

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 610 562**

51 Int. Cl.:

A61B 3/13	(2006.01)
G02B 7/00	(2006.01)
A61B 3/00	(2006.01)
A61B 3/12	(2006.01)
A61B 3/10	(2006.01)
A61B 3/15	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **01.05.2012 PCT/US2012/035927**

87 Fecha y número de publicación internacional: **08.11.2012 WO12151172**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.05.2012 E 12720361 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.10.2016 EP 2680740**

54 Título: **Reducción de desalineación controlada por un procesador de imágenes para sistemas oftálmicos**

30 Prioridad:
02.05.2011 US 201113098586

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
28.04.2017

73 Titular/es:
**ALCON LENSX, INC. (100.0%)
33 Journey, Suite 175
Aliso Viejo, CA 92656, US**

72 Inventor/es:
**JUHASZ, TIBOR;
RAKSI, FERENC y
HOLLAND, GUY**

74 Agente/Representante:
LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 610 562 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

Reducción de desalineación controlada por un procesador de imágenes para sistemas oftálmicos

5 Campo técnico

Este documento de patente se refiere a sistemas y técnicas de formación de imágenes oftálmicas. En mayor detalle, este documento de patente se refiere a sistemas y procedimientos que proporcionan una luz de fijación controlada electrónicamente para mejorar la precisión de la alineación o acoplamiento de un sistema de formación de imágenes oftálmicas a un ojo de un paciente.

Antecedentes

A lo largo de los años se han desarrollado diversos dispositivos avanzados de formación de imágenes para la formación de imágenes oftálmicas, la elaboración de diagnósticos y la cirugía. En algunas aplicaciones, estos dispositivos de formación de imágenes funcionan de manera óptima cuando su eje óptico está alineado con el eje óptico del ojo del que se forman imágenes. Una vez que el eje óptico del ojo está alineado con el eje óptico del dispositivo de formación de imágenes, algunos dispositivos de formación de imágenes mejoran la precisión del proceso de formación de imágenes inmovilizando el ojo en la posición alineada con la ayuda de una interfaz de paciente o un sistema de acoplamiento al ojo. A medida que mejora la precisión de los dispositivos de formación de imágenes, aumenta la demanda de sistemas de acoplamiento al ojo que proporcionen una alineación más precisa.

En los sistemas convencionales existentes, la alineación se guía manualmente. El operario puede dar instrucciones al paciente verbalmente, orientar manualmente el globo ocular o ajustar partes del dispositivo de formación de imágenes, tal como el objetivo o el brazo, o cualquier combinación de lo anterior. Estos ajustes se realizan de manera iterativa durante el proceso de acoplamiento. Sin embargo, la imprecisión de estos enfoques manuales puede hacer que el proceso de acoplamiento sea lento y frustrante, no consiguiéndose con ello una alineación de alta calidad. Debido a la precisión limitada de la alineación guiada manualmente, la interfaz del paciente queda acoplada al ojo en una posición que, con frecuencia, está descentrada, donde el eje óptico del ojo está inclinado y el ojo está lateralmente desplazado con respecto al sistema de formación de imágenes.

A modo de ejemplo, el documento US20070013876 se refiere a una cámara del fondo ocular en la que el manejo se mejora sin degradar la función de alineación automática, y que presenta una parte fotográfica que incluye un sistema óptico fotográfico del fondo ocular, una unidad móvil que mueve la parte fotográfica, un sistema óptico de observación que presenta un primer elemento de captura de imágenes que captura una imagen del fondo ocular, un sistema óptico de observación que presenta un segundo elemento de captura de imágenes que captura una imagen del segmento anterior, una unidad de visualización que puede mostrar las imágenes, una parte de control que obtiene información de la alineación de la parte fotográfica con el ojo y que acciona la unidad móvil en función de la información de alineación para que un estado de alineación satisfaga una primera condición de referencia, y un primer conmutador de entrada para introducir una señal para que la visualización de imágenes conmute entre la imagen del fondo ocular y la imagen del segmento anterior; donde la parte de control impide que se accione la unidad móvil cuando se introduce la señal. El documento US2003/206272 se refiere a un generador de imágenes del fondo ocular (8) que alinea de manera automática rayos que iluminan el fondo ocular para que entren en la pupila (P) e impide que el reflejo corneal oscurezca la imagen producida del fondo ocular. El enfoque de la imagen producida del fondo ocular se realiza automáticamente y se basa en la propia imagen del fondo ocular. Un dispositivo de retención de la cabeza de pacientes que se someten al reconocimiento tiene la forma de un par de anteojos, el cual no solo es fácil de usar de manera precisa, sino que reduce significativamente la tosca alineación entre el sistema óptico (8) y la pupila (P) del paciente. El documento US20060192921 se refiere a un dispositivo y un procedimiento para alinear un ojo con un láser quirúrgico para facilitar el acoplamiento entre los mismos, que incluye una fuente de luz para iluminar el ojo. Para conseguir la alineación, una marca de referencia está basada en el sistema láser. Una imagen del marcador junto con reflejos procedentes del ojo iluminado se transmite después al controlador del sistema. El ojo y los reflejos se procesan en el mismo para determinar una alineación medida que se compara después con la alineación deseada. El documento US2010/0137982 proporciona un sistema y un procedimiento para insertar una lente intraocular en un ojo del paciente, e incluye una fuente de luz para generar un haz de luz y un escáner para desviar el haz de luz y formar un patrón de tratamiento encerrado que incluye una característica de registro. Hay una incisión encerrada que presenta la característica de registro. Una lente intraocular se coloca dentro de la incisión encerrada, donde la lente intraocular presenta una característica de registro asociada a la característica de registro de la incisión encerrada.

Algunos sistemas de formación de imágenes usan mecanismos de guiado que prometen mejoras en el proceso de alineación. En algunos sistemas, tal como en algunos sistemas quirúrgicos que usan láser de excímero, una luz de fijación ayuda a conseguir la alineación. La luz de fijación puede centrarse con el eje óptico del sistema de formación de imágenes. Puede indicarse al paciente que fije la vista en la luz de fijación. Esta fijación puede alinear el ojo del paciente con el sistema de formación de imágenes. Sin embargo, incluso estos sistemas de luz de fijación tienen limitaciones.

Resumen

Este documento de patente da a conocer sistemas de control de luz de fijación con funcionalidades mejoradas. Los ojos de los pacientes tienen normalmente una desalineación lateral y una desalineación angular con respecto al sistema de formación de imágenes. Simplemente mirando a una luz de fijación fija centrada con el eje óptico del dispositivo de formación de imágenes no se eliminan ambos tipos de desalineación.

Por lo tanto, en algunos sistemas, que incluyen algunos láseres YAG y lámparas de hendidura, la luz de fijación no está fija y puede ajustarse manual o mecánicamente. Sin embargo, puesto que el ajuste es solamente mecánico/manual, la precisión de estas luces de fijación es considerablemente menor que la precisión de los sistemas de formación de imágenes. Además, tales ajustes mecánicos pueden ser muy lentos y frustrantes debido a su limitada precisión.

Finalmente, en algunos sistemas, la luz de fijación puede controlarse, en parte, manualmente y, en parte, electrónicamente. En manos de cirujanos expertos, las operaciones manuales pueden mejorar la alineación; en otros casos, este sistema puede seguir careciendo de la precisión requerida.

El presente documento de patente da a conocer sistemas de control de luz de fijación que ofrecen soluciones a los problemas descritos anteriormente. En algunas implementaciones, un sistema oftálmico puede incluir un dispositivo de formación de imágenes oftálmicas configurado para generar una imagen de una parte de un ojo de un paciente del que se forman imágenes, un procesador de imágenes, configurado para determinar la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes procesando la imagen generada, y para generar una señal de control según la desalineación determinada, y un sistema de reducción de desalineación, configurado para recibir la señal de control y para generar una respuesta de reducción de desalineación.

En algunas implementaciones, el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas puede incluir un sistema de detección electrónico que detecta una luz de formación de imágenes captada procedente del ojo del que se forman imágenes, que incluye al menos una de entre una disposición de dispositivos de carga acoplada (CCD), una disposición de semiconductores complementarios de óxido metálico (CMOS), un disposición de píxeles y una disposición de sensores electrónicos; y un sistema de visualización electrónico que muestra la imagen de una parte del ojo del que se forman imágenes en relación con la luz de formación de imágenes captada y detectada, que incluye al menos uno de entre un dispositivo de visualización de diodos de emisión de luz (LED), una pantalla de plasma, un dispositivo de visualización electrónico, una pantalla de ordenador, una pantalla de cristal líquido (LCD), una pantalla de tubo de rayos catódicos (CRT), un módulo de vídeo, una pantalla de un microscopio con vídeo, una pantalla de un estereomicroscopio con vídeo, un microscopio con vídeo de alta definición (HD), un sistema de imágenes basado en procesador, un proyector optomecánico de tipo electrónico o digital, y una fuente de luz que puede moverse mediante un accionador electromecánico.

En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para identificar una estructura oftálmica en la imagen y para determinar una medida de desalineación determinando la ubicación de la estructura oftálmica con respecto a una referencia del dispositivo de formación de imágenes. En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para identificar la estructura oftálmica determinando una línea de alto gradiente en la imagen, que separa elementos de imagen con un brillo o un color muy diferentes.

En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para ajustar un círculo y/o una elipse a la línea de alto gradiente midiendo distancias radiales entre la línea de alto gradiente y el círculo o la elipse, para determinar una coordenada de ubicación del círculo o elipse ajustados minimizando una medida de las distancias radiales y para determinar una medida de desalineación relacionando la coordenada de ubicación determinada y una coordenada de la referencia. En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para determinar una línea de alto contraste en la imagen, para determinar distancias de desalineación entre la línea de alto contraste y un patrón objetivo, y para determinar una medida de desalineación a partir de las distancias de desalineación.

En algunas implementaciones, la referencia del dispositivo de formación de imágenes es al menos una de entre un objetivo, un módulo de paciente, una punta de acoplamiento, una interfaz, una lente de contacto, una pupila, un marco de visualización, un marco de referencia y una lente interna del sistema oftálmico, y el dispositivo de formación de imágenes está configurado para generar un patrón de referencia relacionado con la referencia para ayudar al procesador de imágenes a determinar la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes. En algunas implementaciones, la estructura oftálmica reconocida es el limbo del ojo del que se forman imágenes. En algunas implementaciones, al menos una parte de la imagen procesada por el procesador de imágenes no es mostrada por el dispositivo de formación de imágenes.

En algunas implementaciones, el sistema de reducción de desalineación puede incluir una fuente de luz de fijación, y la respuesta de reducción de desalineación comprende que la fuente de luz de fijación genere una luz de fijación como respuesta a la señal de control recibida. En algunas implementaciones, la fuente de luz de fijación está configurada para generar la luz de fijación para un ojo del paciente del que no se forman imágenes, y para mover la

- 5 luz de fijación generada según la señal de control recibida para ayudar a reducir la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y un componente de referencia del sistema oftálmico. En algunas implementaciones, la fuente de luz de fijación puede incluir al menos uno de entre una disposición de LED, una pantalla de plasma, un dispositivo de visualización electrónico, una pantalla de ordenador, una pantalla LCD, un módulo de vídeo, un proyector optomecánico de tipo electrónico o digital, una pantalla CRT, una lámpara de hendidura, un sistema de imágenes basado en procesador y una fuente de luz que puede moverse mediante un accionador electromecánico. En algunas implementaciones, la fuente de luz de fijación está configurada para generar la luz de fijación para guiar al paciente con el fin de reducir una desalineación angular.
- 10 En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para determinar la desalineación angular ajustando una elipse a una línea de alto contraste de la imagen y analizando una relación de aspecto y/o un área de la elipse ajustada. En algunas implementaciones, la fuente de luz de fijación puede incluir un colimador para generar una luz de fijación para guiar al paciente con el fin de reducir una desalineación lateral.
- 15 En algunas implementaciones, el sistema de reducción de desalineación puede incluir un brazo, configurado para mover una parte móvil del dispositivo de formación de imágenes, y un controlador de brazo, configurado para recibir la señal de control desde el procesador de imágenes, y para mover el brazo según la señal de control recibida, y la respuesta de reducción de desalineación puede incluir que el controlador de brazo mueva el brazo y, por tanto, la parte móvil del dispositivo de formación de imágenes para reducir la desalineación lateral. En algunas implementaciones, el brazo también forma parte del dispositivo de formación de imágenes oftálmicas. En algunas implementaciones, el sistema de reducción de desalineación puede incluir un brazo de soporte, configurado para mover un soporte de paciente con respecto al dispositivo de formación de imágenes, y un controlador de brazo, configurado para recibir la señal de control desde el procesador de imágenes, y para mover el brazo de soporte según la señal de control recibida, y la respuesta de reducción de desalineación puede incluir que el controlador de
- 20 brazo mueva el brazo de soporte y, por tanto, el soporte de paciente para reducir la desalineación lateral.
- 25 En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para determinar una desalineación angular y una desalineación lateral procesando la imagen, y el sistema de reducción de desalineación puede incluir solamente la fuente de luz de fijación o el controlador de brazo.
- 30 En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para determinar una desalineación angular y una desalineación lateral procesando la imagen, y el sistema de reducción de desalineación puede incluir una fuente de luz de fijación, un brazo y un controlador de brazo. En algunas implementaciones, el procesador de imágenes está configurado para determinar una desalineación angular y una desalineación lateral procesando la imagen e información de desalineación.
- 35 En algunas implementaciones, el sistema de formación de imágenes puede incluir una fuente de luz localizadora, configurada para proyectar una luz localizadora en el ojo del que se forman imágenes, y el procesador de imágenes está configurado para identificar una luz localizadora reflejada apical en la imagen generada por el dispositivo de formación de imágenes, y para determinar la información de desalineación analizando la luz localizadora reflejada apical. En algunas implementaciones, la información de desalineación es información de desalineación angular, relacionada con un vector de la imagen entre la luz localizadora reflejada apical y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes, y/o información de desalineación lateral, relacionada con un vector de la imagen entre una referencia del sistema de formación de imágenes y al menos una de entre la luz localizadora reflejada apical y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes.
- 40 En algunas implementaciones, el sistema oftálmico está configurado para reducir la desalineación angular ajustando la fuente de luz de fijación y para reducir la desalineación lateral haciendo funcionar el controlador de brazo. En algunas implementaciones, la luz de fijación puede ajustarse de manera que la luz localizadora y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes puedan alinearse ajustando la luz de fijación. En algunas implementaciones, la fuente de luz de fijación y la fuente de luz localizadora pueden funcionar a diferentes longitudes de onda. En algunas implementaciones, la luz localizadora es invisible al ojo del que se forman imágenes.
- 45 En algunas implementaciones, una interfaz de paciente está configurada para acoplarse al ojo del paciente del que se forman imágenes después de que el sistema de reducción de desalineación haya llevado a cabo la respuesta de reducción de desalineación. En algunas implementaciones, el sistema de reducción de desalineación puede incluir una fuente de luz de fijación, configurada para generar la luz de fijación para un ojo del paciente del que se forman imágenes, y para ajustar la luz de fijación generada según la señal de control recibida para ayudar a reducir la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y un componente de referencia del sistema oftálmico.
- 50 Algunas implementaciones incluyen una luz localizadora, que puede enfocarse hacia un segundo punto focal diferente de un primer punto focal de la luz de fijación.
- 55 En algunas implementaciones, un procedimiento para alinear un ojo con un sistema oftálmico puede incluir generar una imagen de una parte de un ojo de un paciente del que se forman imágenes mediante un dispositivo de formación de imágenes oftálmicas, determinar la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes mediante un procesador de imágenes que procesa la imagen generada, y
- 60
- 65

generar electrónicamente una respuesta de reducción de desalineación mediante un sistema de reducción de desalineación en función de la desalineación determinada.

5 En algunas implementaciones, determinar la desalineación puede incluir identificar una estructura oftálmica en la imagen y determinar la ubicación de la estructura oftálmica con respecto a una referencia del dispositivo de formación de imágenes. En algunas implementaciones, generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir generar una luz de fijación mediante una fuente de luz de fijación según la desalineación determinada.

10 En algunas implementaciones, generar la luz de fijación puede incluir generar la luz de fijación para guiar al paciente con el fin de reducir una desalineación angular. En algunas implementaciones, generar la luz de fijación puede incluir generar una luz de fijación para guiar al paciente con el fin de reducir una desalineación lateral, donde la fuente de luz de fijación puede incluir un colimador.

15 En algunas implementaciones, generar la luz de fijación puede incluir generar la luz de fijación para un ojo del paciente del que no se forman imágenes, y generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir ajustar la luz de fijación según la desalineación determinada para ayudar al paciente a reducir la desalineación. En algunas implementaciones, generar la luz de fijación puede incluir generar la luz de fijación para el ojo del paciente del que se forman imágenes, y generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir ajustar la luz de fijación según la desalineación determinada para ayudar al paciente a reducir la desalineación.

20 En algunas implementaciones, generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir mover un brazo del sistema de formación de imágenes mediante un controlador de brazo para reducir la desalineación lateral.

25 En algunas implementaciones, determinar la desalineación puede incluir determinar una desalineación angular y una desalineación lateral mediante el procesador de imágenes procesando la imagen e información de desalineación, y generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir ajustar una de luz de fijación de un sistema de luz de fijación y un controlador de brazo. En algunas implementaciones, determinar la desalineación puede incluir proyectar una luz localizadora en el ojo del que se forman imágenes mediante un sistema de luz localizadora, localizar una luz localizadora reflejada apical en la imagen generada por el dispositivo de formación de imágenes, y determinar la información de desalineación usando la luz localizadora reflejada apical localizada. En algunas implementaciones, determinar la información de desalineación puede incluir determinar información de desalineación angular, relacionada con un vector de la imagen entre la luz localizadora reflejada apical y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes, y determinar información de desalineación lateral, relacionada con un vector de la imagen entre una referencia del sistema de formación de imágenes y al menos una de entre la luz localizadora reflejada apical y la estructura oftálmica de la que se forman imágenes.

