S102 se han ejecutado, una imagen del objetivo de alineación viene a ser representada en la imagen de observación mostrada. Además, el controlador 210 muestra información para ayudar a la ejecución de la alineación junto con la imagen de observación. Ejemplos de dicha información incluyen una imagen que indica una posición del poste de alineación del objetivo de alineación cuya posición visualizada se mueve según el movimiento del sistema óptico de examen.

(S103: Obtención de la posición tridimensional del ojo)

El controlador 210 controla las cámaras de ojo anterior 300A y 300B para obtener imágenes fotográficas. El analizador 231 obtiene una posición tridimensional del ojo E sobre la base de las imágenes fotográficas obtenidas. Este proceso puede ser llevado a cabo de una manera similar a la primera realización.

(S104: Obtención de la información de la posición relativa)

El controlador 210 obtiene información de posición relativa que indica una posición relativa entre el ojo E y el sistema óptico de examen basado en la posición tridimensional del ojo E obtenida en la etapa S103. Este proceso se puede ejecutar de la siguiente manera, por ejemplo. En primer lugar, el controlador 210 obtiene una posición actual del sistema óptico de examen. La posición actual se obtiene a partir de un historial de control del accionador 2A del sistema óptico que mueve, por ejemplo, la unidad de cámara de retina 2. Además, puede configurarse para proporcionar un sensor de posición que detecte una posición de la unidad de cámara de retina 2 y obtenga la posición actual a partir de los resultados de la detección por este sensor de posición. En este caso, se supone que un sistema de coordenadas que define la posición (coordenada) tridimensional del ojo E obtenida en la etapa S103 y un sistema de coordenadas que define la posición (coordenada) actual del sistema óptico de examen son comunes. Alternativamente, se supone que se conoce una transformación de coordenadas entre estos sistemas de coordenadas.

Se explica la información de posición relativa. La información de posición relativa es una información que indica la posición relativa entre el ojo E y el sistema óptico de examen, tal como se ha descrito anteriormente. Ejemplos de la posición relativa incluyen una posición de uno del ojo E y el sistema óptico de examen uno con respecto al otro, una diferencia entre la posición del ojo E con respecto a una posición estándar preestablecida y la posición del sistema óptico de examen con respecto a la misma posición estándar (diferencia de vectores, diferencia de coordenadas), etc.

Además, aunque equivalentes a éstos, un desplazamiento del sistema óptico de examen con respecto a una posición de destino de alineación se trata como la información de posición relativa en la presente realización. La posición de destino de alineación es una posición del sistema óptico de examen adecuada para exámenes del ojo E;

es decir, una posición en la que el eje del ojo E y el eje óptico del sistema óptico de examen están alineados en la dirección x (dirección izquierda / derecha) y la dirección y (dirección vertical) El sistema está alejado del ojo E una distancia de trabajo preestablecida en la dirección z (dirección delantera / trasera, dirección del eje óptico). Puesto que la distancia de trabajo es conocida y la posición tridimensional del ojo E se obtiene en la etapa S103, es posible obtener, por ejemplo, una coordenada de la posición de destino de alineación en el sistema de coordenadas común. Dicha información de posición relativa incluye una posición relativa en la dirección a lo largo del eje óptico del sistema óptico de examen, una posición relativa en la dirección horizontal y una posición relativa en la dirección vertical, en la que las direcciones horizontal y vertical son perpendiculares al eje óptico del sistema óptico de examen.

5
10 (S105: Visualización de la información de la posición relativa)

El controlador 210 muestra la información de posición relativa obtenida en la etapa S104 en la pantalla 240A. A continuación, se describen ejemplos de modos de visualización de la información de posición relativa.

15 Como primer ejemplo, el controlador 210 puede mostrar valores numéricos que indican los desplazamientos en la dirección x, la dirección y y la dirección z. Si este es el caso, el controlador 210 puede mostrar los valores numéricos en tres espacios de visualización proporcionados dentro o fuera de una región en la que se muestra, por ejemplo, la imagen de observación.

De manera similar, puede visualizarse una información de cadena de caracteres que indica los desplazamientos. Por ejemplo, cuando el desplazamiento en la dirección x existe a la izquierda de la posición de destino de alineación, puede mostrarse la información de cadena de caracteres que indica este hecho.

20 Como segundo ejemplo, el controlador 210 puede mostrar imágenes que indican los desplazamientos en la dirección x, la dirección y y la dirección z. Si este es el caso, el controlador 210 puede mostrar una imagen que indica la posición de destino de alineación y otras imágenes de visualización que indican los desplazamientos de las direcciones respectivas respecto a esta posición de destino de alineación en ubicaciones según los desplazamientos. Por ejemplo, cuando la posición actual del sistema óptico de examen está situada en la parte superior izquierda de la posición de destino de alineación, una imagen (por ejemplo, una imagen en forma de punto) que indica los desplazamientos en la dirección x y en la dirección y puede mostrar en la parte superior izquierda de la imagen, indicando la posición de destino de la alineación. Aquí, la distancia entre las posiciones de visualización de las dos imágenes se determina sobre la base de un desplazamiento en el plano xy.

25
30 En el segundo ejemplo, puesto que la imagen de observación es una imagen fotografiada del ojo E desde el frente, es fácil mostrar los desplazamientos en la dirección x y en la dirección y, de manera que sean intuitivamente reconocibles. Además, con respecto a la dirección z (dirección del eje óptico), es necesario diseñar una forma tal que el desplazamiento se vuelva intuitivamente reconocible. Como ejemplo de esto, el controlador 210 puede mostrar el desplazamiento (posición relativa) en la dirección z con un color preestablecido. Específicamente, puede configurarse, por ejemplo: mostrar una imagen que indica el desplazamiento en la dirección z en verde, cuando el desplazamiento en la dirección z está dentro de un rango preestablecido permisible que incluye la posición de destino de alineación; mostrar la imagen en rojo, cuando el desplazamiento es menor que el mínimo del rango permisible; y mostrar la imagen en amarillo, cuando el desplazamiento es mayor que el máximo del rango permisible. Además, con el fin de indicar la magnitud del desplazamiento además de la dirección del desplazamiento, es posible variar la densidad del color de visualización de la imagen que indica el desplazamiento en la dirección z, o mostrar los valores numéricos o imágenes en el primer ejemplo junto con la imagen que indica el desplazamiento en la dirección z.

35
40
45 Como tercer ejemplo, se puede visualizar la información (información de cadena de caracteres, imagen) que indica una dirección en la que el sistema óptico de examen debe moverse y/o la magnitud en la cual el sistema óptico de examen debe ser movido. Como ejemplo de la información de cadena de caracteres, cuando el eje óptico del sistema óptico de examen se desplaza 1 cm hacia la derecha desde la posición de destino de alineación, la información "izquierda: 1 cm" indica la dirección y la magnitud del movimiento del sistema óptico de examen para cancelar este desplazamiento. Como ejemplo de la imagen, en un caso similar, se puede mostrar una flecha que indica la dirección de movimiento del sistema óptico de examen (una flecha que apunta a la izquierda). En este caso, puede ser configurada para indicar la magnitud del movimiento mediante la longitud de la flecha, por ejemplo.

50 (S106: Realización de alineación manual)

El usuario hace referencia a la imagen de observación y a la información de la posición relativa mostrada, y actúa sobre la parte de operación 240B, desplazando con ello el sistema óptico de examen.

55 En este caso, el controlador 210 puede cambiar el modo de visualización de la información de posición relativa según el contenido del movimiento del sistema óptico de examen. Por ejemplo, el controlador 210 obtiene de nuevo la información de posición relativa en tiempo real según el contenido del movimiento del sistema óptico de examen, y muestra la nueva información de posición relativa en tiempo real. De este modo, la visualización de los valores

numéricos anteriores, cadenas de caracteres e imágenes se actualizan en tiempo real. Como ejemplo específico, cuando la posición del sistema óptico de examen en la dirección z se aproxima gradualmente a la posición de destino de alineación (distancia de trabajo) mediante la actuación del usuario, el color de visualización de la imagen que indica el desplazamiento en la dirección z cambia de amarillo a verde.

5 De acuerdo con el aparato oftalmológico según la presente realización, es posible presentar la posición del sistema óptico de examen con respecto al ojo E, es decir, un hueco de la posición del sistema óptico de examen con respecto a la posición de destino de alineación sobre la base de la posición tridimensional altamente precisa del ojo E calculada a partir de las imágenes fotográficas obtenidas por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B. Por lo tanto, la alineación se puede llevar a cabo sobre la base de una información cuantitativa, sin depender de las
10 experiencias del usuario y de los niveles de habilidades. En consecuencia, es posible mejorar la reproducibilidad de la alineación y evitar las desigualdades debidas a las habilidades.

Se debe observar que la precisión de la alineación manual puede mejorarse aún más remitiendo la información de los ojos. La información de los ojos es, por ejemplo, información de medición que indica la característica del ojo E que se ha obtenido de un examen del ojo E realizado previamente. Esta información de medición puede obtenerse
15 mediante este aparato oftalmológico u otro aparato oftalmológico. La información de medición está asociada previamente con un ID de paciente, etc., y se almacena en el almacén 212, por ejemplo.

El controlador 210 selecciona la información de medición correspondiente al ojo E, basada en el ID de paciente, etc. Además, el controlador 210 genera la información posición relativa sobre la base de la información de medición seleccionada y de la posición tridimensional del ojo E obtenida por el analizador 231. Como ejemplo de este
20 proceso, las posiciones relativas en la dirección x y en la dirección y pueden corregirse basándose en la distorsión de la forma de la córnea. Además, la posición relativa en la dirección z se puede corregir sobre la base de la longitud axial del ojo E. Esta última es especialmente efectiva en un caso de exámenes de fondo de ojo del ojo.