40 En algunas implementaciones, generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir reducir la desalineación angular ajustando la luz de fijación y reducir la desalineación lateral haciendo funcionar el controlador de brazo. En algunas implementaciones, la reducción de la desalineación angular y la reducción de la desalineación lateral se repiten de manera iterativa. En algunas implementaciones, generar la respuesta de reducción de desalineación puede incluir proyectar la luz de fijación hacia el ojo del que se forman imágenes y reducir la desalineación lateral y la desalineación angular haciendo que la cabeza del paciente se mueva lateralmente para alinear la luz localizadora y la luz de fijación.

45 En algunas implementaciones, un sistema oftálmico puede incluir un dispositivo de formación de imágenes que genera una imagen de un ojo de un paciente del que se forman imágenes, un procesador de imágenes que determina una desalineación angular y una desalineación lateral entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes procesando la imagen generada, un sistema de luz de fijación que proyecta una luz de fijación en un ojo del paciente para ayudar a reducir la desalineación angular, y un brazo que ajusta un elemento óptico móvil del sistema para reducir la desalineación lateral. En algunas implementaciones, el sistema oftálmico puede incluir un sistema de luz indicadora que proyecta una luz indicadora sobre el ojo del que se forman imágenes para proporcionar información de desalineación al procesador de imágenes.

55 Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 ilustra un ojo.

La FIG. 2 ilustra un sistema de formación de imágenes oftálmicas.

Las FIG. 3A a 3C ilustran desalineaciones del ojo.

La FIG. 4 ilustra un sistema oftálmico con un sistema de reducción de desalineación.

60 Las FIG. 5A a 5E ilustran un sistema de procesamiento de imágenes.

Las FIG. 6A y 6B ilustran un sistema de luz de fijación.

Las FIG. 7A a 7C ilustran un procedimiento de reducción de desalineación.

Las FIG. 8A y 8B ilustran una reducción de desalineación con una luz de fijación.

65 Las FIG. 9A y 9B ilustran un procedimiento de procesamiento de imágenes para determinar una desalineación angular.

Las FIG. 10A y 10B ilustran un sistema de luz de fijación colimado.

La FIG. 11 ilustra un sistema de reducción de desalineación con un brazo.

Las FIG. 12A y 12B ilustran el funcionamiento del sistema de brazo.

La FIG. 13 ilustra un sistema compuesto por un brazo y una cama.

La FIG. 14 ilustra un sistema que combina una luz de fijación y un brazo.

5 Las FIG. 15A y 15B ilustran el funcionamiento del sistema de brazo y de la luz de fijación.

Las FIG. 16A y 16B ilustran un sistema con una luz localizadora.

Las FIG. 17A y 17B ilustran un sistema de luz localizadora que procesa una desalineación angular y una desalineación lateral.

La FIG. 18 ilustra la reducción de la desalineación lateral y de la desalineación angular.

10 Las FIG. 19A y 19B ilustran un sistema de luz de fijación, que proyecta la luz de fijación sobre el ojo del paciente del que se forman imágenes.

Las FIG. 20A y 20B ilustran un sistema con dos luces de fijación.

La FIG. 21 ilustra un sistema con un sistema de formación de imágenes OCT adicional.

15 La FIG. 22 ilustra un procedimiento para hacer funcionar un sistema oftálmico con el sistema de reducción de desalineación.

Descripción detallada

20 Las implementaciones y las formas de realización de este documento de patente proporcionan un sistema de luz de fijación para dispositivos de formación de imágenes oftálmicas para aumentar la precisión de la alineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes.

25 La FIG. 1 ilustra un ojo humano 1 con cierto grado de detalle. El ojo 1 incluye una córnea 2 que recibe y refracta la luz entrante, un iris 3, una pupila 4, que es en realidad una abertura para que la luz entre en el ojo interno, y una lente 5 que enfoca la luz en la retina. Además, el ojo 1 incluye un limbo 6, que delimita el límite entre el iris 3, que tiene un color determinado, y una esclerótica blanca 7.

30 La FIG. 2 ilustra un sistema de formación de imágenes oftálmicas 10 y su funcionamiento. Un paciente 8 puede estar tumbado en una cama de soporte. Una fuente de luz de formación de imágenes 11 puede emitir una luz de formación de imágenes sobre un ojo del que se forman imágenes 1i. Una parte de la luz de formación de imágenes reflejada por el ojo del que se forman imágenes 1i puede captarse por un objetivo 12 y guiarse como una luz de formación de imágenes captada 13 hacia un sistema óptico 14. El sistema óptico 14 puede guiar la luz de formación de imágenes captada 13 hacia un módulo de formación de imágenes 15. Un cirujano o un profesional médico puede analizar la imagen proporcionada por el módulo de formación de imágenes 15 y dar instrucciones al paciente para que mueva el ojo del que se forman imágenes 1i para mejorar su alineación con un eje óptico del sistema de formación de imágenes 10. En otros casos, el cirujano puede manipular manualmente el ojo del que se forman imágenes 1i para mejorar la alineación. Estas etapas pueden realizarse para preparar el ojo del que se forman imágenes 1i y acoplar una interfaz de paciente al mismo, o simplemente para alinear mejor el ojo con el sistema de formación de imágenes 10. Las interfaces de paciente pueden usarse para ayudar en la formación de imágenes del ojo 1i o para realizar un procedimiento quirúrgico oftálmico. En otros sistemas, un procedimiento de formación de imágenes sin contacto puede llevarse a cabo después de la alineación. En otros sistemas, la alineación puede ir seguida de un procedimiento de diagnóstico. En cualquiera de los sistemas descritos anteriormente, el sistema de formación de imágenes oftálmicas 10 solo proporciona al cirujano una imagen de precisión limitada, ya que la alineación con el ojo solo es solamente aproximada.

45 Las FIG. 3A y 3B ilustran que tras el uso de tal sistema de formación de imágenes oftálmicas de precisión limitada 10, puede haber una desalineación residual entre el ojo 1 y el sistema de formación de imágenes oftálmicas 10. En detalle, un extremo distal 20 del sistema oftálmico 10 puede ser el objetivo 12 o un módulo de contacto, una unidad de acoplamiento, una punta distal, una interfaz o un módulo de aplanamiento. En cualquiera de estos diseños, el extremo distal 20 puede incluir un alojamiento 21 que soporta una lente distal 22. Un eje óptico 28 del sistema de formación de imágenes oftálmicas 10, normalmente compartido con un eje óptico de la lente distal 22, puede seguir desalineado con un eje óptico 9 del ojo 1, incluso después haberse realizado el procedimiento de acoplamiento de precisión limitada antes mencionado.

50 La FIG. 3A ilustra que la desalineación puede ser una desalineación lateral caracterizada por un vector $(\Delta x, \Delta y)$ entre el eje óptico 9 del ojo y el eje óptico 28 del sistema de formación de imágenes 10, que está dispuesto aproximadamente en el plano lateral perpendicular al eje óptico 28.

60 La FIG. 3B ilustra que la desalineación puede ser también una desalineación angular. En general, la desalineación angular puede caracterizarse por los ángulos de Euler (θ, ϕ) entre el eje óptico 9 del ojo y el eje óptico 28 del sistema de formación de imágenes 10. En muchos casos, la desalineación puede ser una combinación de una desalineación lateral y una desalineación angular.

65 La FIG. 3C ilustra que en una interfaz de formación de imágenes del módulo de formación de imágenes 15, cualquiera de las desalineaciones puede aparecer como un desplazamiento del iris 3 y de la pupila 4 con respecto a un patrón objetivo 17, tal como un círculo objetivo. El cirujano puede dar instrucciones verbales al paciente para que

mueva el ojo del que se forman imágenes 1i o manipular manualmente el ojo 1i basándose en este desplazamiento visualizado.

5 Sin embargo, las instrucciones verbales pueden ser confusas para un paciente ya desorientado, y la manipulación del ojo puede ser engorrosa e imprecisa. Además, el paciente puede deshacer o resistirse a las acciones del cirujano o del técnico.

10 Algunos sistemas oftálmicos pueden utilizar una luz de fijación para guiar al paciente. Sin embargo, los dispositivos de luz de fijación siguen presentando algunos inconvenientes, como se ha descrito anteriormente. Algunos dispositivos proporcionan luces de fijación ajustables como mejora. Sin embargo, incluso en estos sistemas, la ubicación de la luz de fijación se ajusta normalmente de manera manual o mecánica, lo que sigue dando como resultado un proceso de ajuste con una precisión limitada.

15 La FIG. 4 ilustra un sistema de formación de imágenes oftálmicas 100 que puede usarse para alinear el ojo del que se forman imágenes 1i y el sistema oftálmico 100 con mayor precisión. El sistema oftálmico 100 puede incluir un dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110, un procesador de imágenes 120 y un sistema de reducción de desalineación 130. El dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 puede estar configurado para generar una imagen de una parte de un ojo de un paciente del que se forman imágenes. El procesador de imágenes 120 puede estar configurado para determinar una desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes procesando la imagen generada, y para generar una señal de control según la desalineación determinada. El sistema de reducción de desalineación 130 puede estar configurado para recibir la señal de control y generar una respuesta de reducción de desalineación.

25 El dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 puede incluir una fuente de luz de formación de imágenes 111 que proporciona una luz de formación de imágenes al ojo del que se forman imágenes 1i. La fuente de luz de formación de imágenes 111 puede ser una única luz, un anillo compuesto de, por ejemplo, 4, 6 u 8 luces, o una fuente de luz con una forma de anillo continua. Un objetivo 112 puede captar una fracción de la luz de formación de imágenes, devuelta por el ojo del que se forman imágenes 1i, y dirigirla como una luz de formación de imágenes captada 113 hacia un sistema óptico 114. El sistema óptico 114 puede guiar la luz de formación de imágenes captada 113 hacia un módulo de formación de imágenes 115. En general, el sistema óptico 114 puede ser bastante complejo e incluir un gran número de lentes y espejos. El sistema óptico 114 también puede ser multifuncional; por ejemplo, puede estar configurado además para guiar un haz de láser quirúrgico hacia el ojo del que se forman imágenes 1i. El módulo de formación de imágenes 115 puede proporcionar una imagen a un operario del sistema de formación de imágenes 100 a través de una interfaz de formación de imágenes.

30 En algunas implementaciones, el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 puede incluir un microscopio, un microscopio oftálmico o un estereomicroscopio. Una interfaz de formación de imágenes de estos microscopios puede incluir el ocular de estos microscopios.

40 En algunas implementaciones, el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 puede generar la imagen de manera electrónica, al menos en parte. Por ejemplo, el módulo de formación de imágenes 115 del dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 puede incluir un sistema de detección electrónico que detecta la luz de formación de imágenes captada 113. El sistema de detección electrónico puede incluir una disposición de dispositivos de carga acoplada (CCD), una disposición de semiconductores complementarios de óxido metálico (CMOS), una disposición de píxeles o una disposición de sensores electrónicos para detectar la luz de formación de imágenes captada 113.

50 En estos sistemas electrónicos de formación de imágenes, el módulo de formación de imágenes 115 también puede incluir un sistema de visualización electrónico como interfaz de formación de imágenes. Este dispositivo de visualización electrónico puede mostrar una imagen electrónica de una parte del ojo del que se forman imágenes 1i basándose en la luz detectada 113. Este dispositivo de visualización electrónico o interfaz de formación de imágenes puede ser, por ejemplo, un dispositivo de visualización de diodos de emisión de luz (LED), un dispositivo de visualización de LED orgánicos (OLED), un dispositivo de visualización OLED de matriz activa (AMOLED), una pantalla de plasma, un dispositivo de visualización electrónico, una pantalla de ordenador, una pantalla de cristal líquido (LCD), una pantalla de tubo de rayos catódicos (CRT), un módulo de vídeo, una pantalla de un microscopio con vídeo, una pantalla de un estereomicroscopio con vídeo, un microscopio con vídeo de alta definición (HD), un sistema de imágenes basado en procesador, un proyector optomecánico de tipo electrónico o digital, o una fuente de luz que puede moverse mediante un accionador electromecánico. En algunas implementaciones, los elementos anteriores de los sistemas de formación de imágenes pueden combinarse.

60 En algunas implementaciones, el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 puede incluir un sistema de formación de imágenes tomográfico de coherencia óptica (OCT), como se describe en relación con la FIG. 21.

65 En algunas implementaciones, el sistema de reducción de desalineación 130 puede incluir el objetivo 112 en otras partes del sistema óptico 114.

El procesador de imágenes 120 puede estar configurado para identificar una estructura oftálmica en la imagen generada por el dispositivo de formación de imágenes 110 y para determinar la ubicación de la estructura oftálmica con respecto a una referencia del dispositivo de formación de imágenes. La referencia del dispositivo de formación de imágenes puede ser el objetivo 112, un módulo de paciente, una punta de acoplamiento, una interfaz, una lente de contacto, una pupila, un marco de visualización, un marco de referencia y una lente interna del sistema oftálmico. El módulo de formación de imágenes 115 puede estar configurado para generar un patrón de referencia relacionado con la referencia para ayudar al procesador de imágenes a determinar la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes. Un círculo objetivo similar al patrón objetivo 17 puede ser un patrón de referencia de este tipo. Otros patrones de referencia pueden incluir puntos de mira, múltiples círculos y sus combinaciones.

El procesador de imágenes 120 puede estar configurado para reconocer el limbo 6 como la estructura oftálmica. El procesamiento de imágenes puede basarse también en la pupila 4, pero normalmente el limbo 6 forma un círculo más regular y, por tanto, es muy adecuado para el procesamiento de imágenes.

Las FIG. 5A a 5E ilustran que, en funcionamiento, el procesador de imágenes 120 puede identificar primero una o más estructuras oftálmicas del ojo del que se forman imágenes 1i, por ejemplo analizando el contraste o el gradiente de los píxeles cercanos de la imagen.

La FIG. 5A ilustra que el procesador de imágenes 120 puede realizar una exploración radial de la imagen y registrar el brillo, el color, o ambas características, de los píxeles a lo largo de la exploración. El centro de la exploración radial puede elegirse de diferentes maneras. Además, pueden usarse exploraciones no radiales, tales como exploraciones circulares, lineales, rectangulares, de tipo malla, 2D y de otros muchos tipos.

Después, el procesador de imágenes 120 puede identificar un píxel de alto gradiente o de alto contraste 121 a lo largo de la exploración como el píxel en el que el brillo o el color registrado varía con mayor rapidez. Una línea de alto contraste o de alto gradiente 122 puede definirse conectando los píxeles de alto gradiente/contraste de exploraciones cercanas. Tal línea de alto gradiente/contraste puede separar regiones oftálmicas de un brillo o color muy diferentes y, por tanto, puede ser un indicador útil de estructuras oftálmicas, tal como el limbo 6 o la pupila 4. En la técnica se conocen otros muchos procedimientos de procesamiento de imágenes y de visión por ordenador para determinar estructuras y sus límites, los cuales pueden usarse en lugar del procedimiento de alto gradiente/contraste antes descrito.

La FIG. 5B ilustra que, posteriormente, el procesador de imágenes 120 puede ajustar funciones de sondeo, tal como ajustar círculos 124 o elipses a las líneas identificadas de alto gradiente/contraste identificadas para identificar estructuras oftálmicas circulares, tales como el limbo 6 o la pupila 4. El ajuste puede adoptar varias formas. En algunos casos, el centro y el radio del círculo de ajuste 124 pueden desplazarse de manera que el círculo de ajuste se solape con la línea de alto gradiente/contraste con la mayor precisión. La precisión puede cuantificarse, por ejemplo, definiendo una magnitud de la distancia radial media Δ como la raíz cuadrada de la media de las distancias radiales elevadas al cuadrado entre el círculo de ajuste 124 y la línea de alto gradiente/contraste 122 a lo largo de un número prefijado de rayos, tales como 4, 6 u 8 rayos. Esta magnitud de la distancia radial media Δ puede variar desplazando las coordenadas (Cx,Cy) del centro del círculo de ajuste 124 controlado por un algoritmo de búsqueda. En este caso, el sistema de coordenadas (x,y) puede fijarse, por ejemplo, al sistema de referencia de la interfaz del módulo de formación de imágenes 115. La FIG. 5B ilustra una implementación con cuatro rayos, donde la distancia radial media se define como

$$\Delta = [(\Delta 1^2 + \Delta 2^2 + \Delta 3^2 + \Delta 4^2) / 4]^{1/2}$$

La FIG. 5C ilustra que cuando el algoritmo de búsqueda busca un mínimo de la distancia radial media Δ desplazando las coordenadas (Cx,Cy) del centro del círculo de ajuste 124', el círculo de ajuste desplazado 124' se vuelve esencialmente concéntrico con respecto a la estructura oftálmica definida por la línea de alto gradiente/contraste 122. Esto puede observarse, por ejemplo, a partir de la simetría de las distancias radiales individuales: $\Delta 1 = \Delta 2 = \Delta 3 = \Delta 4$. De manera correspondiente, las coordenadas centrales (Cx,Cy) del círculo de ajuste desplazado 124' coinciden esencialmente con las coordenadas (Ox,Oy) del centro de la estructura oftálmica, correspondiente a la línea de alto gradiente/contraste 122. Este enfoque puede finalizar cuando el círculo de ajuste desplazado 124' se vuelve concéntrico con respecto a la estructura oftálmica 122, pero los radios de las dos estructuras son diferentes.

Las FIG. 5D y 5E ilustran que algunas implementaciones también pueden determinar el radio de la estructura oftálmica reanudando la búsqueda después de alcanzar el estado concéntrico ajustando el radio del círculo de ajuste desplazado 124' hasta encontrar el mínimo global $\Delta(\min)$. En estructuras circulares precisas puede ser posible encontrar el mínimo global absoluto $\Delta(\min)=0$. Una vez que se ha encontrado el mínimo global $\Delta(\min)$, el radio del círculo de ajuste de radio ajustado 124" es esencialmente idéntico al radio de la estructura oftálmica, tal como el limbo 6.