La generación de la información de posición relativa tomando en consideración la información de medición del ojo E hace posible obtener y presentar la información de posición relativa con mayor precisión de la que corresponde a
25 diferencias individuales de ojos.

<Sexta realización>

Los dispositivos oftalmológicos convencionales ejecutan la alineación proyectando un objetivo de alineación sobre una córnea y moviendo un sistema óptico de examen para localizar una imagen de proyección del mismo en una
30 posición predeterminada. Sin embargo, las realizaciones de la presente invención ejecutan la alineación obteniendo una posición tridimensional de un ojo a partir del análisis de dos o más imágenes fotográficas obtenidas por dos o más partes de formación de imágenes de manera sustancialmente simultánea, y moviendo un sistema óptico de examen y/o una parte de soporte sobre la base de dicha posición tridimensional.

En este caso, el análisis para obtener la posición tridimensional del ojo se realiza basándose en un iris, pupila, etc., representados en las respectivas imágenes fotográficas. Por lo tanto, es deseable llevar a cabo la alineación
35 considerando como referencia el iris (o la pupila, que es una abertura formada por el iris), en lugar de considerar como referencia la córnea, como en los procedimientos convencionales. La presente realización describe una tecnología para mejorar la precisión de la alineación (en la dirección z) en la que se utiliza un iris (o pupila) como referencia. A continuación, en esta memoria, se hace referencia a la figura 3 que ilustra una configuración de la primera realización, para explicación.

40 El almacén 212 almacena previamente información de distancia que indica una distancia entre una córnea y un iris (pupila). La distancia indicada en la información de distancia puede obtenerse mediante un método arbitrario. Por ejemplo, la distancia puede ser una distancia estándar basada en un ojo esquemático (tal como el modelo del ojo de Gullstrand), una distancia estadística basada en los resultados de medición obtenidos de múltiples ojos, la distancia individual obtenida en el pasado midiendo el ojo afectado, etc.

45 Se debe observar que la medición de la distancia entre la córnea y el iris se puede llevar a cabo, por ejemplo, de la siguiente manera. En primer lugar, se obtiene una imagen tomográfica del ojo anterior realizando una medición de OCT a un ojo anterior de un ojo. A continuación, mediante el análisis de esta imagen tomográfica del ojo anterior, se extrae una región de la imagen correspondiente a la córnea (región de la córnea) y una región de imagen correspondiente al iris (región del iris). Después, se calcula la distancia entre la córnea y el iris, por ejemplo,
50 contando el número de píxeles entre la región de la córnea (superficie posterior de la córnea) y la región del iris (superficie anterior del iris). En este caso, esta distancia es una distancia a lo largo de la dirección z. Dicha medición puede ser llevada a cabo mediante el propio aparato oftalmológico 1 o mediante otros aparatos.

La parte de especificación de la posición característica 2312 del analizador 231 especifica una posición característica correspondiente al iris (pupila) a partir de las imágenes fotográficas respectivas obtenidas mediante las
55 cámaras de ojo anterior 300A y 300B como en la primera realización.

La parte de cálculo de la posición tridimensional 2313 calcula una posición tridimensional del sitio característico correspondiente sobre la base de las posiciones de las cámaras de ojo anterior 300A y 300B y de la posición característica especificada por la parte de especificación de la posición característica 2312. En este proceso, se puede hacer referencia a la información de distancia almacenada en el almacén 212. Por ejemplo, si se puede obtener una distancia entre la córnea (ápice corneal) del ojo E y el sistema óptico de examen, la suma de esta distancia y la distancia indicada por la información de distancia permite obtener una distancia entre el sistema óptico de examen y el iris con alta precisión. Se debe observar que la distancia entre la córnea y el sistema óptico de examen puede obtenerse a partir de un método de alineación convencional llevado a cabo utilizando el sistema óptico de alineación 50 ilustrado en la figura 1.

Además, la distancia entre el sistema óptico de examen y la córnea (ápice corneal) se puede obtener restando la distancia indicada en la información de distancia de la distancia entre el iris (pupila) y el sistema óptico de examen, obtenida de la misma manera que en la primera realización. Entonces, la alineación en la dirección z puede llevarse a cabo utilizando la distancia obtenida de este modo.

[Ejemplo Modificado]

Las configuraciones descritas anteriormente son meramente ejemplos para implementar preferiblemente la presente invención. Por lo tanto, se pueden aplicar modificaciones arbitrarias (omisión, sustitución, adición, etc.) dentro del alcance de la invención.

En las realizaciones anteriores, el controlador principal 211 puede mostrar una imagen sintética formada por la parte de síntesis de imagen 233, en la pantalla 240A. De este modo, se puede observar la morfología estereoscópica de una parte de ojo anterior.

En las realizaciones anteriores, el controlador principal 211 puede mostrar al menos una de las dos imágenes fotográficas obtenidas sustancialmente de manera simultánea por las cámaras de ojo anterior 300A y 300B, en la pantalla 240A. De esta manera, la morfología de una parte anterior del ojo puede ser observada desde diferentes puntos de vista (posiciones de toma de fotografías).

Si la luz utilizada para los exámenes por el aparato oftalmológico 1 aparece en imágenes fotográficas, existe el riesgo de influir en el procesamiento de imagen de las imágenes fotográficas. Por ejemplo, puesto que la intensidad de la luz procedente de un LED o un SLD proporcionado en el aparato oftalmológico 1 es relativamente alta, el procesamiento de la imagen puede no ejecutarse correctamente si dicha luz aparece en las imágenes fotográficas. Con el fin de resolver dicho problema, se pueden proporcionar filtros que están configurados para interceptar luz de longitudes de onda distintas de las de iluminación ambiental en posiciones entre las respectivas cámaras de ojo anterior 300 (dos o más partes de formación de imágenes) y el ojo E. La iluminación ambiental significa una iluminación utilizada en un entorno en el que se encuentra el aparato oftalmológico 1. Por ejemplo, una iluminación proporcionada en una habitación en la que está instalado el aparato oftalmológico 1 corresponde a la iluminación ambiental. Además, la iluminación ambiental puede contener luz solar. Se debe observar que, teniendo en cuenta los propósitos de esta configuración, los filtros pueden configurarse para interceptar las longitudes de onda que tengan influencia sobre la toma de fotografías utilizando las cámaras de ojo anterior 300, de entre las longitudes de onda contenidas en la iluminación ambiental. Por ejemplo, los filtros pueden estar configurados para interceptar componentes de longitud de onda (tales como longitudes de onda emitidas por LED, SLD, etc.) utilizados en exámenes mediante el aparato oftalmológico 1 entre las longitudes de onda contenidas en la iluminación ambiental. Como ejemplo específico, pueden aplicarse filtros que interceptan longitudes de onda iguales o inferiores a 900 nm. Según dichas configuraciones, es posible evitar la influencia de la perturbación aplicada a la toma de fotografías utilizando las cámaras de ojo anterior 300, obteniendo de este modo imágenes fotográficas en las que un sitio característico (pupila, etc.) de una parte de ojo anterior está claramente representado. En consecuencia, el análisis para la especificación de una posición característica (centro de pupila, etc.) en las imágenes fotográficas, se puede llevar a cabo preferiblemente.

En las realizaciones anteriores, la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica entre la trayectoria óptica de la luz de señal LS y la trayectoria óptica de la luz de referencia LR cambia cambiando la posición de la parte de cambio de la longitud de la trayectoria óptica 41; no obstante, el método para cambiar la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica no se limita a esto. Por ejemplo, es posible cambiar la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica proporcionando un espejo de reflexión (espejo de referencia) en la trayectoria óptica de la luz de referencia, y moviendo este espejo de referencia a lo largo de la dirección de propagación de la luz de referencia para cambiar la longitud de la trayectoria óptica de la luz de referencia. Además, es posible cambiar la longitud de la trayectoria óptica de la luz de señal LS moviendo la unidad de cámara de retina 2 y/o la unidad OCT 100 con respecto al ojo E, cambiando con ello la diferencia de longitud de la trayectoria óptica. Además, en particular si el objeto que se mide no es una región de un cuerpo vivo, es posible cambiar la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica moviendo el objeto que se mide en la dirección de la profundidad (dirección z).

Los programas informáticos para llevar a cabo las realizaciones anteriores se pueden almacenar en cualquier tipo de medio de grabación que pueda ser leído por un ordenador. Como medio de grabación, por ejemplo, una memoria de

semiconductores, un disco óptico, un disco magnetoóptico (CD-ROM, DVD-RAM, DVD-ROM, MO, etc.) y un almacén magnético un (disco duro, un disquete (TM), un ZIP, etc.).

Además, puede configurarse para transmitir / recibir este programa a través de redes tales como Internet, una LAN, etc.

5 Explicación de Símbolos

- 1, 1000, 1100 aparato oftalmológico
- 2 unidad de cámara de retina
- 2A accionador del sistema óptico
- 10 sistema óptico de iluminación
- 10 30 sistema óptico de formación de imágenes
- 31 lente de enfoque
- 41 parte de cambio de longitud de trayectoria óptica
- 42 escáner de galvano
- 50 sistema óptico de alineación
- 15 60 sistema óptico de enfoque
- 100 unidad OCT
- 101 unidad de fuente de luz
- 105 atenuador óptico
- 106 regulador de polarización
- 20 115 sensor de imagen CCD
- 200 unidad aritmética y de control
- 210 controlador
- 211 controlador principal
- 212 almacén
- 25 212a información de aberración
- 213 parte de obtención de la posición del sistema óptico
- 220 parte de formación de imágenes
- 230 procesador de imagen
- 231 analizador
- 30 2311 parte de corrección de imagen
- 2312 parte de especificación de la posición característica
- 2313 parte de cálculo de la posición tridimensional
- 2314 parte de determinación de la posición de objetivo móvil
- 232 parte de evaluación de imagen
- 35 233 parte de síntesis de imagen
- 240A pantalla
- 240B parte de operación

- 300, 300A, 300B cámaras de ojo anterior
- 410 base
- 420 caja
- 430 caja de lente
- 5 440 parte de soporte
- 440A accionador del reposa mentón
- 500 detector de aproximación
- 600 detector de contacto
- E ojo
- 10 Ea parte de ojo anterior
- Ef fondo del ojo
- LS luz de señal
- LR luz de referencia
- LC luz de interferencia

15

REIVINDICACIONES

1. Un aparato oftalmológico que comprende:
- un sistema óptico de examen, configurado para realizar un examen de un ojo;
 - una parte de soporte, configurada para soportar la cara de un sujeto;
 - 5 un accionador, configurado para mover el sistema óptico de examen y la parte de soporte uno con respecto a otra y tridimensionalmente;
 - dos o más partes de formación de imágenes, configuradas para fotografiar sustancialmente de manera simultánea una parte de ojo anterior del ojo desde diferentes direcciones;
 - 10 un analizador, configurado para obtener una posición tridimensional del ojo analizando dos o más imágenes fotográficas obtenidas por las dos o más partes de formación de imágenes sustancialmente de manera simultánea; y
 - un controlador, configurado para controlar el accionador sobre la base de la posición tridimensional para mover el sistema óptico de examen y la parte de soporte uno con respecto a otra.
2. Procedimiento oftalmológico según la reivindicación 1, en el que el accionador comprende un primer accionador configurado para mover el sistema óptico de examen tridimensionalmente, y el controlador controla el primer accionador sobre la base de la posición tridimensional para alinear un eje óptico del sistema óptico de examen con un eje del ojo, y ajustar la distancia entre el ojo y el sistema óptico de examen a una distancia de trabajo predeterminada.
3. Aparato oftalmológico según la reivindicación 2, en el que el analizador comprende:
- 20 una parte de especificación de la posición característica configurada para analizar las dos o más imágenes fotográficas para especificar las posiciones características en las imágenes fotográficas que corresponden a una parte característica predeterminada de la parte del ojo anterior; y
 - una parte de cálculo de la posición tridimensional configurada para calcular, como posición tridimensional del ojo, una posición tridimensional de la parte característica, sobre la base de las posiciones de las dos o más partes de formación de imágenes y de las posiciones características en las dos o más imágenes fotográficas.
 - 25
4. Aparato oftalmológico según la reivindicación 2, en el que el controlador comprende una parte de obtención de posición del sistema óptico configurada para obtener una posición actual del sistema óptico de examen, y controla el primer accionador sobre la base de la posición actual obtenida y de la posición tridimensional del ojo, obtenidas por el analizador, para mover el sistema óptico de examen.
- 30
5. Aparato oftalmológico según la reivindicación 2, en el que
- las dos o más partes de formación de imágenes obtienen imágenes en movimiento de la parte anterior del ojo desde diferentes direcciones en paralelo,
 - el analizador analiza sucesivamente dos o más fotogramas obtenidos sustancialmente de manera simultánea en esta obtención de imágenes en movimiento para obtener sucesivamente las posiciones tridimensionales del ojo y
 - 35 el controlador controla sucesivamente el primer accionador sobre la base de las posiciones tridimensionales obtenidas sucesivamente para hacer que la posición del sistema óptico de examen siga el movimiento del ojo.
- 40
6. Aparato oftalmológico según la reivindicación 2, en el que
- el accionador comprende un segundo accionador configurado para mover la parte de soporte, y
 - el controlador controla el segundo accionador sobre la base de los resultados del análisis de las dos o más imágenes fotográficas del analizador para mover la parte de soporte.
- 45
7. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, en el que cada una de las dos o más partes de formación de imágenes comprende un sistema óptico,

que comprende además un segundo almacén configurado para almacenar previamente una información de aberración que relaciona la aberración de distorsión que se produce en las imágenes fotográficas debido al sistema óptico, para cada una de las dos o más partes de formación de imágenes, en el que

5 el analizador comprende una parte de corrección configurada para corregir la distorsión de cada una de las dos o más imágenes fotográficas sobre la base de la información de aberración, y obtiene la posición tridimensional del ojo sobre la base de las dos o más imágenes fotográficas corregidas.

8. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, que comprende:

una parte móvil de toma de fotografías, configurada para mover, al menos una de las dos o más partes de formación de imágenes; y

10 una parte de evaluación, configurada para analizar una imagen fotográfica obtenida por, al menos una, de las dos o más partes de formación de imágenes para evaluar si una imagen de la parte de ojo anterior está o no incluida en una región preestablecida en esta imagen fotográfica, en la que

15 cuando la imagen del ojo anterior no está incluida en la región preestablecida, el controlador controla la parte móvil de toma de fotografías para mover, al menos una, de las dos o más partes de formación de imágenes en una dirección de alejamiento de la parte de soporte y/o una dirección de alejamiento del eje óptico del sistema óptico de examen, y

después de que al menos una de las dos o más partes de formación de imágenes se ha movido, la parte de evaluación ejecuta nuevamente la evaluación.

20 9. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, que comprende una parte de evaluación configurada para analizar una imagen fotográfica obtenida por, al menos una, de las dos o más partes de formación de imágenes para evaluar si una imagen de la parte de ojo anterior está o no incluida en una región preestablecida en esta imagen fotográfica, en el que

cuando la imagen de la parte de ojo anterior es no está incluida en la región preestablecida, el controlador controla una parte de salida para emitir información de advertencia.

25 10. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, que comprende una parte de síntesis de imagen configurada para formar una imagen sintética de las dos o más imágenes fotográficas.

11. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, en el que el controlador muestra al menos una de las dos o más imágenes fotográficas en una pantalla.

30 12. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, en el que las dos o más partes de formación de imágenes comprenden dos cámaras dispuestas en diferentes posiciones que están desviadas de una trayectoria óptica del sistema óptico de examen.

13. Aparato oftalmológico según la reivindicación 1, en el que las dos o más partes de formación de imágenes están dispuestas en posiciones inferiores a un eje óptico del sistema óptico de examen.

14. Aparato oftalmológico según la reivindicación 2, que comprende, además:

35 un sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento configurado para obtener una imagen en movimiento de la parte de ojo anterior del ojo, en el que una parte de su trayectoria óptica se comparte con el sistema óptico de examen;

un sistema óptico de proyección configurado para proyectar un objetivo para ejecutar el ajuste de posición del sistema óptico de examen con el ojo sobre el ojo; y

40 una parte de operación, en la que

45 el controlador controla el sistema óptico de proyección para proyectar el objetivo sobre el ojo, controla el sistema óptico de obtención de imágenes en movimiento para obtener una imagen en movimiento de la parte de ojo anterior sobre la que se proyecta el objetivo, controla una pantalla para mostrar la imagen en movimiento obtenida, obtiene información de posición relativa que indica una posición relativa entre el ojo y el sistema óptico de examen sobre la base de la posición tridimensional obtenida por el analizador, muestra en la pantalla la información de posición relativa obtenida, y controla el primer accionador para mover el sistema óptico de examen de acuerdo con una operación llevada a cabo utilizando la parte de operación.

15. Aparato oftalmológico, que comprende:

un sistema óptico de examen, configurado para llevar a cabo un examen de un ojo;

un accionador, configurado para mover el sistema óptico de examen tridimensionalmente;

dos o más partes de formación de imágenes, configuradas para tomar fotografías sustancialmente de manera simultánea de una parte de ojo anterior del ojo desde diferentes direcciones;

5 un analizador, configurado para obtener una posición tridimensional del ojo analizando dos o más imágenes fotográficas obtenidas por las dos o más partes de formación de imágenes sustancialmente de manera simultánea; and

un controlador, configurado para controlar el accionador sobre la base de la posición tridimensional para alinear un eje óptico del sistema óptico de examen con un eje del ojo, y ajustar la distancia entre el ojo y el sistema óptico de examen a una distancia de trabajo preestablecida.