En un caso típico, el procesador de imágenes 120 puede ajustar un círculo de ajuste 124 a la línea de alto gradiente/contraste 122 ajustando, o no, su radio y, por tanto, puede concluirse que la estructura oftálmica indicada por la línea de alto contraste 122 es circular. Después, el procesador de imágenes 120 puede determinar que el color de los píxeles pasa del blanco a otro color a través de la línea de alto gradiente/contraste 122. Estos hallazgos pueden ser suficientes para que el procesador de imágenes 120 determine que ha identificado el limbo circular 6 del ojo del que se forman imágenes 1i.

Durante este proceso de ajuste, el procesador de imágenes 120 determina las coordenadas del centro del limbo 6, ya que el limbo 6 es concéntrico al círculo de ajuste desplazado 124' y, por tanto, el centro del limbo 6 está ubicado en las mismas coordenadas (Cx,Cy) que el centro del círculo de ajuste desplazado 124'. Por lo tanto, el procesador de imágenes 120 puede determinar un vector de desalineación 143 que conecta las coordenadas (Cx,Cy) del centro del limbo 6 a las coordenadas centrales conocidas de un patrón objetivo 117. El vector de desalineación 143 puede usarse por un sistema de reducción de desalineación 130 para reducir la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes 1i y el sistema oftálmico 100, como se ha descrito anteriormente.

Las FIG. 6A y 6B ilustran una implementación del sistema de formación de imágenes oftálmicas 100, donde el sistema de reducción de desalineación 130 incluye una fuente de luz de fijación 140. La fuente de luz de fijación 140 puede proyectar una luz de fijación 145 sobre el ojo de control del que no se forman imágenes 1c del paciente 8. Puede indicarse al paciente 8 que se centre en o siga la luz de fijación 145 con el ojo de control 1c. La respuesta de reducción de desalineación del sistema de reducción de desalineación 130 puede ser un ajuste de la luz de fijación 145.

La FIG. 7A ilustra que el módulo de formación de imágenes 115 puede ayudar a determinar una desalineación entre el ojo del que se forman imágenes 1i y un componente de referencia del dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110 mostrando simultáneamente una parte de imagen del ojo del que se forman imágenes 1i y el patrón de referencia u objetivo 117, tal como un círculo objetivo, a través de su interfaz de formación de imágenes.

El componente de referencia del dispositivo de formación de imágenes 110 puede ser el objetivo 112, un módulo de paciente, una punta de acoplamiento, una interfaz, una lente de contacto, una pupila, un marco de visualización, un marco de referencia, una lente interna del sistema oftálmico o cualquier equivalente.

La ubicación o visualización del patrón objetivo 117 puede fijarse con respecto al componente de referencia, lo que indica en realidad la posición del componente de referencia. Por lo tanto, la visualización simultánea de la parte de imagen del ojo del que se forman imágenes 1i y del patrón objetivo 117 mediante el módulo de formación de imágenes 115 puede ayudar a determinar la desalineación del ojo del que se forman imágenes 1i.

El procesador de imágenes 120 puede analizar la parte de imagen visualizada simultáneamente del ojo del que se forman imágenes 1i y del patrón objetivo 117 y calcular la desalineación. Los detalles del cálculo de la desalineación se han descrito anteriormente de manera detallada. El procesador de imágenes 120 puede unificar la dirección y la magnitud calculadas de la desalineación generando el vector de desalineación 143. Basándose en este vector de desalineación 143, el procesador de imágenes 120 puede calcular un vector de reducción de desalineación 144 que será usado por el sistema de reducción de desalineación 130 para reducir o eliminar la desalineación calculada. En general, el vector de reducción de desalineación 144 no tiene que ser idéntico o simplemente opuesto al vector de desalineación 143, ya que representa cómo el sistema de reducción de desalineación va a ajustarse para reducir o eliminar la desalineación. De este modo, el vector de reducción de desalineación 144 también depende de la distancia del sistema de reducción de desalineación 130 con respecto al ojo 1, además de otros factores, y, por tanto, puede aplicarse a una gran variedad de medidas de reducción de desalineación.

Después, el procesador de imágenes 120 puede generar una señal de control de luz de fijación para la fuente de luz de fijación 140 según el vector de reducción de desalineación determinado 144.

En algunas implementaciones, la imagen de la parte de ojo y el patrón objetivo 117 no se muestran necesariamente. En cambio, pueden proporcionarse al procesador de imágenes 120 mediante el dispositivo de formación de imágenes 110 de manera electrónica, invisible para el operario del sistema o el cirujano.

Algunos procesadores de imágenes 120 no utilizan el círculo de ajuste 124 de las FIG. 5B a 5E. En cambio, estas implementaciones pueden (a) determinar directamente las distancias de desalineación $\Delta^*1 \dots \Delta^*n$ entre la línea de alto contraste 122 y el patrón objetivo 117 a lo largo de n rayos, como se ha descrito anteriormente, donde n es un entero; y (b) llevar a cabo un algoritmo de búsqueda para hallar una desalineación de la estructura oftálmica correspondiente a la línea de alto contraste 122 con respecto al patrón objetivo 117 u otra referencia del sistema de formación de imágenes 100. Una diferencia con respecto al procedimiento antes descrito es que, en el presente procedimiento, el patrón objetivo 117 está centrado con respecto al dispositivo de formación de imágenes 110, mientras que en los sistemas anteriores, en una etapa intermedia, los círculos de ajuste 124 se desplazaban para ser concéntricos con respecto a la estructura oftálmica y, después, se determinaba la desalineación del círculo de ajuste con respecto al patrón objetivo 117.

El algoritmo de búsqueda puede basarse, por ejemplo, en minimizar una medida de desalineación, tal como la desalineación media Δ anterior, o en hacer simétricas las distancias de desalineación $\Delta^*1 \dots \Delta^*n$ en sentidos opuestos, entre otras cosas. Después de la búsqueda, el vector de desalineación 143 puede determinarse para caracterizar la desalineación. El procesador de imágenes 120 puede calcular después el vector de reducción de desalineación 144 basándose en el vector de desalineación determinado 143 y proporcionar una señal de control de luz de fijación a la fuente de luz de fijación 140 correspondiente al vector de reducción de desalineación 144.

La FIG. 7B ilustra que la fuente de luz de fijación 140 puede recibir la señal de control de luz de fijación y generar, proyectar o mostrar una luz de fijación 145 según la señal de control de luz de fijación recibida. Por ejemplo, si la desalineación del ojo del que se forman imágenes 1i estaba en la dirección superior izquierda del marco de referencia del sistema de formación de imágenes 110, como se muestra mediante el vector de desalineación 143 de la FIG. 7A, el procesador de imágenes 120 puede calcular el vector de reducción de desalineación 144f mediante el cual la luz de fijación 145 se ajustará a la dirección inferior derecha, de manera que si el ojo de control 1c sigue la luz de fijación ajustada 145, la desalineación 143 del ojo del que se forman imágenes 1i se reducirá considerablemente o, de manera óptima, incluso se eliminará.

La fuente de luz de fijación 140 puede, en primer lugar, generar y mostrar la luz de fijación 145 y después mover la luz de fijación mostrada 145 según la señal de control de luz de fijación recibida. Puesto que los movimientos del ojo de control 1c y del ojo del que se forman imágenes 1i son muy similares, ya que el paciente mueve el ojo de control 1c según la luz de fijación mostrada 145, el ojo del que se forman imágenes 1i se mueve de manera correlacionada. Debido a esta correlación entre los movimientos del ojo del que se forman imágenes 1i y del ojo de control 1c, el sistema de luz de fijación 120 puede ayudar a reducir la desalineación del ojo del que se forman imágenes 1i con respecto al sistema de formación de imágenes oftálmicas 110.

Otras formas de realización pueden mostrar simplemente la luz de fijación 145 mediante la fuente de luz de fijación 140 en una ubicación elegida de manera apropiada según la señal de control de luz de fijación, en lugar de moverla. En cualquiera de estas formas de realización puede indicarse al paciente que se centre en o siga la luz de fijación 145 con el ojo de control 1c.

La fuente de luz de fijación 140 puede incluir una disposición de LED, una pantalla de plasma, un dispositivo de visualización electrónico, una pantalla de ordenador, una pantalla LCD, un módulo de vídeo, un proyector optomecánico, una lámpara de hendidura, un sistema de imágenes basado en procesador o una fuente de luz que puede moverse mediante un accionador electromecánico.

La FIG. 7C ilustra que después de que el paciente haya seguido el ajuste de la luz de fijación 145 con el ojo de control 1c, el ojo del que se forman imágenes 1i puede quedar esencialmente centrado con el patrón objetivo 117 y, por tanto, quedar alineado con el eje óptico 28 del sistema de formación de imágenes 100. Las implementaciones pueden no ajustar el radio del patrón objetivo 117 para adaptar el radio del limbo 6, por lo que estos círculos pueden parecer solamente concéntricos, pero no estar superpuestos.

La FIG. 6B ilustra el aspecto del sistema oftálmico 100 para el paciente 8 en algunas formas de realización. El panel izquierdo muestra que el ojo del que se forman imágenes 1i puede ver el objetivo 112 rodeado, por ejemplo, por seis fuentes de luz de formación de imágenes 111. El panel derecho muestra que el ojo de control/del que no se forman imágenes 1c puede ver la luz de fijación 145 mostrada en la fuente de luz de fijación 140. En esta forma de realización, la fuente de luz de fijación 140 puede ser una pantalla LCD o un dispositivo equivalente, y la luz de fijación 145 puede ser un punto brillante mostrado en la pantalla LCD oscura 140.

Para facilitar los procedimientos en ambos ojos, algunas formas de realización pueden incluir dos fuentes de luz de fijación 140, una en cada lado del objetivo 112.

En algunas implementaciones, el procesador de imágenes 120 puede visualizar la imagen procesada, por ejemplo para informar al técnico médico o al cirujano. En otras implementaciones, al menos una parte de la imagen procesada por el procesador de imágenes 120 puede no mostrarse por el sistema de formación de imágenes 100, proporcionándose solamente en formato electrónico al procesador de imágenes 120 mediante el dispositivo de formación de imágenes 110.

Las FIG. 8A y 8B ilustran el caso en que la desalineación del ojo es meramente angular, como se describió en relación con la FIG. 3B. Como antes, el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes 1i puede rotarse conforme a los ángulos de Euler (θ, ϕ) con respecto al eje óptico 28 del sistema de formación de imágenes 100. De manera correspondiente, el eje óptico 9c del ojo de control 1c puede rotarse aproximadamente conforme a los mismos ángulos de Euler (θ, ϕ) con respecto al eje de la fuente de luz de fijación 140, a lo largo del cual también se propaga la luz de fijación 145.

Las FIG. 9A y 9B ilustran el funcionamiento del procesador de imágenes 120 configurado para analizar la desalineación angular de las FIG. 8A y 8B. Primero, el procesador de imágenes 120 puede identificar las diversas

estructuras oftálmicas del ojo del que se forman imágenes 1i, tal como el limbo 6i, identificando las líneas de alto gradiente/contraste 122 de la imagen, como se ha descrito anteriormente.

5 La FIG. 9A ilustra que aunque un limbo alineado 6ia aparecerá como un círculo, en el caso de la desalineación angular el limbo girado 6ir aparecerá con una forma elíptica desde el punto de vista del procesador de imágenes 120. Por tanto, durante el funcionamiento, el procesador de imágenes 120 no ajustará de manera satisfactoria un círculo de ajuste 124 como una función de sondeo con respecto a la línea de alto gradiente/contraste 122.

10 La FIG. 9B ilustra que una vez que el procesador de imágenes 120 no ha ajustado de manera satisfactoria un círculo de ajuste 124, puede tratar de ajustar una elipse de ajuste 124' a la línea de alto gradiente/contraste 122' para identificar el limbo girado 6ir o la pupila girada 4ir. La relación de aspecto a/c, es decir, la relación de la longitud del eje menor y del eje mayor de la elipse de ajuste 124' puede usarse para determinar los ángulos de Euler (θ , ϕ) de la desalineación angular del ojo del que se forman imágenes 1i.

15 La FIG. 8B ilustra que una vez que el procesador de imágenes 120 ha determinado de manera satisfactoria los ángulos de Euler (θ , ϕ) de la desalineación angular a partir de la relación de aspecto a/c de la elipse de ajuste 124' ajustada a la línea de alto gradiente/contraste 122' puede calcular el vector de reducción de desalineación 144fa con respecto al cual la luz de fijación 145 debe moverse en la fuente de luz de fijación 140. El vector de reducción de desalineación 144fa puede generarse de manera que si el ojo de control 1c sigue la luz de fijación 145 ajustada por
20 el vector de reducción de desalineación angular 144fa, como se indica mediante la flecha en negrita, la desalineación angular puede reducirse o, posiblemente, incluso eliminarse. En este caso, la etiqueta 'f' del vector de reducción de desalineación 144fa indica que el sistema de reducción de desalineación 130 es del tipo de luz de fijación 140, y la etiqueta 'a' se refiere a una desalineación angular.

25 Las FIG. 10A y 10B ilustran un caso de desalineación lateral Δ . Las fuentes de luz de fijación 140 pueden incluir un colimador 142 que puede estar configurado para generar una luz de fijación 145 para guiar al paciente con el fin de reducir de manera eficaz la desalineación lateral Δ . El colimador 142 puede generar una luz de fijación 145 con rayos esencialmente paralelos, como si se hubiera generado mediante una fuente de luz en el infinito. Por tanto, el paciente 8 puede ver esta luz de fijación colimada 145 solamente si mira hacia arriba a lo largo de la línea de la luz de fijación 145. Por lo tanto, en sistemas en los que la luz de fijación colimada 145 se proyecta a lo largo del eje óptico 28 del sistema, cuando el paciente consigue ajustar el ojo del que se forman imágenes para ver la luz de fijación colimada 145, el ojo óptico 9i del ojo del que se forman imágenes es paralelo al eje óptico 28 del sistema.

35 Durante el funcionamiento, el procesador de imágenes 120 puede determinar una desalineación lateral Δ del ojo del que se forman imágenes a partir del análisis de la imagen del ojo del que se forman imágenes 1i, y calcular un vector de reducción de desalineación correspondiente 144fl, donde la etiqueta 'l' se refiere a la desalineación lateral en este sistema de luz de fijación, al que se hace referencia mediante la etiqueta 'f'. Después, el procesador de imágenes 120 puede generar una señal de control de luz de fijación que representa el vector de reducción de desalineación calculado 144fl que se enviará a la fuente de luz de fijación 140. Tras recibir la señal de control de luz de fijación, la fuente de luz de fijación 140 puede mover o ajustar la luz de fijación colimada 145 con el vector de reducción de desalineación 144fl, mostrado mediante la flecha en negrita. Puede indicarse al paciente 8 que mueva su cabeza hasta encontrar la luz de fijación colimada ajustada 145. Para ver realmente la luz de fijación colimada 145, el paciente 8 tendrá que mover su cabeza lateralmente hasta que se elimine esencialmente la desalineación lateral Δ .

45 La FIG. 11 ilustra una implementación del sistema de reducción de desalineación 130, que incluye un controlador de brazo 150, configurado para recibir la señal de control de luz de fijación desde el procesador de imágenes 120 y para mover un brazo 155 en consecuencia, donde el brazo 155 está configurado para mover una parte móvil del dispositivo de formación de imágenes 110. Un motor o un accionador, que mueve el brazo 155, puede ser parte del controlador de brazo 150 o del brazo 155. La parte móvil del dispositivo de formación de imágenes 110 puede ser el objetivo 112 o una parte del sistema óptico 114. En esta implementación, la respuesta de reducción de desalineación incluye que el controlador de brazo 150 mueva el brazo 155 para reducir una desalineación lateral. En algunas implementaciones, el brazo 155 puede ser parte del dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 110.

55 Las FIG. 12A y 12B ilustran el funcionamiento del sistema de tipo brazo de la FIG. 11. A menudo se da el caso de que la desalineación angular del ojo del que se forman imágenes 1i es mínima, por lo que la finalidad principal del proceso de ajuste es reducir la desalineación lateral del eje óptico 9i con respecto al eje óptico 28 del dispositivo de formación de imágenes 110. Esta desalineación o desplazamiento lateral puede caracterizarse por el vector de desalineación 143 ($\Delta x, \Delta y$), o por la magnitud de este vector de desalineación 134, Δ , como se ha descrito, por ejemplo, en relación con la FIG. 3A.

65 La FIG. 12A ilustra que el procesador de imágenes 120 puede analizar la imagen del ojo del que se forman imágenes 1i, determinar el vector de desalineación ($\Delta x, \Delta y$), determinar después el vector de reducción de desalineación correspondiente 144gl, y proporcionar una señal de control al controlador de brazo 150 que representa el vector de reducción de desalineación 144gl. En este caso, la etiqueta 'g' se refiere al sistema de reducción de desalineación de tipo brazo 130.

Algunos aspectos de estos sistemas de tipo brazo son diferentes de los aspectos de los sistemas de luz de fijación de las FIG. 6 a 10. En estos sistemas de tipo brazo no se pide necesariamente al paciente que mueva el ojo del que se forman imágenes 1i, ya que el brazo 155 está configurado para mover la parte móvil del dispositivo de formación de imágenes 110 para reducir o eliminar la desalineación lateral.

La FIG. 12B ilustra que el controlador de brazo 150 puede, como respuesta a la señal de control, mover el brazo 155 con el vector de reducción de desalineación lateral 144gl para eliminar la desalineación lateral Δ y alinear el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes y el eje óptico 28 del dispositivo de formación de imágenes 110.