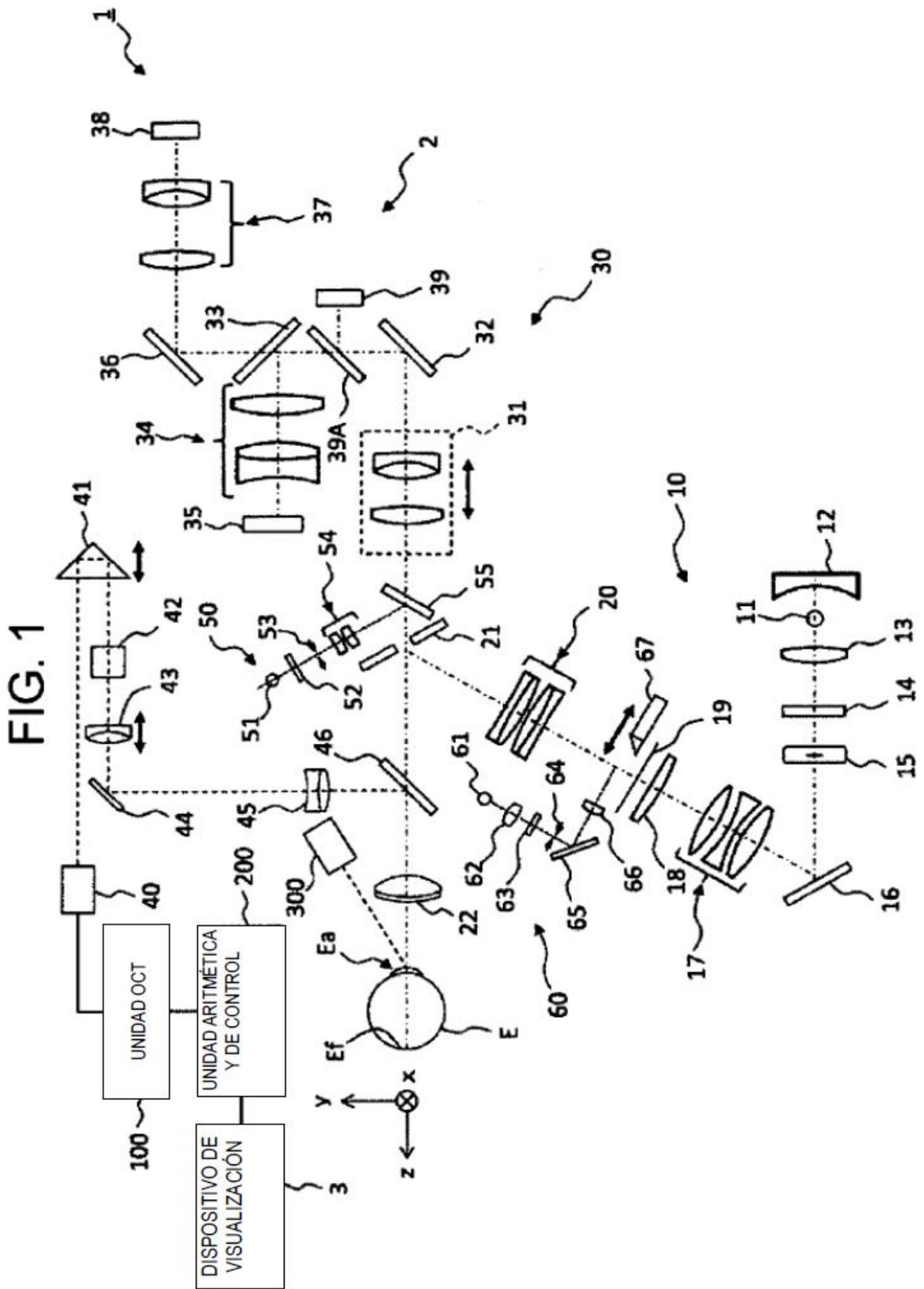


FIG. 3

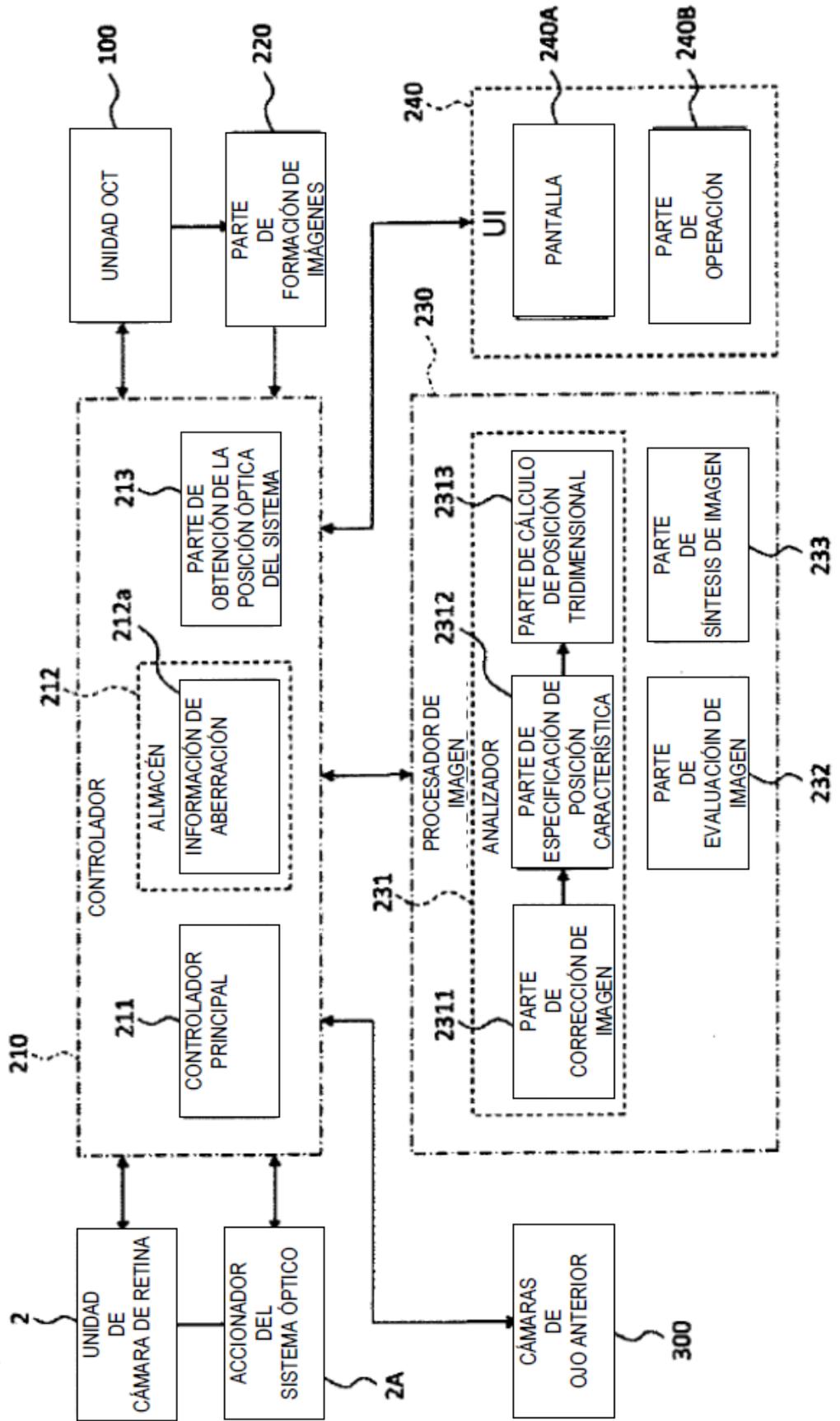


FIG. 4A

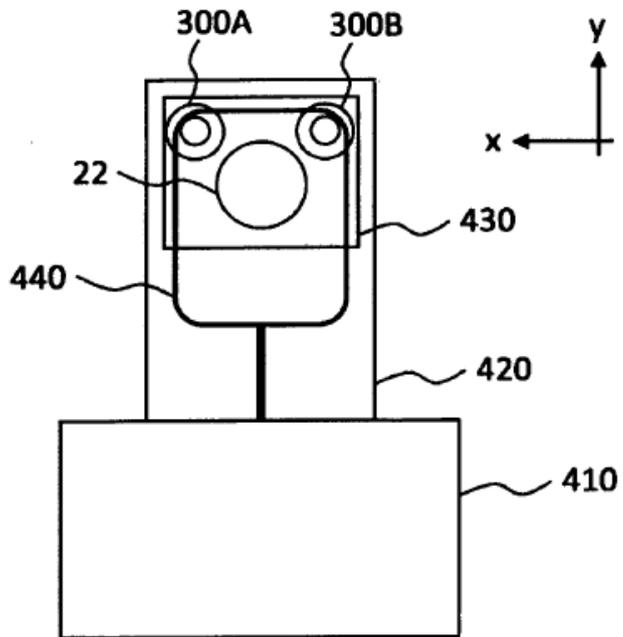


FIG. 4B

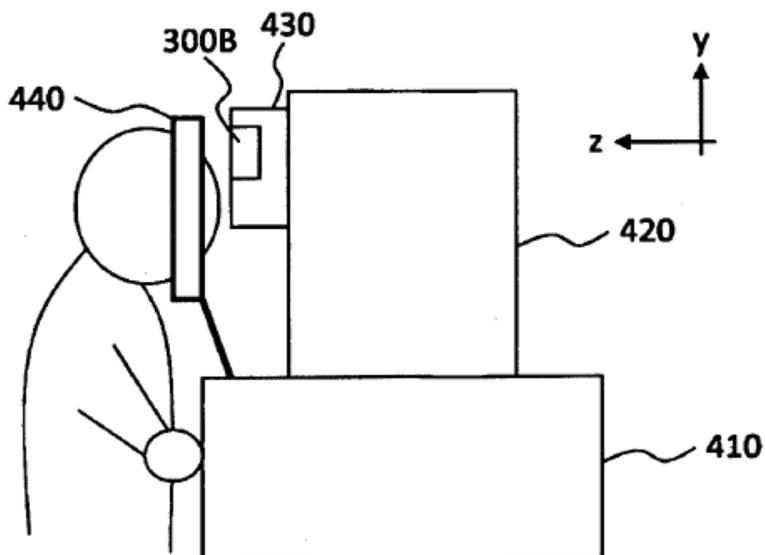


FIG. 5A

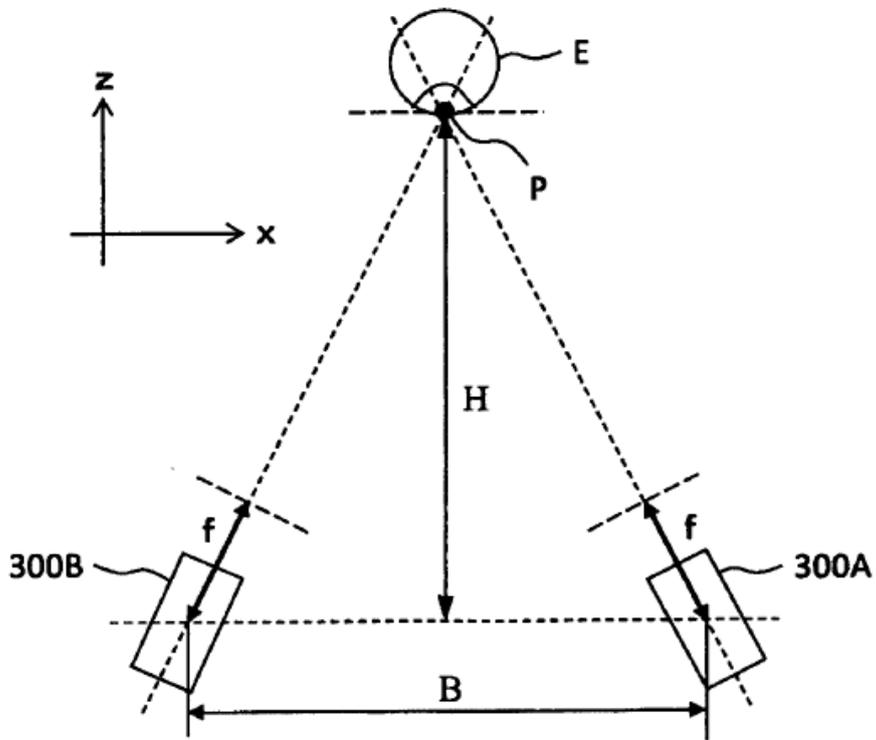


FIG. 5B

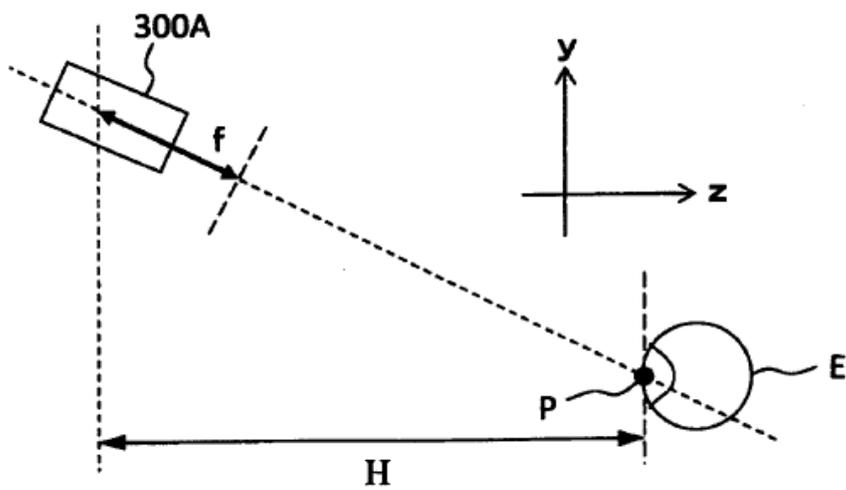


FIG. 6