En la práctica, un cirujano oftálmico se enfrenta normalmente a una combinación de las desalineaciones angular y lateral anteriores. Implementaciones avanzadas de un único componente del sistema de reducción de desalineación 130 pueden reducir o eliminar estas dos desalineaciones, como se describe a continuación.

Por ejemplo, en un sistema de reducción de desalineación 130 con un solo componente de fuente de luz de fijación 140, el procesador de imágenes 120 puede, en una primera fase, seguir el procedimiento de la FIG. 9 para calcular la desalineación angular del ojo del que se forman imágenes 1i. Sin embargo, la distorsión elíptica del limbo 6i puede deberse tanto a la desalineación angular como a la desalineación lateral, y estos dos efectos tienen que separarse.

En una implementación, el procesador de imágenes 120 puede proyectar la luz de fijación 145 en una primera ubicación adecuada y puede indicarse al paciente que centre su mirada en esta luz de fijación 145 una vez ajustada. Midiendo la elipticidad del limbo 6i y conociendo la primera ubicación y la ubicación del ojo en la interfaz de formación de imágenes 115, el procesador de imágenes 120 puede determinar la desalineación lateral y la desalineación angular. En función de la desalineación lateral determinada, puede indicarse al paciente que mueva el ojo del que se forman imágenes 1i hacia el centro del dispositivo de formación de imágenes 110. Este proceso puede realizarse de manera iterativa hasta conseguir una precisión suficiente. Algunas veces puede reajustarse la luz de fijación 145 y puede volver a medirse la elipticidad para ayudar al proceso.

Después de que el ojo se haya centrado con suficiente precisión, el procesador de imágenes 120 puede ajustar la luz de fijación 145 una segunda vez, normalmente hasta una segunda ubicación correspondiente al centro del dispositivo de formación de imágenes 110. El paciente 8 que fija su mirada en esta luz de fijación dos veces ajustada 145 también puede eliminar la desalineación angular.

La aparente elipticidad del limbo 6i también puede deberse a una tercera causa, además de los dos tipos de desalineación: normalmente, el propio limbo 6i no es completamente circular. En algunas implementaciones, el procesador de imágenes 120 puede tener que llevar a cabo un algoritmo avanzado de procesamiento de imágenes para separar las tres causas de la elipticidad. El procesamiento avanzado de imágenes puede incluir realizar un seguimiento de funciones de mérito elegidas de manera adecuada o analizar distorsiones ópticas de la imagen. Un ejemplo de la función de mérito puede ser el área de la elipse ajustada.

Asimismo, el sistema de reducción de desalineación de tipo brazo de un componente 130 también puede corregir ambos tipos de desalineación en fases diferentes.

Si los procedimientos de dos fases descritos anteriormente solo reducen las dos desalineaciones pero no las eliminan, las dos fases pueden repetirse de manera iterativa hasta eliminar sustancialmente los dos tipos de desalineación. Puede usarse una gran variedad de algoritmos de optimización y otros algoritmos de búsqueda para facilitar tales enfoques iterativos.

La FIG. 13 ilustra una implementación del sistema de reducción de desalineación 130, que incluye un soporte de paciente móvil, tal como una cama 168, movido por un brazo de soporte/cama 165 que se controla y desplaza mediante un controlador de brazo de cama 160. Tras recibir la señal de control desde el procesador de imágenes 120, el controlador de brazo 160 puede mover el brazo de soporte/cama 165 conforme a un vector de reducción de desalineación lateral 144bl que, a su vez, mueve el soporte/la cama 168 del paciente. En este caso, la etiqueta 'b' representa la cama 168.

Aspectos de esta implementación incluyen que la posición relativa de los elementos ópticos del dispositivo de formación de imágenes 110 no cambia durante operaciones habituales, por lo que puede mantenerse un alto nivel de alineación y precisión de los dispositivos ópticos. Al mismo tiempo, el peso y la extensión física del soporte 168 del paciente son mucho mayores que la del objetivo 112, por lo que el ajuste de alta precisión del soporte 168 del paciente tiene sus propias dificultades.

La FIG. 14 ilustra que algunas implementaciones del sistema de reducción de desalineación 130 pueden contener tanto un sistema de luz de fijación 140-145 como un sistema de brazo 150-155. Este sistema de reducción de desalineación integrado 130 puede permitir al cirujano reducir y eliminar ambos tipos de desalineación de manera eficaz.

Las FIG. 15A y 15B ilustran que, en algunas formas de realización, el procesador de imágenes 120 puede determinar la desalineación lateral y la desalineación angular mediante los procedimientos antes descritos y dirigir la fuente de luz de fijación 140 y el controlador de brazo 150 para reducir las desalineaciones.

5 La FIG. 15A ilustra una situación típica en la que el ojo del que se forman imágenes tiene una desalineación lateral Δ o $(\Delta x, \Delta y)$ y una desalineación angular (θ, ϕ) . Para manejar tales situaciones, el procesador de imágenes 120 puede configurarse para analizar la imagen y calcular un vector de reducción de desalineación lateral 144l y un vector de reducción de desalineación angular 144a. Como antes, hay un gran número de diferentes medidas de la desalineación, que pueden expresarse como variables angulares, lineales, porcentuales y de otro tipo. El término "vector de desalineación" puede referirse a cualquiera de estas variables, medidas y sus combinaciones.

10 La FIG. 15B ilustra que puede indicarse al paciente que siga la luz de fijación 145 ajustada por el vector de reducción de desalineación angular 144fa para eliminar la desalineación angular. Después, el controlador de brazo 150 puede ajustar el brazo 155 con el vector de reducción de desalineación lateral 144gl para eliminar la desalineación lateral. Formas de realización integradas que cuentan con un brazo 155 de este tipo pueden reducir la desalineación lateral de manera eficaz y con gran precisión ya que no dependen de que el paciente mueva lateralmente el ojo del que se forman imágenes.

20 Las dos fases de la reducción de alineación pueden realizarse en orden opuesto o en fases repetidas alternas. Haciendo referencia a la FIG. 13, el brazo también puede ser el brazo de soporte 165, el cual mueve el soporte 168 del paciente, en lugar del objetivo 112 o la parte móvil del sistema óptico 114.

25 Las FIG. 16A y 16B ilustran que en algunos sistemas integrados, el procesador de imágenes 120 puede estar configurado para determinar la desalineación angular y la desalineación lateral procesando la imagen y una información de desalineación adicional.

30 La información de desalineación puede originarse mediante una fuente de luz localizadora 170. La fuente de luz localizadora 170 puede generar una luz localizadora 175 que puede acoplarse a la trayectoria óptica principal mediante un divisor de haz 171. El sistema óptico 114 y, en particular, el objetivo 112 pueden guiar o proyectar la luz localizadora 175 sobre el ojo del que se forman imágenes 1i.

35 Si el ojo del que se forman imágenes 1i puede ser aproximadamente una esfera reflectante, o al menos una parte de una esfera reflectante, entonces las consideraciones geométricas estándar revelan que la parte de la luz localizadora 175 reflejada hacia el objetivo 112 paralela al eje óptico 28 es la luz reflejada desde la cima del ojo esférico 1. Esta luz reflejada se denominará luz localizadora reflejada apical 177. Los otros rayos se muestran reflejándose desde el eje óptico 28 del sistema.

40 La FIG. 16B ilustra que una imagen 177i de la luz localizadora reflejada apical 177 puede detectarse por el procesador de imágenes 120 en la imagen global generada por el dispositivo de formación de imágenes 110 en el módulo de formación de imágenes 115, como se muestra mediante el punto blanco.

45 En un ojo esférico del que se forman imágenes 1i que presenta una desalineación lateral Δ con respecto al eje óptico 28 del sistema, la imagen del punto blanco de la luz localizadora reflejada apical 177i no coincide con el eje óptico del sistema, indicado mediante la cruz en negrita. Debe observarse, en cambio, que las ubicaciones relativas del punto blanco y de la cruz en negrita son independientes de una posible desalineación angular del ojo del que se forman imágenes. Por tanto, en lo que respecta a ojos esféricos, el vector que conecta la luz localizadora reflejada apical de la que se forman imágenes 177i con la marca en forma de cruz del eje óptico 28 del sistema puede proporcionar la información de alineación adicional al procesador de imágenes 120, que le permite determinar la desalineación lateral de manera independiente de la desalineación angular.

50 Las FIG. 17A y 17B ilustran que el ojo del que se forman imágenes se modeliza de manera más apropiada como una esfera primaria con un esfera secundaria sobresaliente, que corresponde a la córnea 2. Algunas implementaciones del procesador de imágenes 120 pueden configurarse para determinar la información de desalineación analizando la luz localizadora reflejada apical de la que se forman imágenes 177i en función de este modelo más realista. En este análisis, el procesador de imágenes 120 puede usar uno o más parámetros de ajuste o los resultados de mediciones de formación de imágenes anteriores a los procedimientos.

60 Las FIG. 17A y 17B ilustran un caso genérico en el que hay una desalineación angular (θ, ϕ) y una desalineación lateral Δ simultáneas. Si el ojo del que se forman imágenes 1i solo tiene la desalineación lateral Δ , entonces el punto de imagen de la luz localizadora reflejada apical 177i coincide con el centro 6ic del limbo, indicado mediante una x en negrita en la FIG. 17B. Este centro 6ic del limbo no se detecta directamente, sino que puede calcularse, por ejemplo, ajustando el círculo de ajuste 124 a la imagen del limbo 6i.

65 Por lo tanto, el vector o la distancia que conecta el punto de imagen de la luz localizadora reflejada apical 177i y el centro 6ic del limbo es un ejemplo de información de desalineación predominantemente o meramente angular que

puede ser usada por el procesador de imágenes 120 para generar un vector de reducción de desalineación 144fa para la fuente de luz de fijación 140 para corregir esta desalineación angular.

5 Por otro lado, determinar el desplazamiento lateral Δ , por ejemplo entre el eje óptico 28 del sistema y el centro 1x del ojo del que se forman imágenes 1i puede ser más complicado cuando se tiene en cuenta la forma compleja del ojo, en comparación con el procedimiento de las FIG. 16A y 16B. Por lo tanto, en una primera fase, un operario del sistema 100 puede ajustar la luz de fijación 145 e indicar al paciente que siga la luz de fijación ajustada 145 hasta que el centro 6ic del limbo y el punto de imagen de la luz localizadora reflejada apical 177i se solapen o coincidan, eliminándose así la desalineación angular y alineándose el eje óptico 28 del sistema con el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes.

15 En una segunda fase posterior, la distancia o el vector entre el eje óptico 28 del sistema, indicado mediante la cruz en negrita, y el punto de imagen solapado de la luz localizadora reflejada apical 177i y el centro 6ic del limbo (x en negrita) puede proporcionar información de desalineación lateral. El procesador de imágenes 120 puede calcular el vector de reducción de desalineación lateral 144gl usando esta información de desalineación lateral y enviar una señal de control correspondiente al controlador de brazo 150. Como respuesta, el controlador de brazo 150 puede ajustar el brazo 155 con el vector de reducción de desalineación lateral 144gl.

20 También pueden llevarse a la práctica numerosas implementaciones equivalentes de los principios anteriores, por ejemplo llevándose a cabo la primera y la segunda fase en etapas iterativas repetidas o en orden inverso.

25 La FIG. 18 ilustra que algunas implementaciones del sistema de reducción de desalineación 130 están configuradas para reducir o incluso eliminar la desalineación angular y la desalineación lateral mediante las operaciones anteriores. Como se muestra, la desalineación lateral puede reducirse con el movimiento del ojo del que se forman imágenes 1i o con el movimiento lateral complementario ($\Delta x, \Delta y$) del ojo del que se forman imágenes 1i y ($\Delta x', \Delta y'$) del dispositivo de formación de imágenes 110.

30 Una vez que el sistema de reducción de desalineación 130 haya reducido o eliminado ambos tipos de desalineación, el operario del sistema oftálmico 100 puede hacer descender una interfaz de paciente 180, configurada para acoplarse al ojo del que se forman imágenes 1i del paciente. Esta interfaz de paciente 180 puede inmovilizar el ojo del que se forman imágenes 1i para que se mantenga fijo en procedimientos subsiguientes. Estos procedimientos pueden incluir procedimientos de diagnóstico, procedimientos de formación de imágenes y procedimientos quirúrgicos oftálmicos.

35 En detalle, el objetivo 112 del sistema oftálmico 100 puede incluir una lente de objetivo distal 112-1, incluida en un alojamiento de objetivo 112-2. La interfaz de paciente 180 puede incluir una lente de interfaz, una lente de contacto, también denominada en ocasiones placa de aplanamiento 180-1, incluida en un alojamiento de interfaz 180-2. La interfaz de paciente 180 puede acoplarse al objetivo 112 o al extremo distal del sistema de formación de imágenes 110. En otras formas de realización, parte de la interfaz de paciente 180 puede acoplarse al ojo y la otra parte al extremo distal del sistema de formación de imágenes 110. La interfaz de paciente 180 puede ajustarse al ojo con un anillo de succión o una faldilla de aspiración 180-3.

45 En estas arquitecturas, la interfaz de paciente 180 puede acoplarse al ojo del que se forman imágenes 1i tras haber finalizado la alineación del ojo del que se forman imágenes 1i con el dispositivo de formación de imágenes 110. En otras formas de realización, la interfaz de paciente 180 puede acoplarse al ojo del que se forman imágenes 1i de manera iterativa. En primer lugar, el ojo del que se forman imágenes 1i puede alinearse con el dispositivo de formación de imágenes 110. En segundo lugar, la interfaz del paciente puede hacerse descender sobre el ojo del que se forman imágenes 1i hasta hacer contacto, pero permitiendo que el ojo del que se forman imágenes 1i tenga cierto grado de movimiento. Pero puesto que durante la primera fase el ojo del que se forman imágenes 1i puede haberse movido, o el procesador de imágenes 120 puede no hacer determinado correctamente la alineación, en una tercera fase puede repetirse el procedimiento de alineación y pueden calcularse uno o más nuevos vectores de reducción de desalineación mediante el procesador de imágenes 120. En cuarto lugar, el ojo del que se forman imágenes 1i puede volver a alinearse usando el/los vector(es) de reducción de desalineación recién calculado(s). Estas fases parciales o graduales pueden ir seguidas de un acoplamiento total de la interfaz de paciente 180 al ojo del que se forman imágenes 1i, impidiéndose que se produzca ningún movimiento relativo adicional del dispositivo de formación de imágenes 110 y del ojo del que se forman imágenes 1i.

60 Las FIG. 19A y 19B ilustran que, en algunas formas de realización del sistema oftálmico 100', la fuente de luz de fijación 140' puede proyectar la luz de fijación 145' no sobre el ojo de control 1c, sino sobre la trayectoria óptica principal del dispositivo de formación de imágenes 110' con un divisor de haz BS, de manera que la luz de fijación 145' se proyecta en cambio sobre el ojo del que se forman imágenes 1i.

65 La FIG. 19B ilustra el aspecto de la forma de realización 100' para el paciente: la luz de fijación 145' aparece en el propio objetivo 112', en lugar de una fuente de luz de fijación 140' aparte. En estas formas de realización puede indicarse al paciente que siga la luz de fijación con el ojo del que se forman imágenes 1i en lugar de con el ojo de

control 1c. Los otros elementos de estas formas de realización 100', así como sus principios de funcionamiento, pueden ser análogos o equivalentes a los sistemas descritos anteriormente.

5 Las FIG. 20A y 20B ilustran variantes de la forma de realización 100' de las FIG. 19A y 19B. En estas formas de realización, la luz localizadora 175' puede usarse como una segunda luz de fijación. Por ejemplo, la luz localizadora/segunda luz de fijación 175' puede enfocarse hacia un segundo punto focal 176, ubicado en una coordenada 'z' z2 diferente de la coordenada 'z' z1 del primer punto focal 146 de la primera luz de fijación 145'. En este caso, las coordenadas 'z' de las luces de fijación pueden medirse a partir de un nivel de referencia z0 a lo largo de la trayectoria óptica. La coordenada 'z' z1 del primer punto focal 146 de la primera luz de fijación 145' no tiene
10 que estar en el extremo distal del objetivo 112, como se muestra. Puede indicarse al paciente 8 que mueva y gire el ojo del que se forman imágenes 1i para alinear la primera luz de fijación 145' y la segunda luz de fijación 175', es decir, para alinear el primer punto focal 146 y el segundo punto focal 176. Si el primer y segundo punto focal 146 y 176 están dispuestos en el eje óptico 28 del sistema, este procedimiento guía al paciente para alinear el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes con el eje óptico 28 del sistema. Esta funcionalidad puede implementarse de
15 varias formas diferentes.