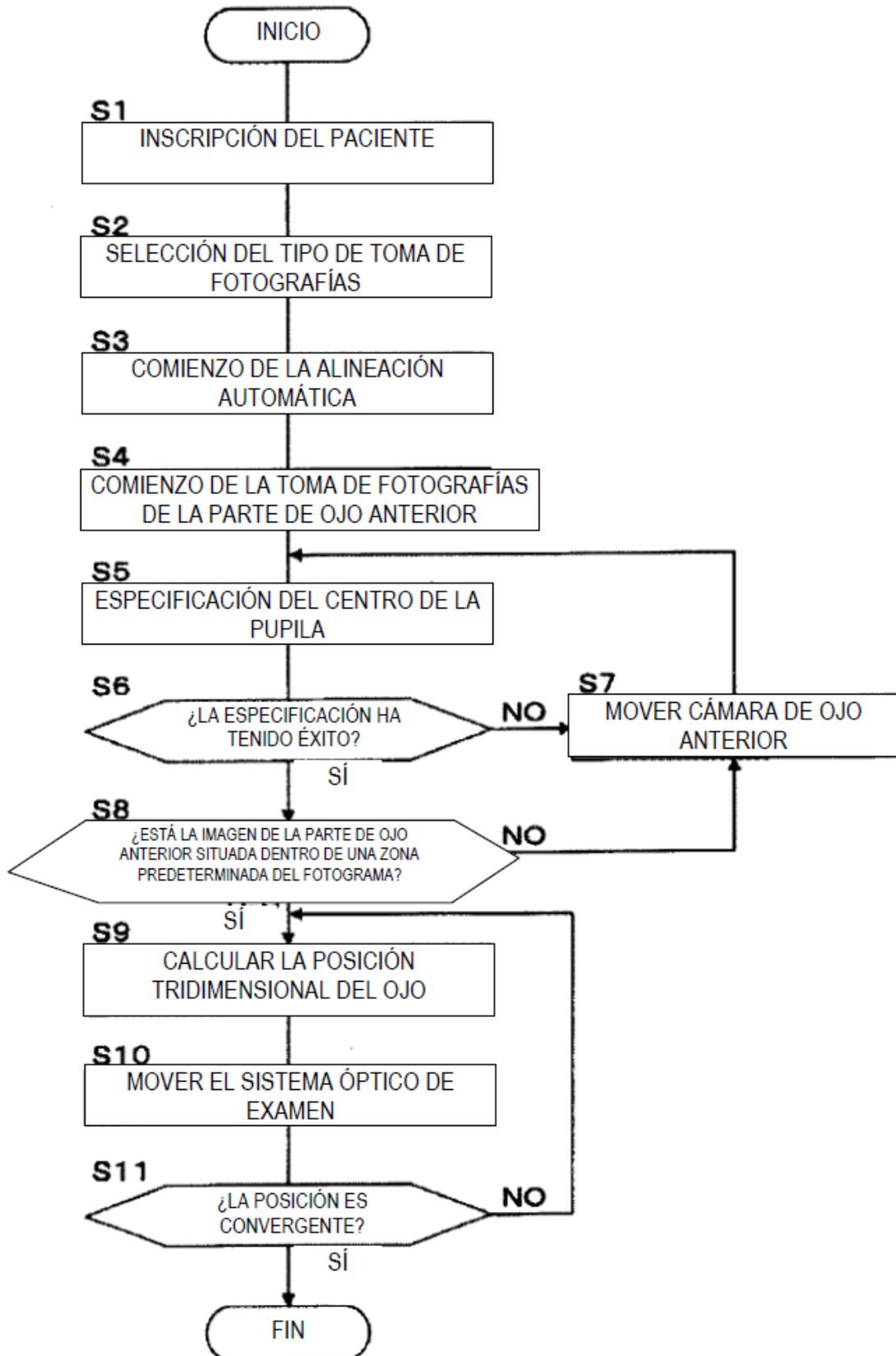


FIG. 7

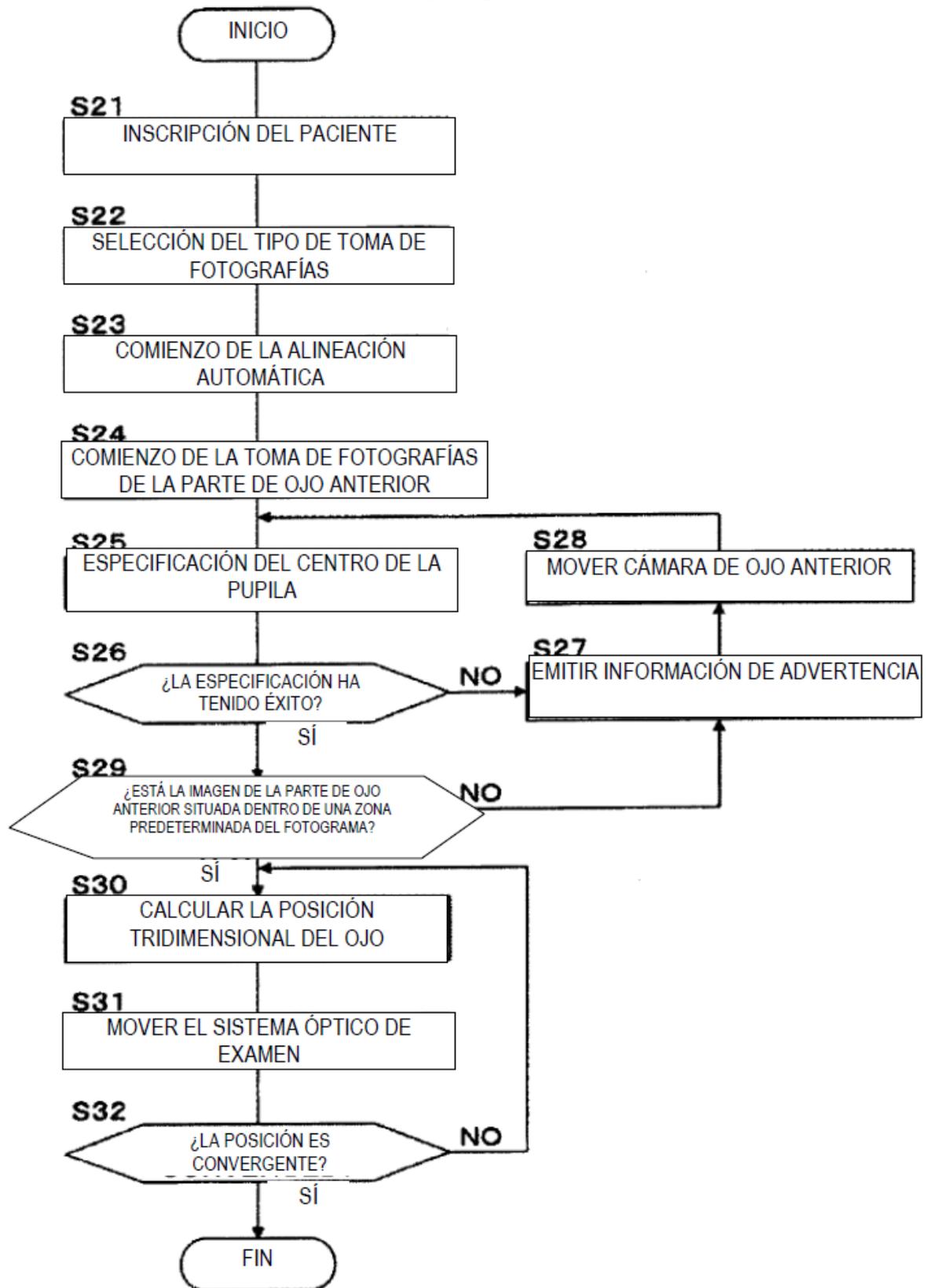


FIG. 8

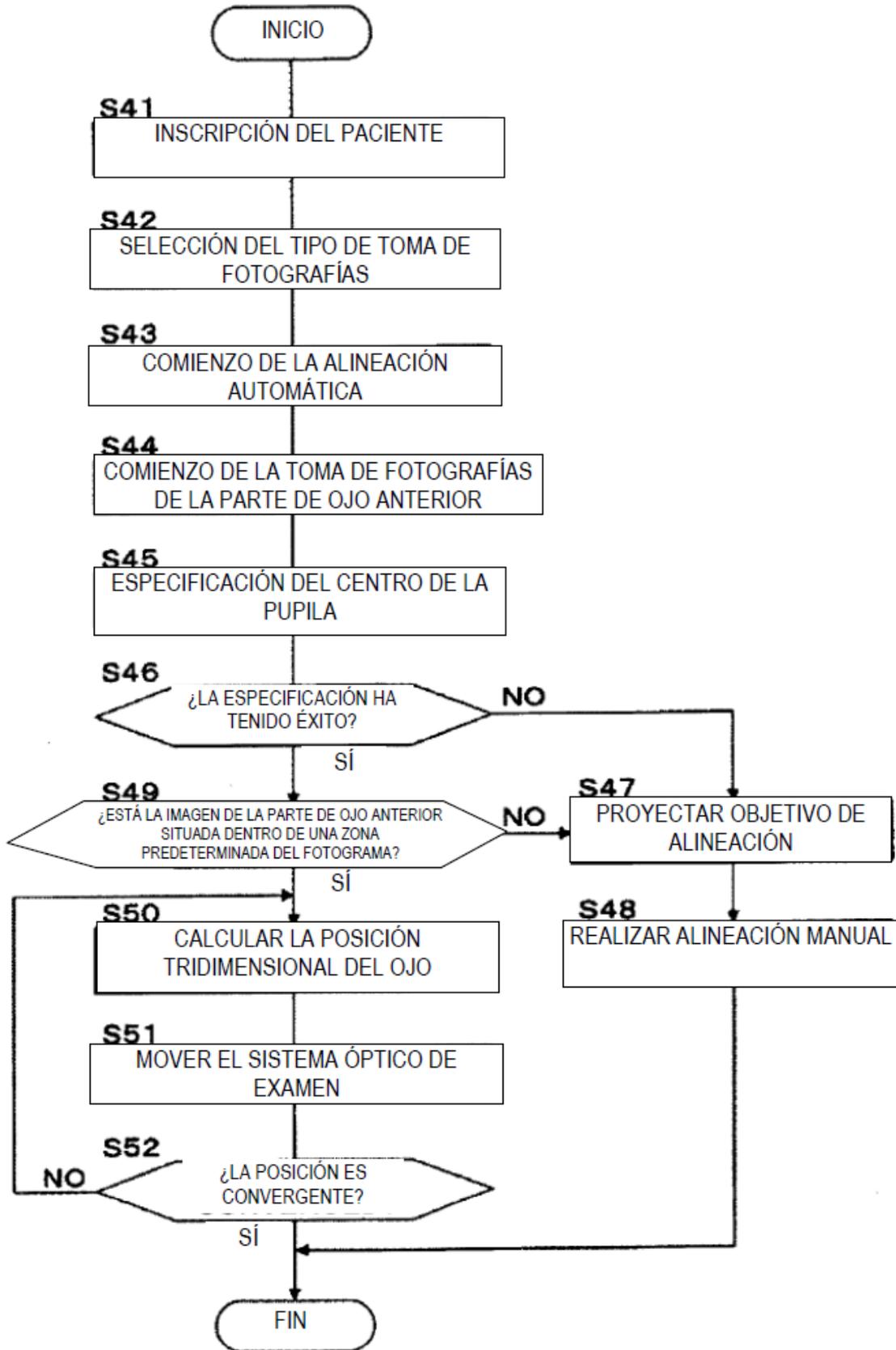


FIG. 9

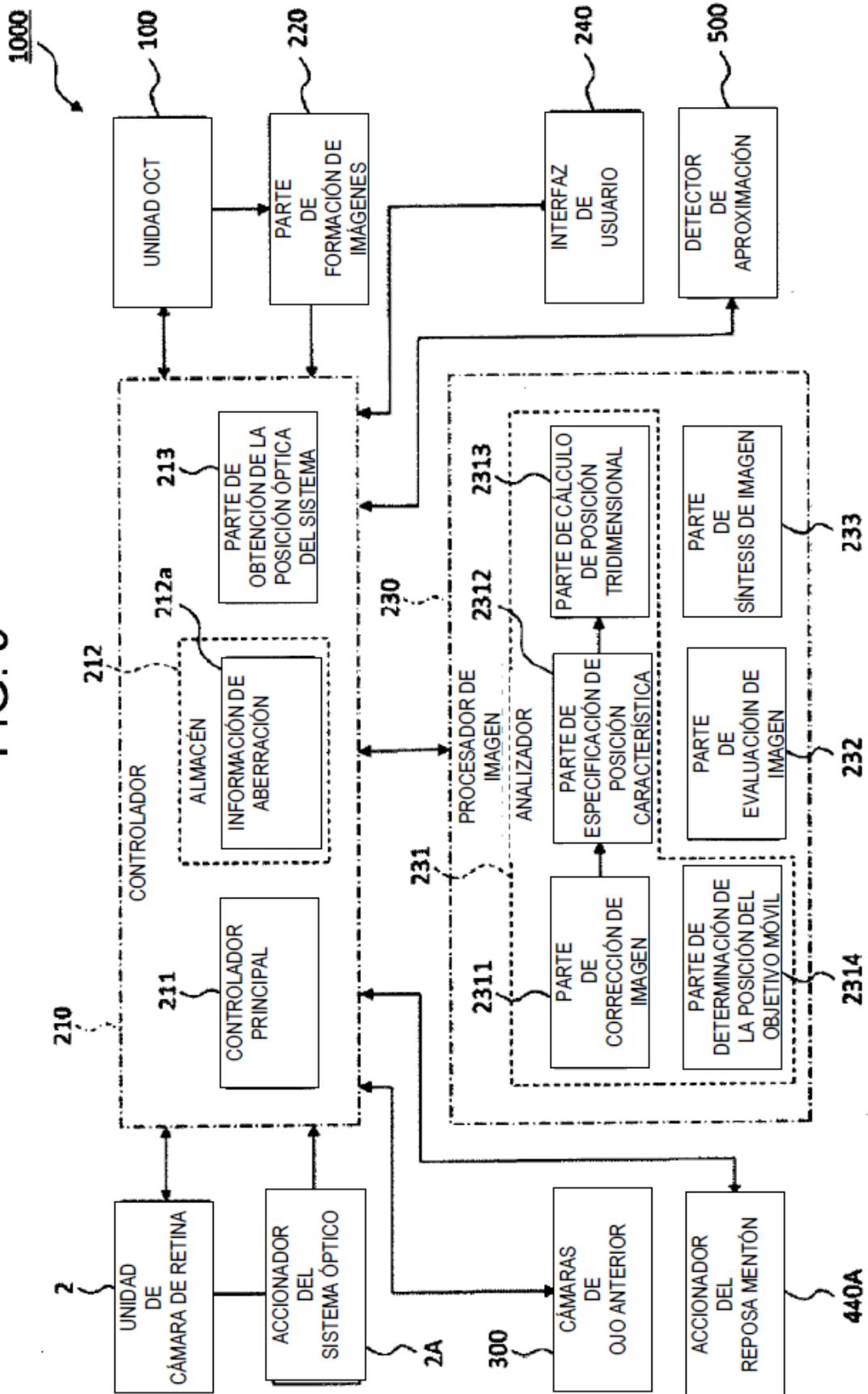


FIG. 10

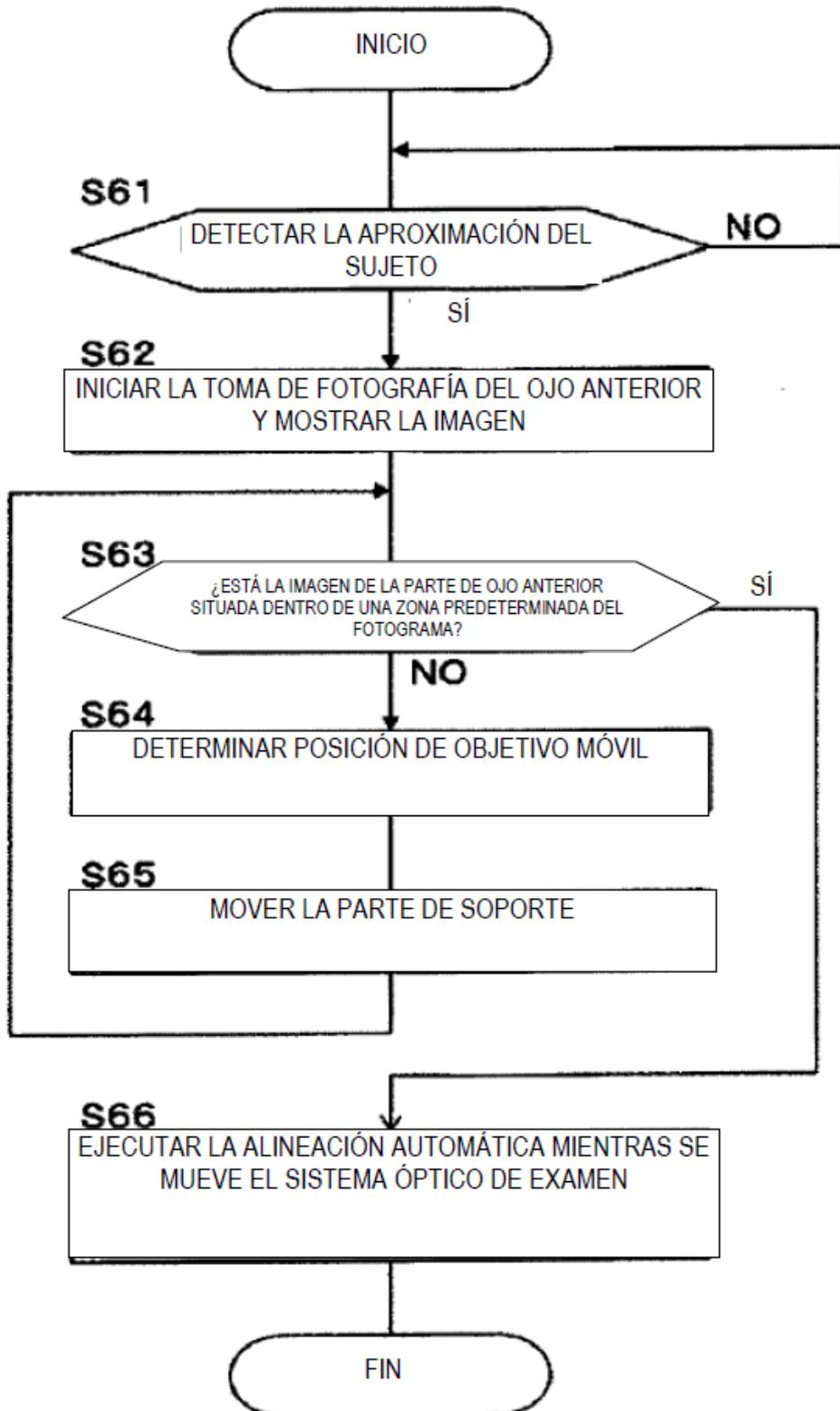


FIG. 11

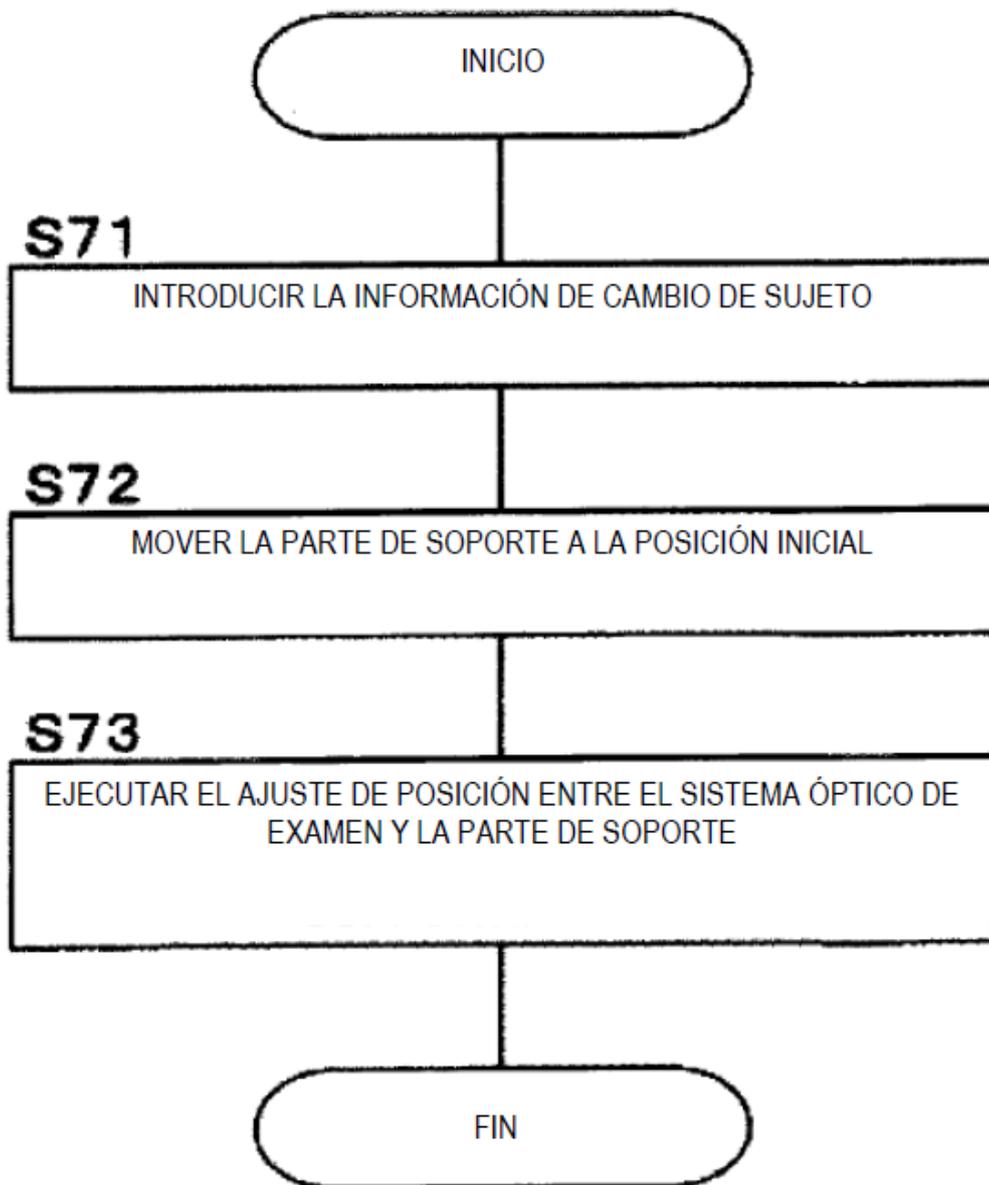


FIG. 12

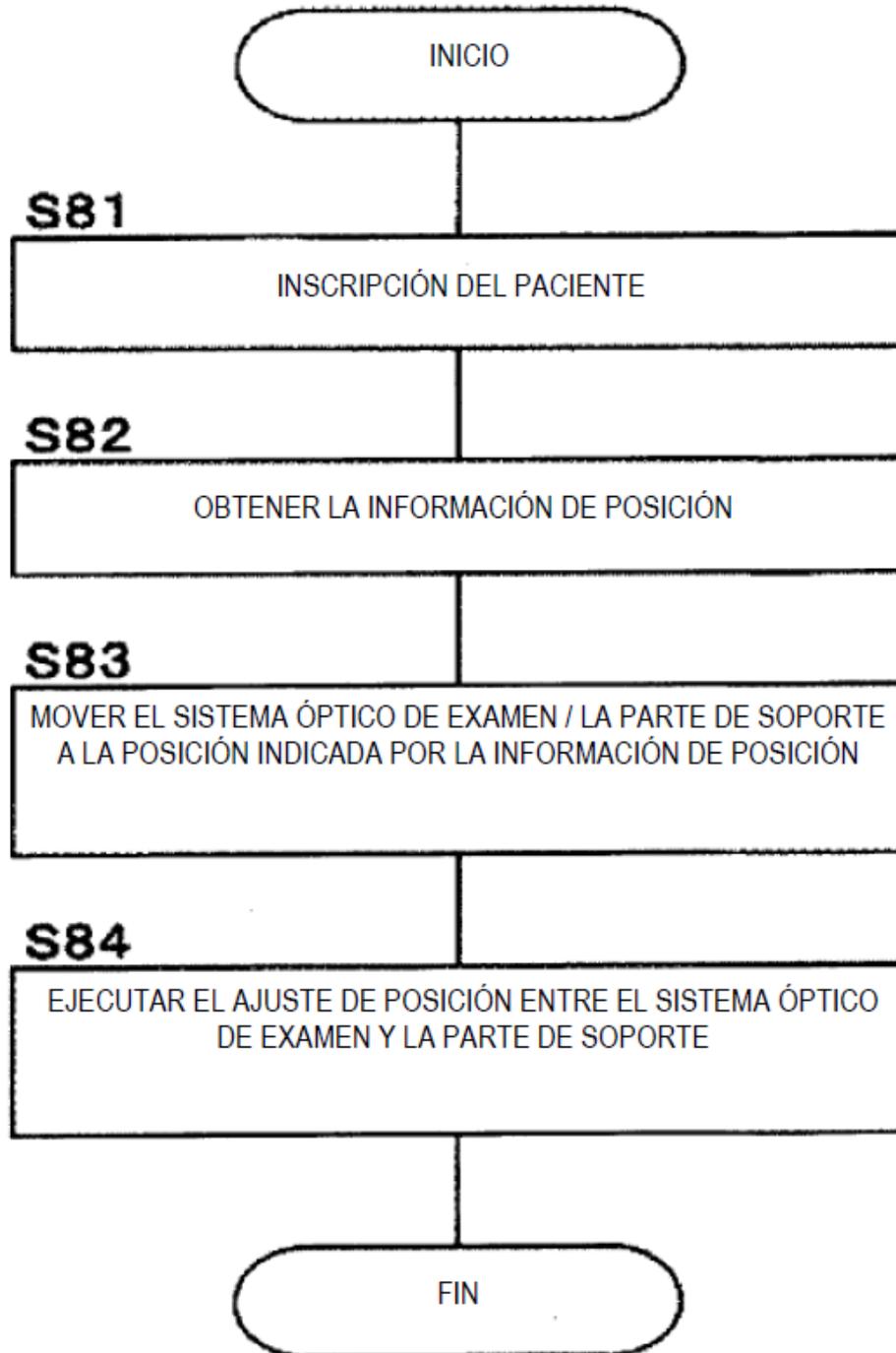