En algunos casos, el primer punto focal 146 puede fijarse para estar dispuesto en el eje óptico 28 del sistema. En estas implementaciones, (i) el procesador de imágenes 120' puede identificar la desalineación lateral y la desalineación angular del ojo del que se forman imágenes 1i procesando la imagen del ojo 1i, (ii) el procesador de
20 imágenes 120' puede presentar o proyectar la segunda luz de fijación 175' con un punto focal inicial 176 ubicado de manera adecuada, y (iii) el procesador de imágenes 120' puede mover o ajustar la segunda luz de fijación 175' hacia el eje óptico 28 del sistema para guiar al paciente 8 para alinear el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes con el eje óptico 28 del sistema. En la FIG. 20A, la adaptación del segundo punto focal 176 se indica con una flecha en negrita.
25

En otra implementación, la segunda luz de fijación 175' y su punto focal 176 pueden fijarse en el eje óptico 28 del sistema, y el primer punto focal 146 puede ajustarse por el procesador de imágenes 120' para guiar al paciente 8 con el fin de alinear el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes con el eje óptico 28 del sistema. En la FIG. 20A, la adaptación de la primera luz de fijación 145' y de su punto focal 146 se indican con una flecha en negrita.
30

La FIG. 20A ilustra que en otras implementaciones, tanto el primer punto focal 146 como el segundo punto focal 176 pueden ajustarse, como se indica mediante las dos flechas en negrita. En estas implementaciones, el procesador de imágenes 120' puede llevar a cabo protocolos de guiado más complejos u optimizados para guiar al paciente 8 con el fin de alinear el eje óptico 9i del ojo del que se forman imágenes con el eje óptico 28 del sistema.
35

La FIG. 20B ilustra otras formas de realización basadas en los principios de diseño anteriores. En la implementación del colimador de las FIG. 10A y 10B, el sistema oftálmico 100 proyecta una luz de fijación colimada 145 hacia el ojo. Sin embargo, puesto que el colimador 142 hace que los rayos de la luz de fijación 145 sean esencialmente paralelos, es posible que el paciente no pueda ver la luz de fijación colimada 145 desde una posición inicial desalineada típica. En tales sistemas, es posible que el paciente 8 no pueda seguir las instrucciones para alinear el ojo del que se forman imágenes con la luz de fijación colimada 145, y puede necesitar ayuda.
40

Algunas formas de realización pueden ayudar al proceso de alineación en estas implementaciones de colimador proporcionando la luz localizadora 175' enfocada en el segundo punto focal 176. Puesto que la luz localizadora 175' no está colimada, el paciente 8 puede ver el segundo punto focal 176 incluso desde posiciones desalineadas. En estas formas de realización, después de que el paciente 8 haya fijado su mirada en la luz localizadora 175', el procesador de imágenes 120' puede mover o ajustar posteriormente la luz localizadora 175' (mostrada mediante la flecha en negrita) para ayudar al paciente a girar y mover el ojo del que se forman imágenes hasta que el paciente vea la luz de fijación colimada 145'.
45

La FIG. 21 ilustra que algunos sistemas oftálmicos 100" pueden incluir además un láser quirúrgico 190. El láser quirúrgico 190 puede usarse para realizar un procedimiento quirúrgico oftálmico tras la alineación y el acoplamiento de alta precisión realizados gracias al sistema de reducción de desalineación 130. El procedimiento quirúrgico puede incluir una cirugía de cataratas, un procedimiento refractivo, un procedimiento relacionado con la retina y una gran variedad de otros procedimientos oftálmicos.
50

Algunos de estos sistemas oftálmicos 100" también pueden incluir un sistema de formación de imágenes secundario 195. Este sistema de formación de imágenes secundario 195 puede incluir un sistema tomográfico de coherencia óptica (OCT). Los sistemas OCT, especialmente los del tipo de dominio de frecuencia basados en espectrómetro, son muy adecuados para generar imágenes de regiones objetivo oftálmicas tridimensionales, ya que pueden adquirir simultáneamente datos de imágenes desde toda la profundidad de la región objetivo. Los haces del láser quirúrgico 190 y del sistema de formación de imágenes secundario 195 pueden acoplarse a la trayectoria óptica principal mediante divisores de haz BS1 y BS2, respectivamente. Tales sistemas pueden combinar la funcionalidad de formación de imágenes de dirección 'z' del sistema de formación de imágenes OCT 195 con el procedimiento de alineación basado en procesamiento de imágenes descrito anteriormente para conseguir una alineación tanto con las estructuras oftálmicas visibles como con objetivos dentro del ojo.
55

La FIG. 22 ilustra el funcionamiento de los sistemas oftálmicos 100-100'-100" descritos anteriormente. Un procedimiento 200 de alineación de un ojo con el sistema oftálmico 100-100'-100" puede incluir las siguientes fases: (a) la generación de una imagen 210 que genera una imagen de una parte del ojo del que se forman imágenes 1i de un paciente mediante el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas 100-100'-100"; (b) la determinación de una desalineación 220 que determine la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes 1i y el dispositivo de formación de imágenes 110 mediante un procesador de imágenes 120, que procesa la imagen generada; (c) la generación de una respuesta de reducción de desalineación 230 que genera electrónicamente una respuesta de reducción de desalineación mediante un sistema de reducción de desalineación en función de la desalineación determinada.

La generación de una imagen 210 puede incluir generar una imagen 212 de una parte del ojo del que se forman imágenes 1i mediante el dispositivo de formación de imágenes 110-110'-110".

La determinación de la desalineación 220 puede incluir (1) identificar una estructura oftálmica 222 en la imagen 212. La estructura oftálmica puede ser la pupila 4, la lente 5 y el limbo 6, entre otras cosas. La determinación 220 también puede incluir (2) determinar la desalineación determinando la ubicación de la estructura oftálmica 222 con respecto a una referencia del dispositivo de formación de imágenes mediante el procesador de imágenes 120. La referencia del dispositivo de formación de imágenes puede ser el objetivo 112, un módulo de paciente, una punta de acoplamiento, una interfaz, una lente de contacto, una pupila, un marco de visualización, un marco de referencia, una lente interna del sistema oftálmico o un patrón de referencia 117 generado por el dispositivo de formación de imágenes 110-110'-110". La desalineación puede ser una desalineación lateral o una desalineación angular, determinada por el procesador de imágenes 120 analizando la imagen usando implementaciones de software. Finalmente, (3) el procesador de imágenes 120 puede generar una señal de control según la desalineación determinada y proporcionar la señal de control generada al sistema de reducción de desalineación 130.

La generación de la respuesta de reducción de desalineación 230 puede incluir generar la respuesta de reducción de desalineación 230 mediante el sistema de reducción de desalineación 130. En algunas formas de realización, la generación de la respuesta de reducción de desalineación 230 puede incluir generar la luz de fijación 145 mediante la fuente de luz de fijación 140 según la desalineación determinada por el procesador de imágenes 120, como respuesta a la señal de control del procesador de imágenes 120. La luz de fijación 145 puede guiar al paciente 8 para reducir la desalineación angular o lateral.

En una implementación, la fuente de luz de fijación 140 puede incluir un colimador 142 para generar la luz de fijación 145 para guiar al paciente 8 con el fin de reducir una desalineación lateral. La luz de fijación 145 puede generarse para el ojo de control o del que no se forman imágenes 1c, y la luz de fijación 145 puede ajustarse según la desalineación determinada para ayudar al paciente a reducir la desalineación. En otras implementaciones, la luz de fijación 145 puede generarse para el ojo del que se forman imágenes 1i.

La generación de la respuesta de reducción de desalineación 230 puede incluir que el controlador de brazo 150 mueva el brazo 155 del dispositivo de formación de imágenes 110 para reducir una desalineación lateral. En otras formas de realización, el controlador de brazo 150 puede mover la cama 168 o una combinación de la cama 168 y el brazo 155.

La determinación de la desalineación 220 puede incluir determinar una desalineación angular y una desalineación lateral mediante el procesador de imágenes 120 procesando la imagen e información de desalineación adicional. De manera correspondiente, la generación de la respuesta de reducción de desalineación 230 puede incluir hacer funcionar el sistema de luz de fijación 140 y el controlador de brazo 150 para reducir la desalineación angular y la desalineación lateral.

La determinación de la desalineación 220 puede incluir (1) proyectar la luz localizadora 175 en el ojo del que se forman imágenes 1i mediante la fuente de luz localizadora 170, (2) localizar una imagen 177i de la luz localizadora reflejada apical 177 en la imagen generada por el dispositivo de formación de imágenes 110 y (3) determinar la información de desalineación usando la luz localizadora reflejada apical localizada de la que se forman imágenes 177i.

La determinación de la información de desalineación 220 puede incluir determinar una información de desalineación angular, relacionada con una distancia o vector entre la imagen de la luz localizadora reflejada apical 177i y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes; y determinar una información de desalineación lateral, relacionada con una distancia o vector entre la luz localizadora reflejada apical de la que se forman imágenes 177i o con la ubicación de la estructura oftálmica de la que se forman imágenes y una referencia del sistema de formación de imágenes. La generación de la respuesta de reducción de desalineación 230 puede incluir reducir la desalineación angular ajustando el sistema de luz de fijación 140 y reducir la desalineación lateral haciendo funcionar el controlador de brazo 150. Puesto que la primera fase de la reducción de la desalineación solo puede reducir la desalineación pero no eliminarla, la fase de reducción de la desalineación angular y la fase de reducción de la desalineación lateral pueden repetirse de manera iterativa y alterna en algunas implementaciones.

5 En algunas formas de realización, la generación de la respuesta de reducción de desalineación 230 puede incluir usar la luz localizadora como una segunda luz de fijación 175'. En estas formas de realización, la reducción de la desalineación lateral y de la desalineación angular puede incluir ordenar al paciente 8 que se alinee con la primera luz de fijación 145' y con la luz localizadora/segunda luz de fijación 175'.

10 Finalmente, algunas implementaciones del sistema de formación de imágenes oftálmicas pueden incluir un dispositivo de formación de imágenes que genera una imagen de un ojo del paciente del que se forman imágenes y un procesador que determina una desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes procesando la imagen generada. El procesador puede controlar un sistema de luz de fijación para proyectar una luz de fijación sobre un ojo del paciente para reducir la desalineación angular, y controlar un brazo para ajustar un elemento óptico móvil del sistema para reducir una desalineación lateral.

15 Algunas implementaciones del sistema de formación de imágenes oftálmicas pueden incluir un sistema de luz indicadora que proyecta una luz indicadora sobre el ojo del que se forman imágenes para proporcionar información de desalineación al procesador.

20 Debe entenderse que el alcance de protección está definido en las reivindicaciones. Aunque esta memoria descriptiva ofrece muchos detalles, estos no limitan el alcance de la invención, definido en las reivindicaciones, sino que describen características específicas de formas de realización particulares. Determinadas características descritas en esta memoria descriptiva en el contexto de diferentes formas de realización también pueden implementarse en combinación con una única forma de realización. De manera inversa, varias características descritas en el contexto de una sola forma de realización también pueden implementarse en múltiples formas de realización de manera independiente o en cualquier subcombinación adecuada.

25

REIVINDICACIONES

1. Un sistema oftálmico (100), que comprende:

5 un dispositivo de formación de imágenes oftálmicas (110) configurado para generar una imagen de una parte de un ojo de un paciente del que se forman imágenes;
 un procesador de imágenes (120), configurado para determinar una desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes procesando la imagen generada, y para generar una señal de control según la desalineación determinada;
 10 un sistema de reducción de desalineación (130), configurado para recibir la señal de control y para generar una respuesta de reducción de desalineación; y
 una interfaz de paciente (180), configurada para acoplarse al ojo del paciente del que se forman imágenes después de que el sistema de reducción de desalineación haya ejecutado la respuesta de reducción de desalineación,

15 donde el sistema oftálmico está caracterizado por al menos una de las características siguientes:

a) el sistema de reducción de desalineación (130) comprende una fuente de luz de fijación (140), y la respuesta de reducción de desalineación comprende la fuente de luz de fijación (140) que genera una luz de fijación como respuesta a la señal de control recibida, y
 20 b) el procesador de imágenes (120) está configurado para determinar una desalineación angular y una desalineación lateral procesando la imagen, y el sistema de reducción de desalineación comprende solamente una fuente de luz de fijación o un controlador de brazo.

25 2. El sistema oftálmico (100) según la reivindicación 1, comprendiendo el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas (110):

un sistema de detección electrónico que detecta una luz de formación de imágenes captada desde el ojo del que se forman imágenes, que incluye al menos una de entre una disposición de dispositivos de carga acoplada (CCD), una disposición de semiconductores complementarios de óxido metálico (CMOS), una disposición de píxeles y una disposición de sensores electrónicos; y
 30 un sistema de visualización electrónico que visualiza la imagen de una parte del ojo del que se forman imágenes en relación con la luz de formación de imágenes detectada y captada, que incluye al menos uno de entre un dispositivo de visualización de diodos de emisión de luz (LED), un dispositivo de visualización de LED orgánicos (OLED), un dispositivo de visualización OLED de matriz activa (AMOLED), una pantalla de plasma, un dispositivo de visualización electrónico, una pantalla de ordenador, una pantalla de cristal líquido (LCD), una pantalla de tubo de rayos catódicos (CRT), un módulo de vídeo, una pantalla de un microscopio con vídeo, una pantalla de un estereomicroscopio con vídeo, un microscopio con vídeo de alta definición (HD), un sistema de imágenes basado en procesador, un proyector optomecánico de tipo electrónico o digital,
 35 y una fuente de luz que puede moverse mediante un accionador electromecánico.

3. El sistema oftálmico (100) según la reivindicación 1, en el que:

45 el procesador de imágenes (120) está configurado para:
 identificar una estructura oftálmica en la imagen, y
 determinar una medida de desalineación determinando la ubicación de la estructura oftálmica con respecto a una referencia del dispositivo de formación de imágenes.

50 4. El sistema oftálmico según la reivindicación 3, en el que:

el procesador de imágenes (120) está configurado para identificar la estructura oftálmica determinando una línea de alto gradiente en la imagen, que separa elementos de imagen con un brillo o un color muy diferentes.

55 5. El sistema oftálmico según la reivindicación 4, en el que:

el procesador de imágenes (120) está configurado para:
 60 ajustar al menos uno de entre un círculo y una elipse a la línea de alto gradiente midiendo distancias radiales entre la línea de alto gradiente y el círculo o la elipse;
 determinar una coordenada de ubicación del círculo o la elipse ajustados minimizando una medida de las distancias radiales; y
 determinar una medida de desalineación relacionando la coordenada de ubicación determinada y una coordenada de la referencia.

65 6. El sistema oftálmico según la reivindicación 3, en el que:

el procesador de imágenes (120) está configurado para:

- 5 determinar una línea de alto contraste en la imagen;
 determinar distancias de desalineación entre la línea de alto contraste y un patrón objetivo; y
 determinar una medida de desalineación a partir de las distancias de desalineación.

7. El sistema oftálmico según la reivindicación 3, en el que:

- 10 la referencia del dispositivo de formación de imágenes (110) es al menos uno de entre un objetivo, un módulo
de paciente, una punta de acoplamiento, una interfaz, una lente de contacto, una pupila, un marco de
visualización, un marco de referencia y una lente interna del sistema oftálmico; y
 el dispositivo de formación de imágenes (110) está configurado para generar un patrón de referencia
15 relacionado con la referencia para ayudar al procesador de imágenes (120) a determinar la desalineación
entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes.

8. El sistema oftálmico según la reivindicación 3, en el que:

- 20 la estructura oftálmica reconocida es el limbo del ojo del que se forman imágenes.

9. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

- la fuente de luz de fijación (140) está configurada para:
25 generar la luz de fijación para un ojo del paciente del que no se forman imágenes; y
 mover la luz de fijación generada según la señal de control recibida para ayudar a reducir la
desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y un componente de referencia del sistema
oftálmico.

30 10. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que la fuente de luz de fijación (140) comprende al menos
uno de entre:

- una disposición de LED, una disposición de LED orgánicos (OLED), una disposición OLED de matriz activa
35 (AMOLED), una pantalla de plasma, un dispositivo de visualización electrónico, una pantalla de ordenador,
una pantalla LCD, un módulo de vídeo, un proyector optomecánico, una pantalla CRT, una lámpara de
hendidura, un sistema de imágenes basado en procesador y una fuente de luz que puede moverse mediante
un accionador electromecánico.

11. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

- 40 la fuente de luz de fijación (140) está configurada para generar la luz de fijación para guiar al paciente con el
fin de reducir una desalineación angular.

12. El sistema oftálmico según la reivindicación 11, en el que:

- 45 el procesador de imágenes (120) está configurado para determinar la desalineación angular ajustando una
elipse a una línea de alto contraste de la imagen y analizando una relación de aspecto y/o un área de la
elipse ajustada.

50 13. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

 la fuente de luz de fijación (140) comprende un colimador para generar una luz de fijación para guiar al
paciente con el fin de reducir una desalineación lateral.

55 14. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

- el sistema de reducción de desalineación (130) comprende un brazo, configurado para mover una parte móvil
del dispositivo de formación de imágenes;
 y el controlador de brazo está configurado para recibir la señal de control desde el procesador de imágenes y
60 para mover el brazo según la señal de control recibida; y
 la respuesta de reducción de desalineación comprende que el controlador de brazo mueva el brazo y, por
tanto, la parte móvil del dispositivo de formación de imágenes para reducir una desalineación lateral.

15. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

65

el sistema de reducción de desalineación (130) comprende un brazo de soporte, configurado para mover un soporte de paciente con respecto al dispositivo de formación de imágenes; y el controlador de brazo está configurado para recibir la señal de control desde el procesador de imágenes y para mover el brazo de soporte según la señal de control recibida; y
5 la respuesta de reducción de desalineación comprende que el controlador de brazo mueva el brazo de soporte y, por tanto, el soporte del paciente para reducir una desalineación lateral.

16. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

10 el procesador de imágenes (120) está configurado para determinar una desalineación angular y una desalineación lateral; y el sistema de reducción de desalineación (130) comprende una fuente de luz de fijación, un brazo y un controlador de brazo.

15 17. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

el procesador de imágenes (120) está configurado para determinar una desalineación angular y una desalineación lateral procesando la imagen e información de desalineación.

20 18. El sistema oftálmico según la reivindicación 17, en el que:

el sistema de formación de imágenes (110) comprende una fuente de luz localizadora, configurada para proyectar una luz localizadora sobre el ojo del que se forman imágenes; y el procesador de imágenes (120) está configurado para identificar una luz localizadora reflejada apical en la imagen generada por el dispositivo de formación de imágenes, y para determinar la información de desalineación analizando la luz localizadora reflejada apical.
25

19. El sistema oftálmico según la reivindicación 18, en el que:

30 la información de desalineación es al menos una de entre:

una información de desalineación angular, relacionada con un vector de la imagen entre la luz localizadora reflejada apical y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes; y
35 una información de desalineación lateral, relacionada con un vector de la imagen entre una referencia del sistema de formación de imágenes y al menos una de entre la luz localizadora reflejada apical y la ubicación de una estructura oftálmica de la que se forman imágenes.

20. El sistema oftálmico según la reivindicación 19, en el que:

40 el sistema oftálmico está configurado para reducir la desalineación angular ajustando la fuente de luz de fijación, y para reducir la desalineación lateral haciendo funcionar el controlador de brazo.

21. El sistema oftálmico según la reivindicación 1, en el que:

45 el sistema de reducción de desalineación comprende una fuente de luz de fijación, configurada para generar una luz de fijación para el ojo del paciente del que se forman imágenes, y para ajustar la luz de fijación generada según la señal de control recibida para ayudar a reducir la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y un componente de referencia del sistema oftálmico.
50

22. Un procedimiento para alinear un ojo con el sistema oftálmico (100) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21, comprendiendo el procedimiento:

55 generar una imagen de una parte de un ojo de un paciente del que se forman imágenes mediante el dispositivo de formación de imágenes oftálmicas (110); determinar la desalineación entre el ojo del que se forman imágenes y el dispositivo de formación de imágenes mediante el procesador de imágenes (120), que procesa la imagen generada; y generar electrónicamente una respuesta de reducción de desalineación mediante el sistema de reducción de desalineación (130) en función de la desalineación determinada.

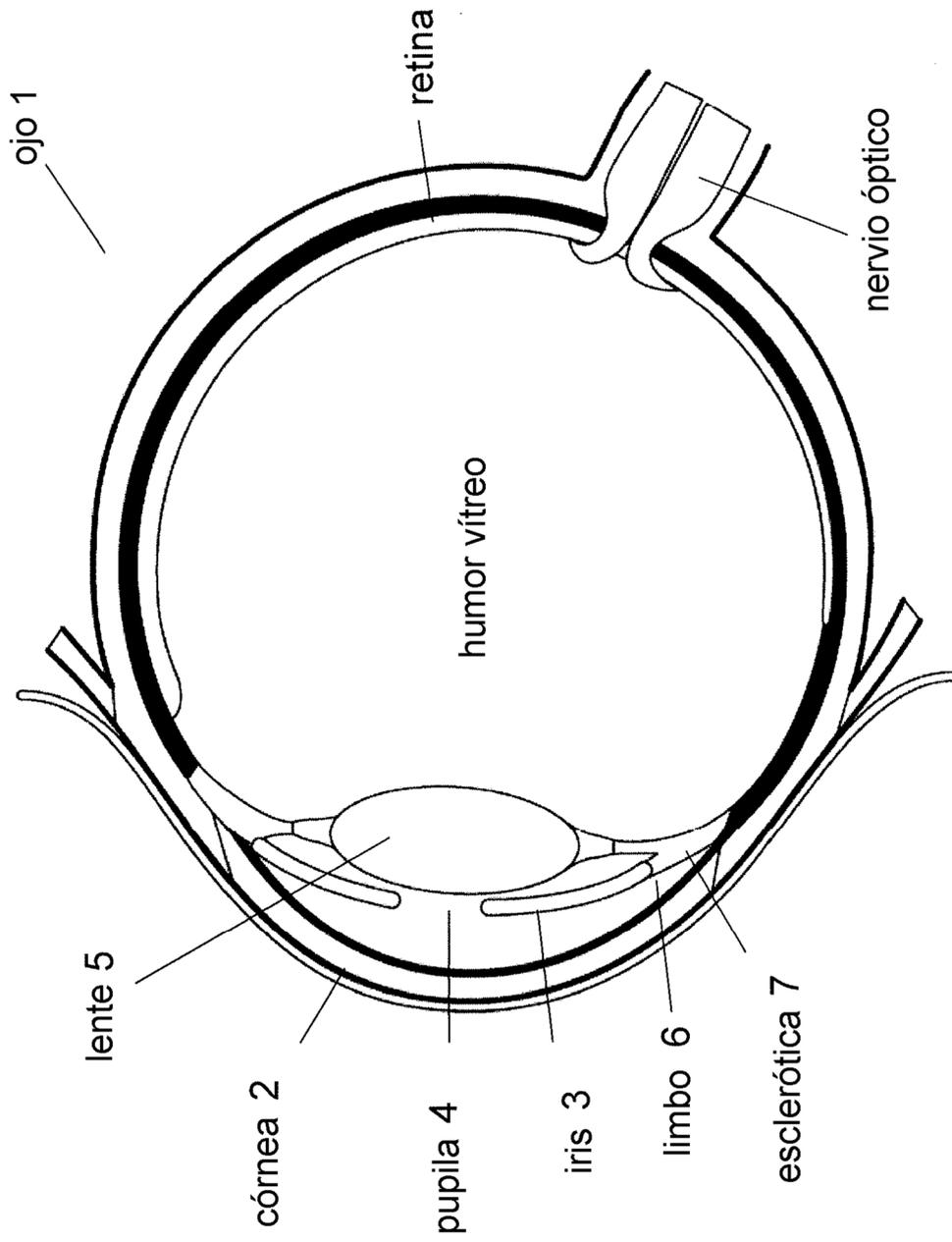


FIG. 1

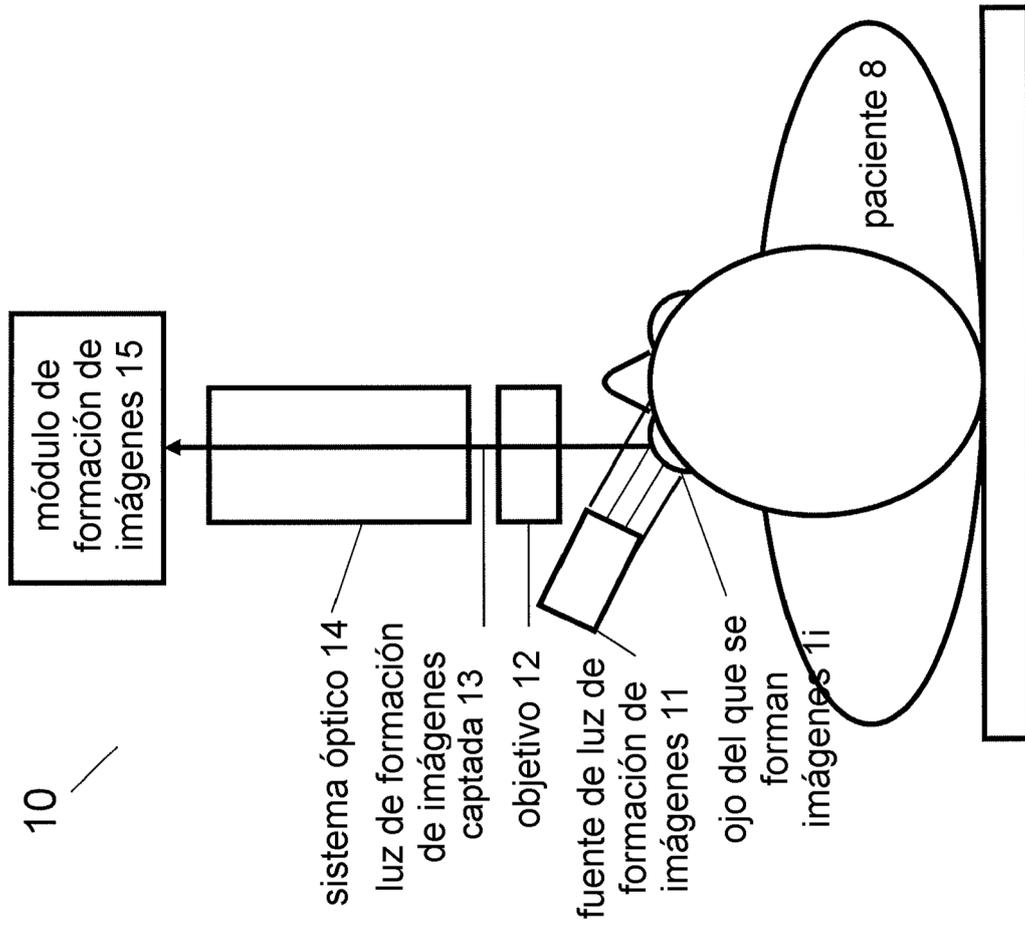


FIG. 2