FIG.13

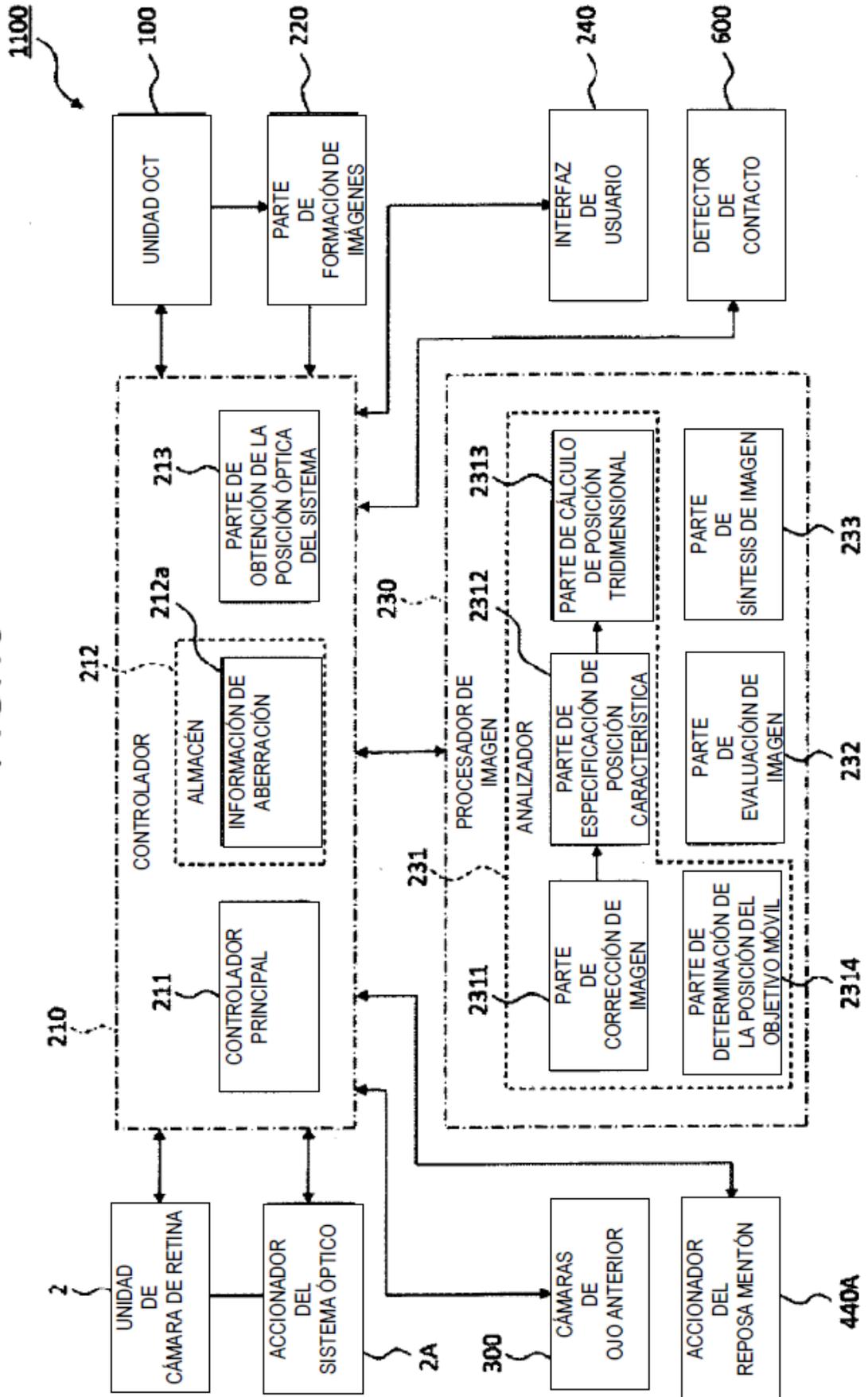


FIG. 14

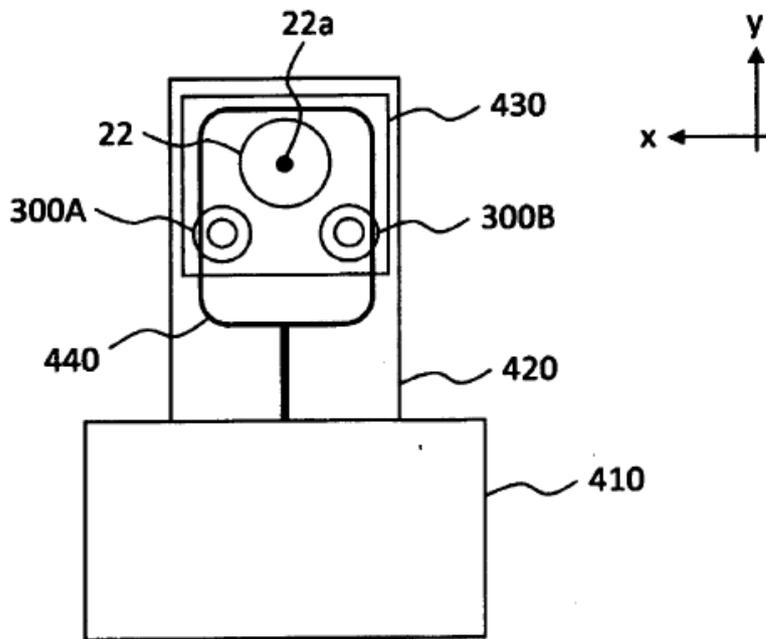


FIG. 15

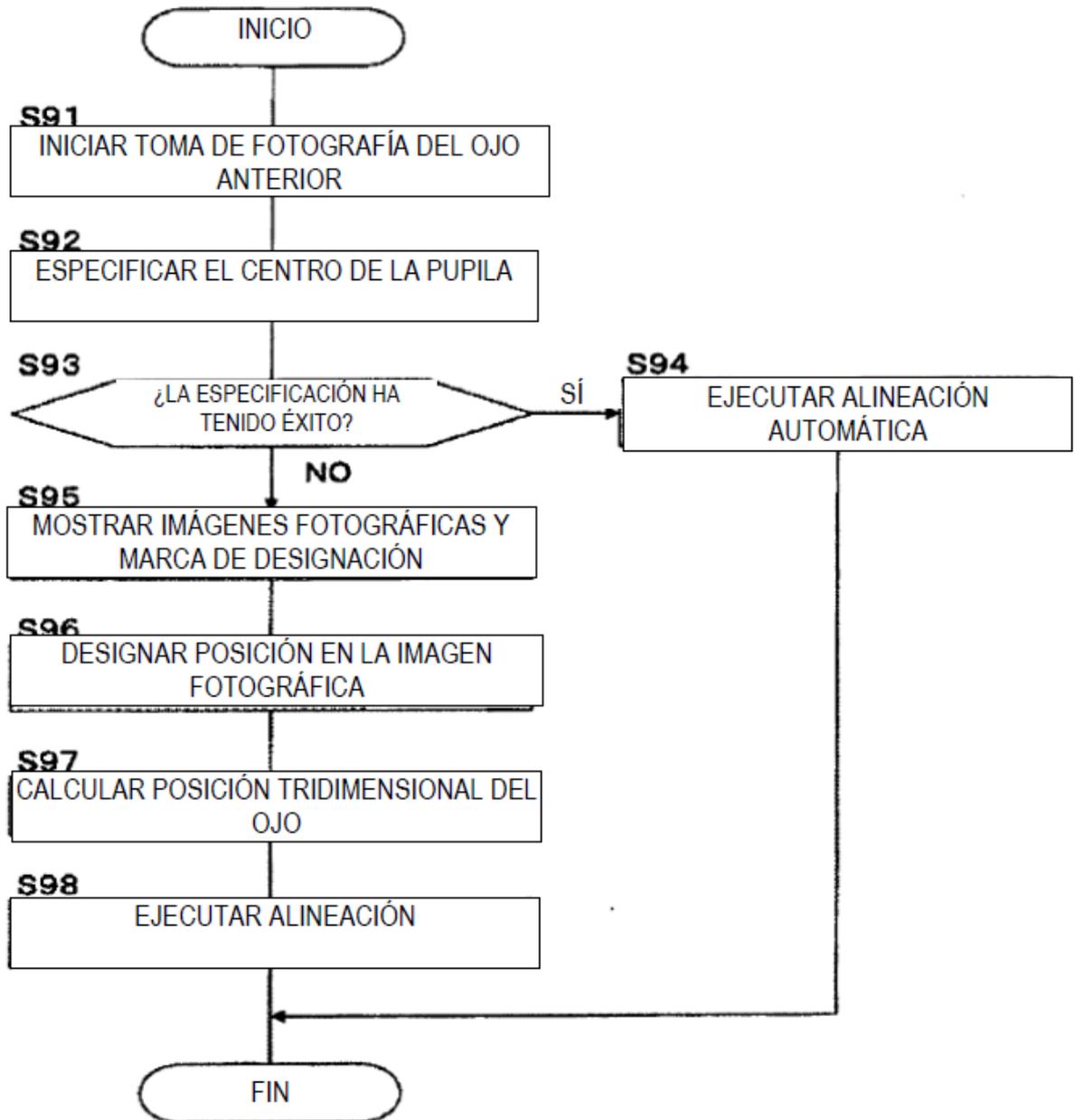


FIG. 16