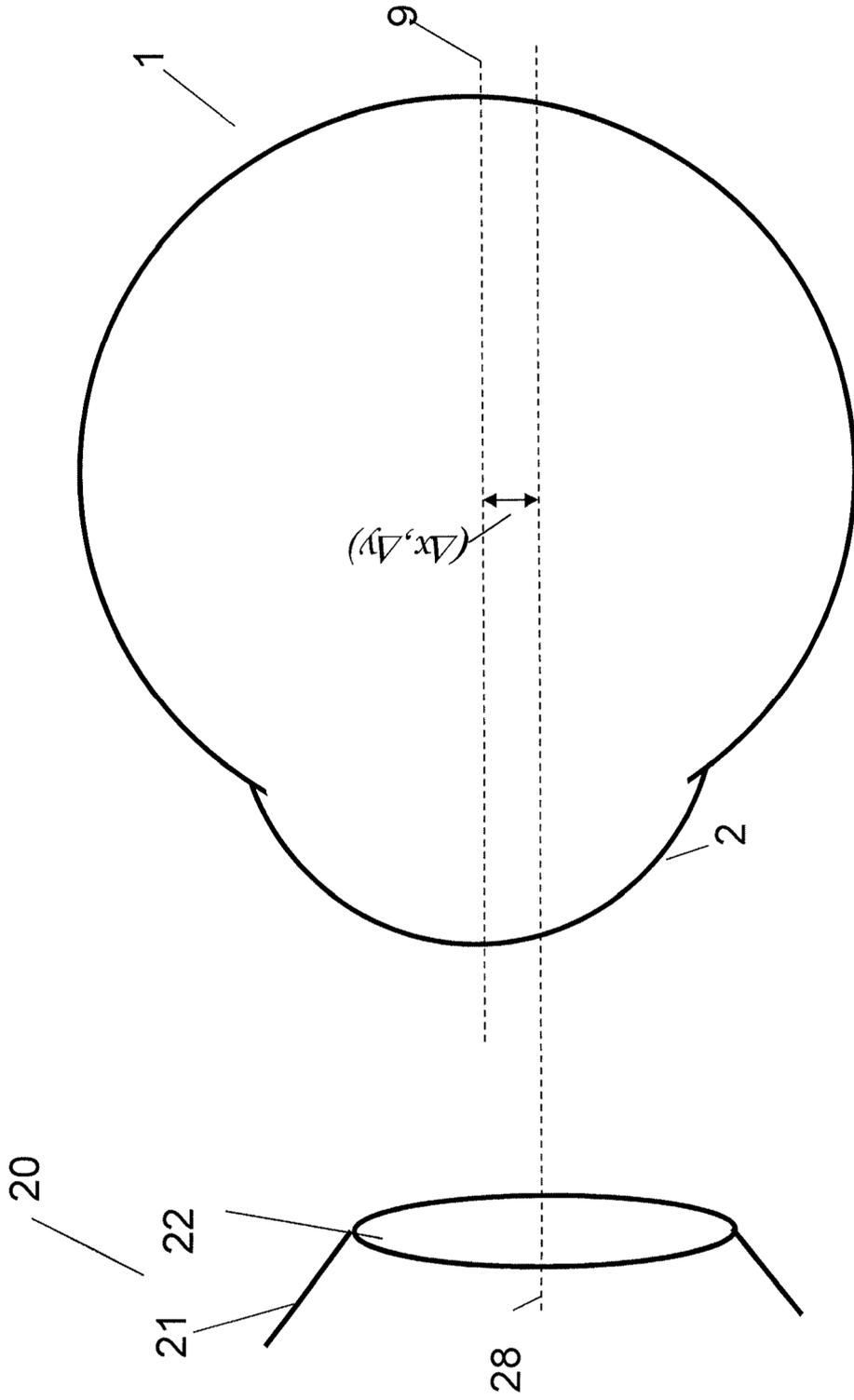


FIG. 3A

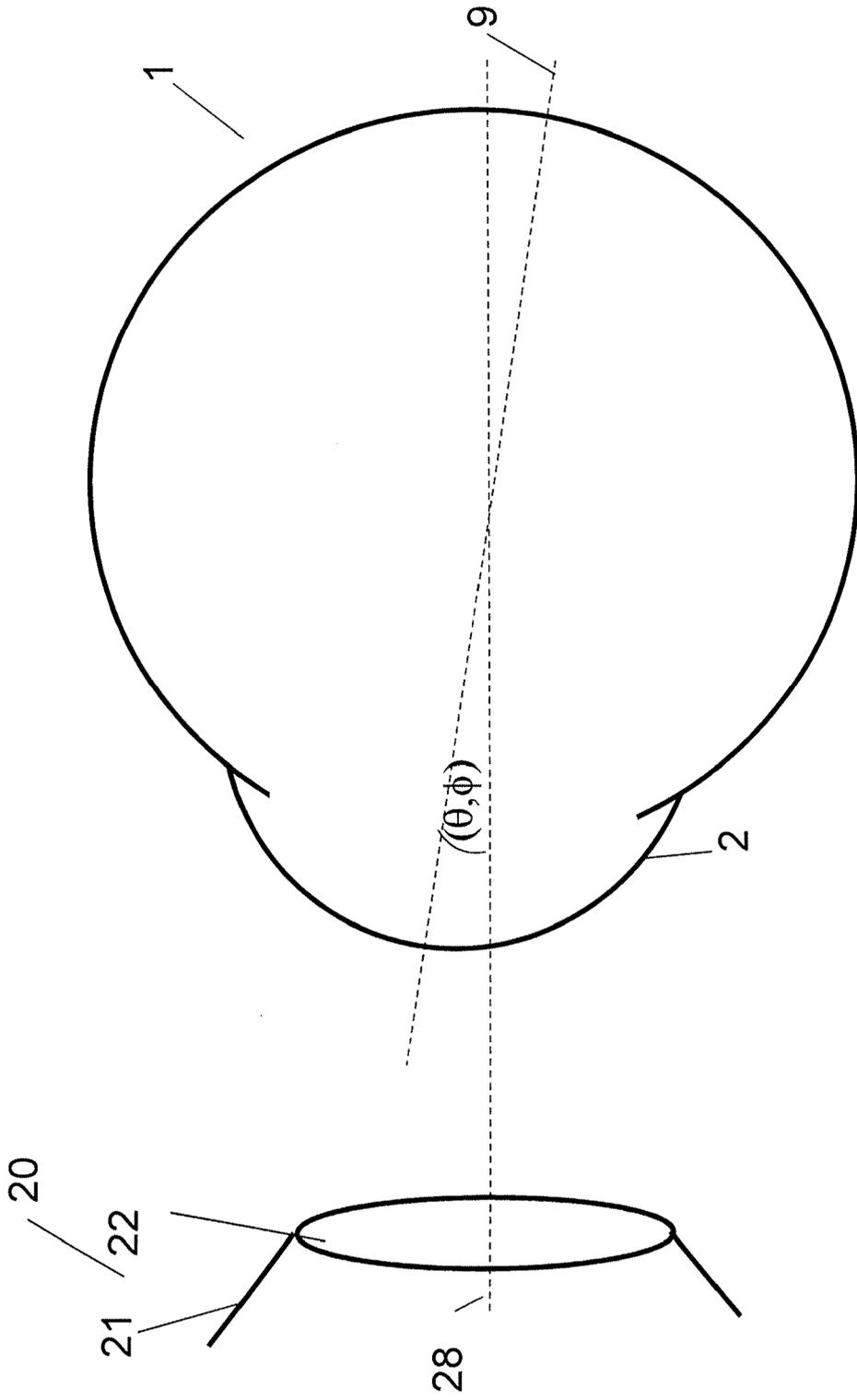


FIG. 3B

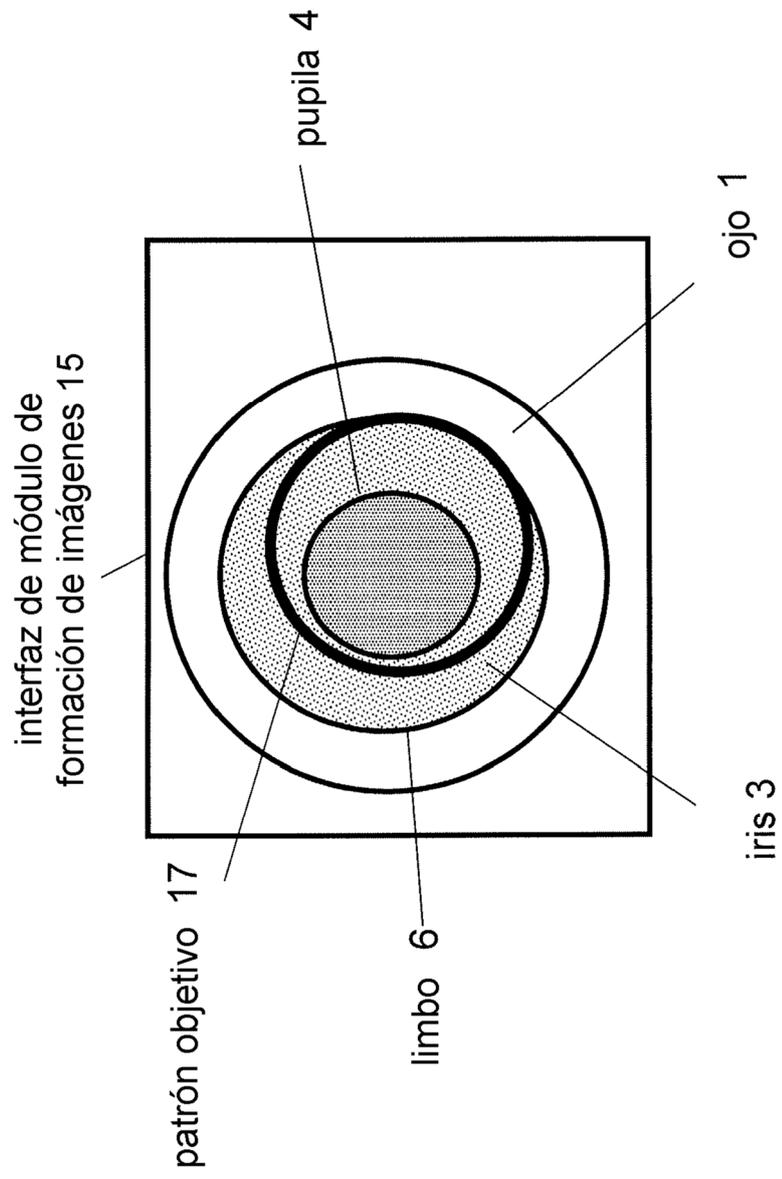


FIG. 3C

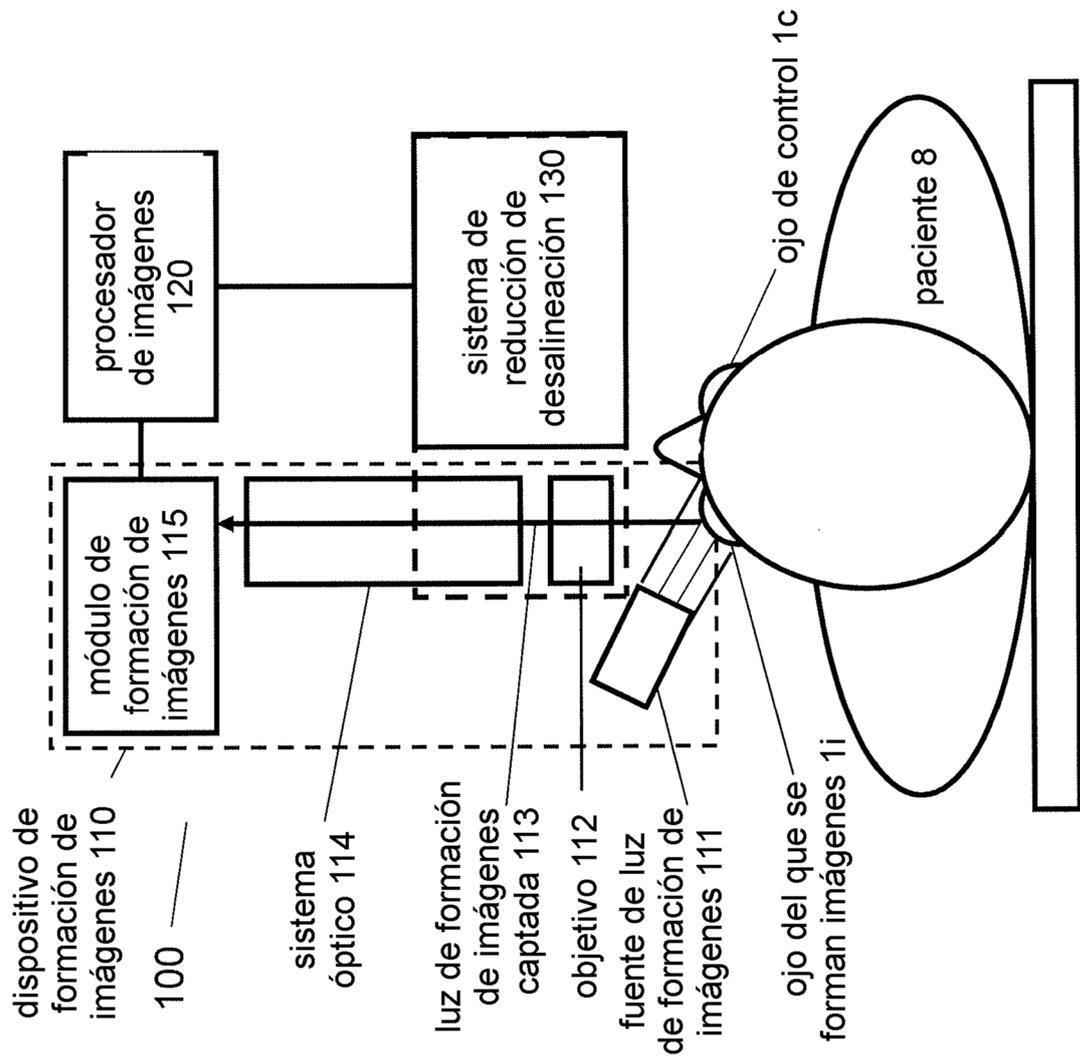


FIG. 4

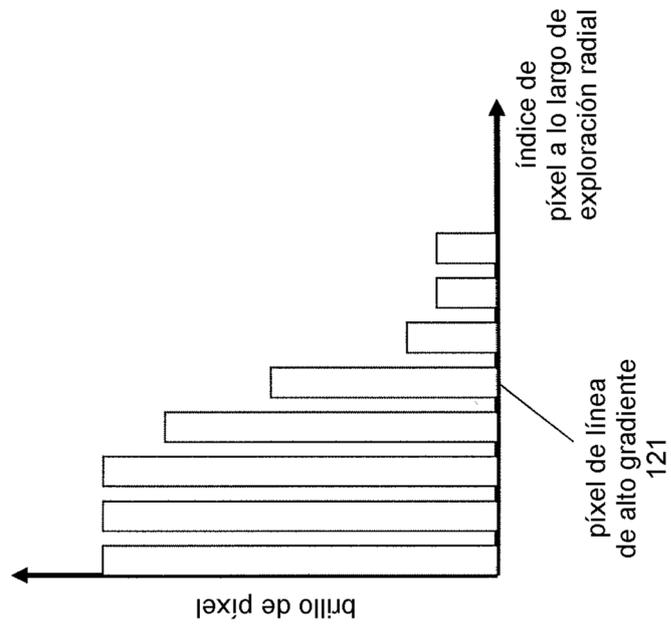


FIG. 5A

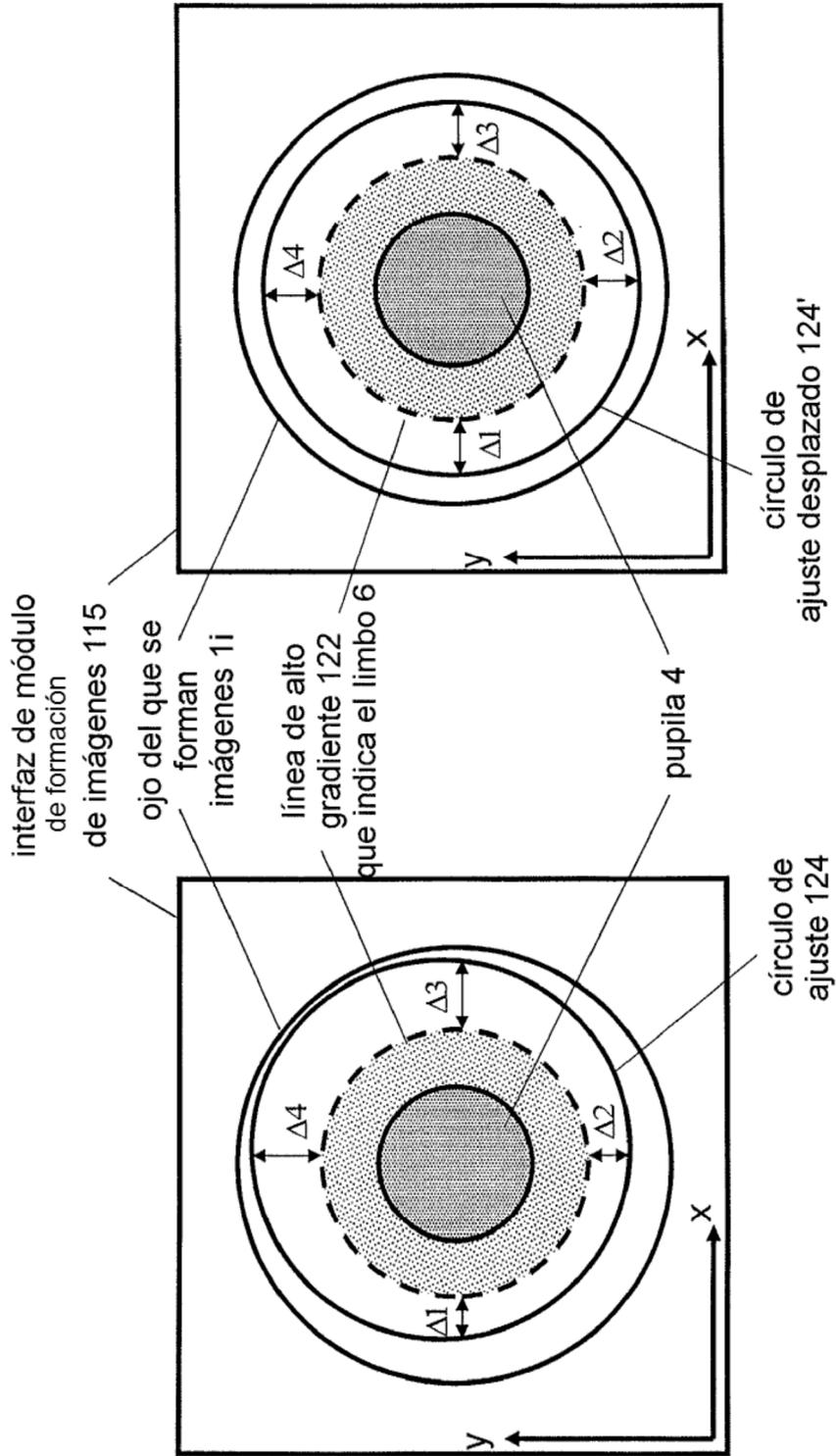


FIG. 5C

FIG. 5B

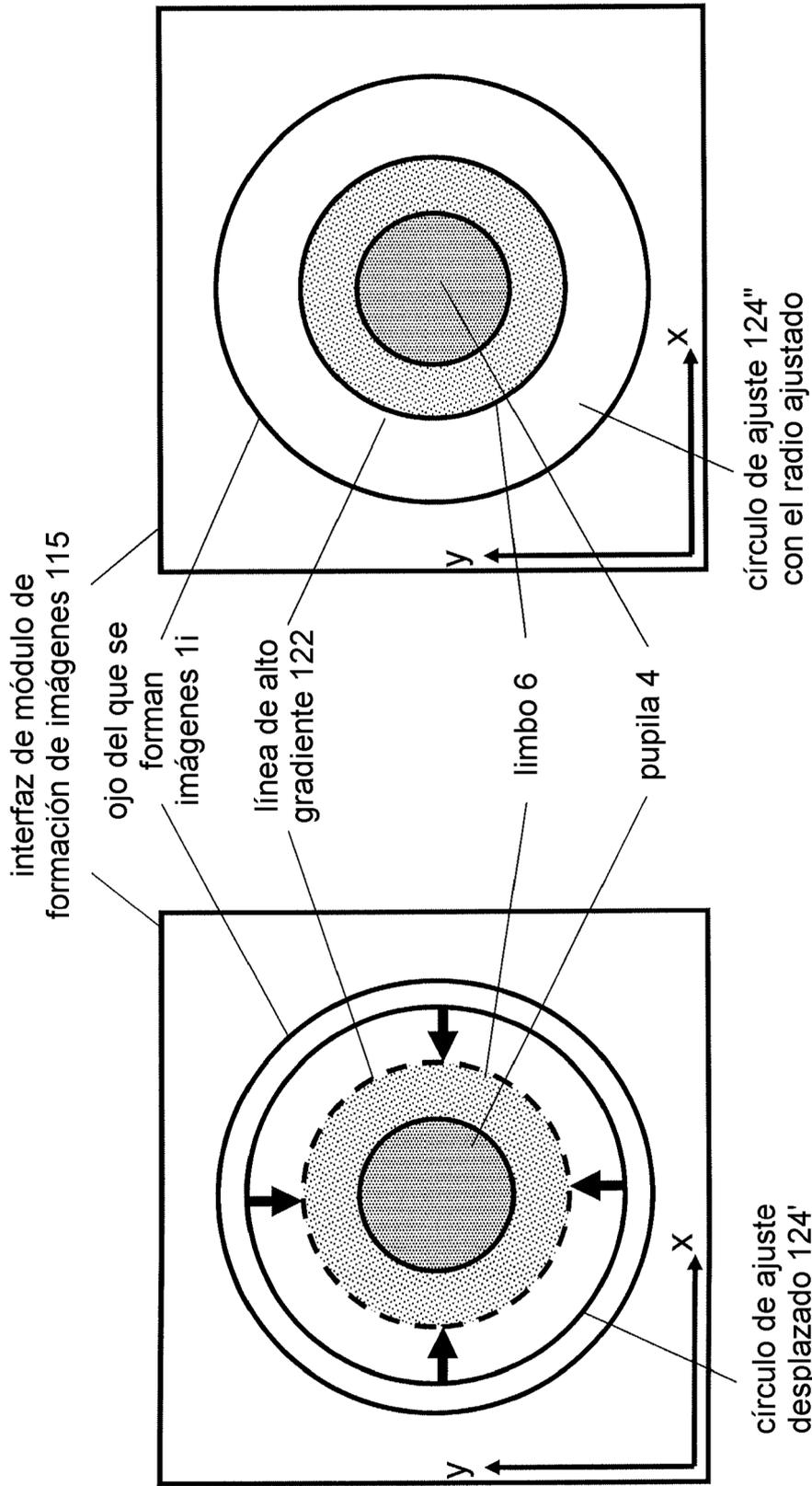


FIG. 5E

FIG. 5D

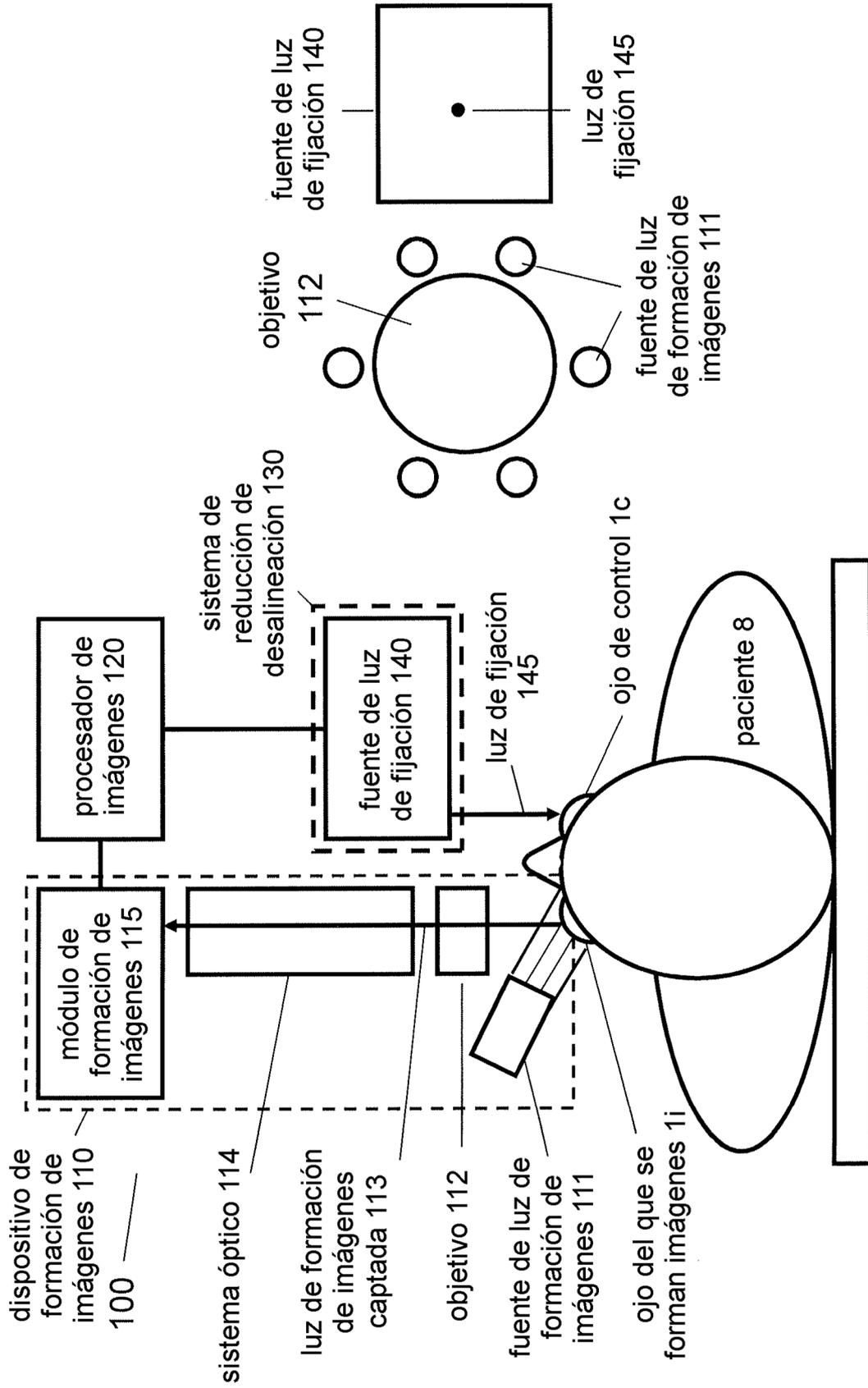


FIG. 6B

FIG. 6A

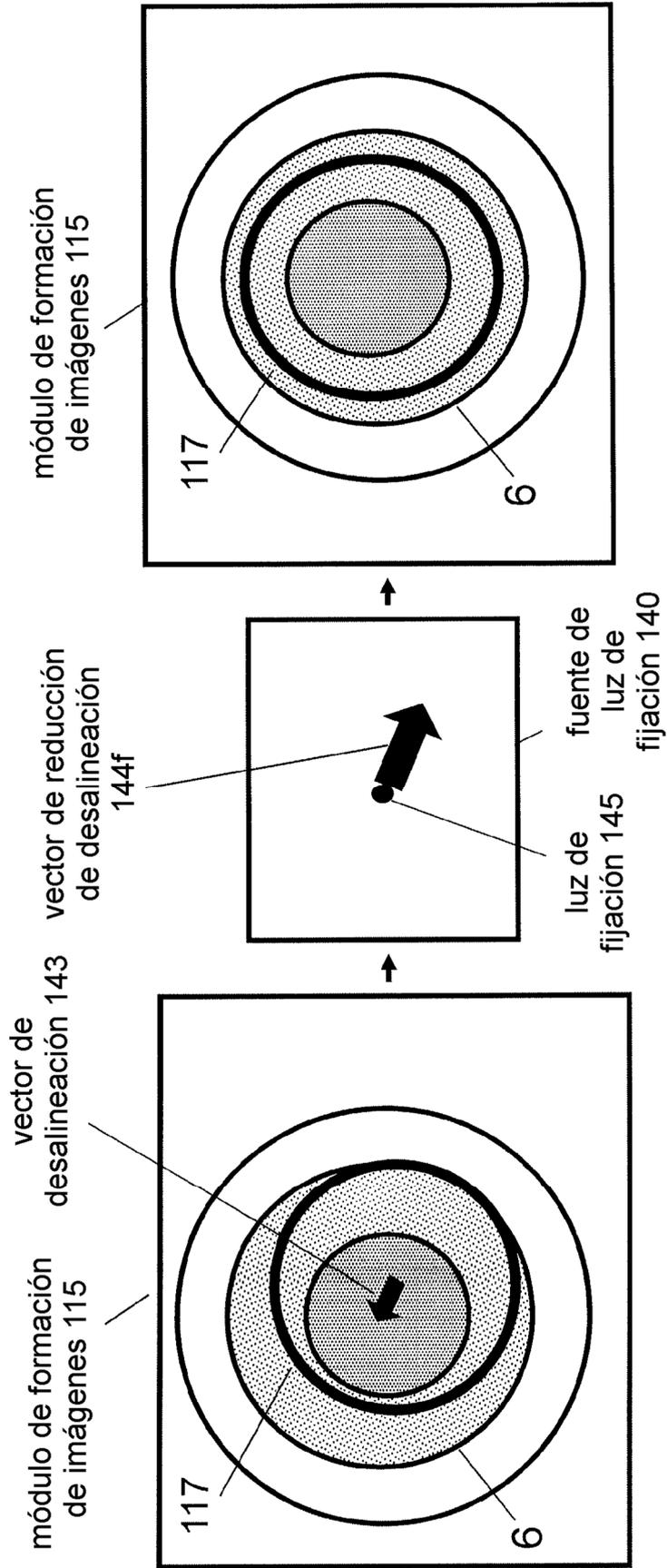


FIG. 7C

FIG. 7B

FIG. 7A

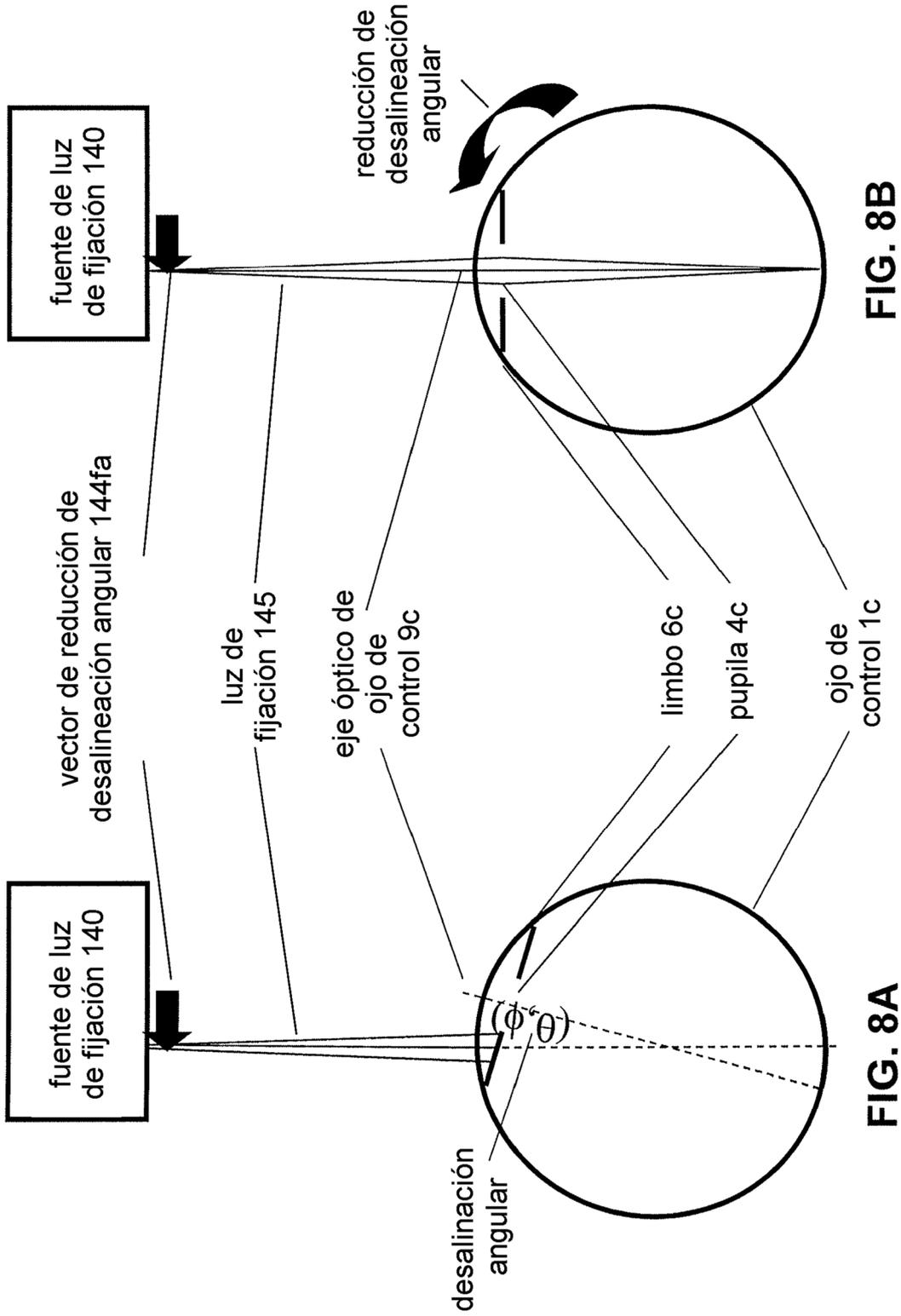


FIG. 8B

FIG. 8A

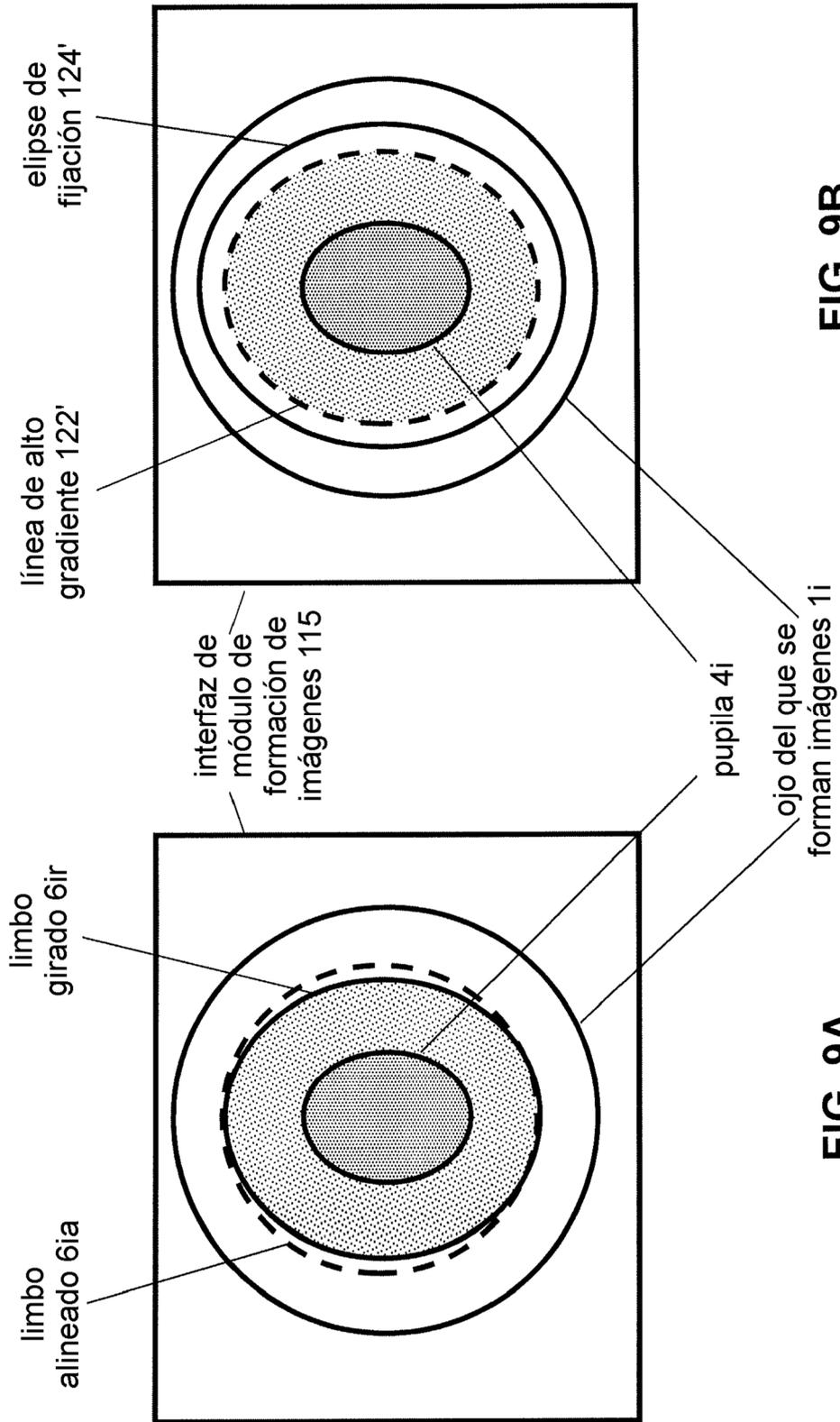


FIG. 9B

FIG. 9A

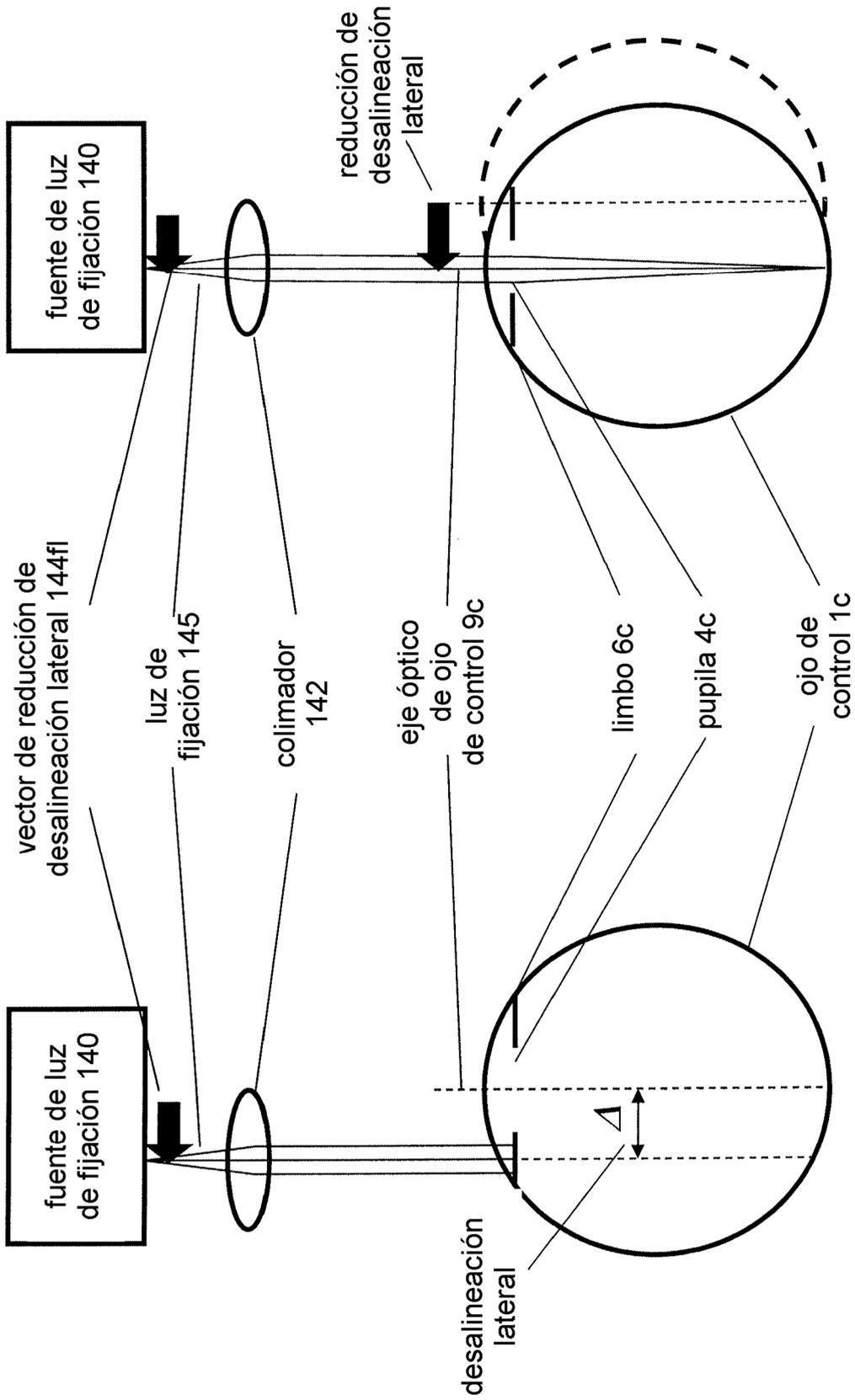


FIG. 10B

FIG. 10A

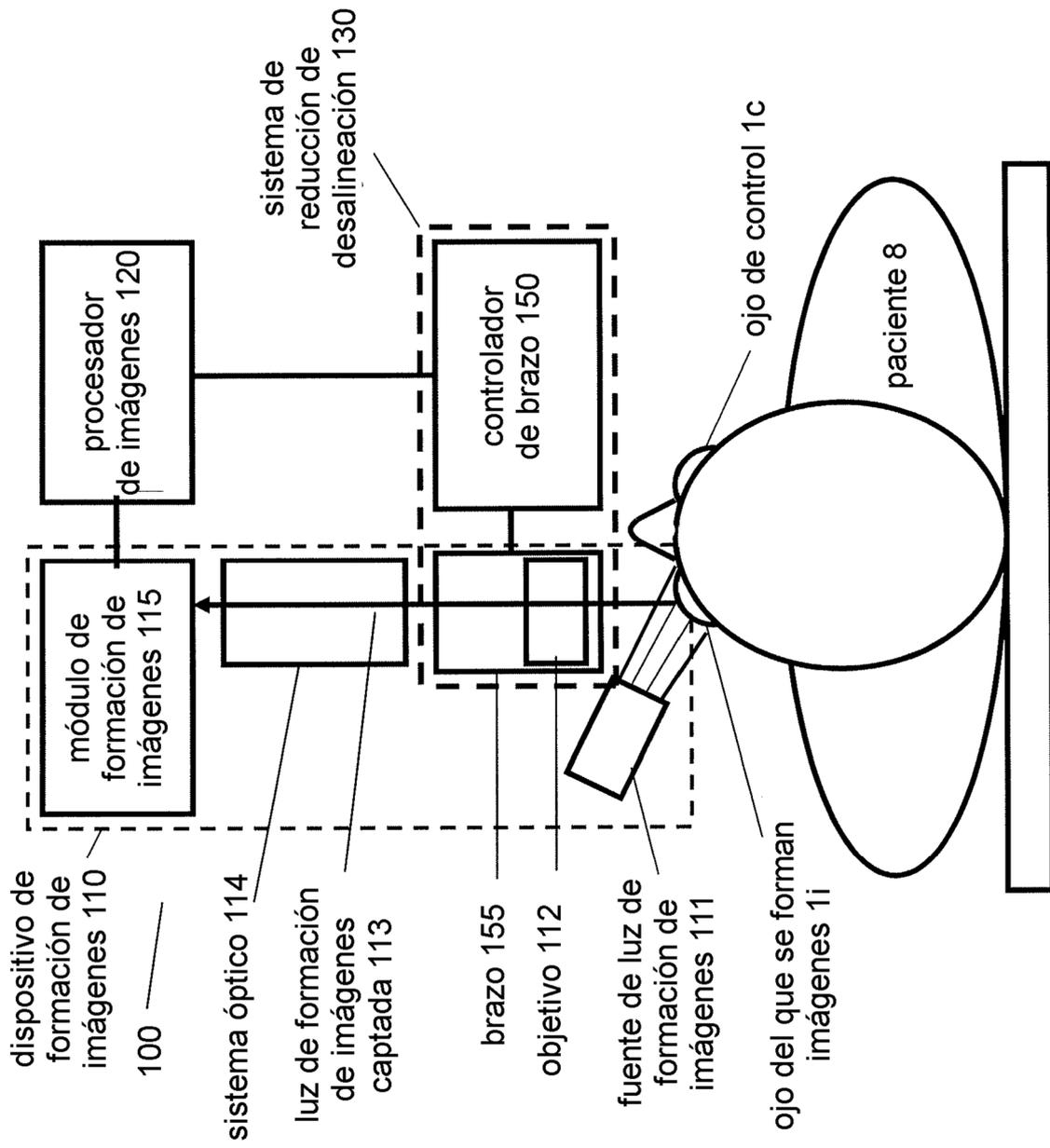


FIG. 11

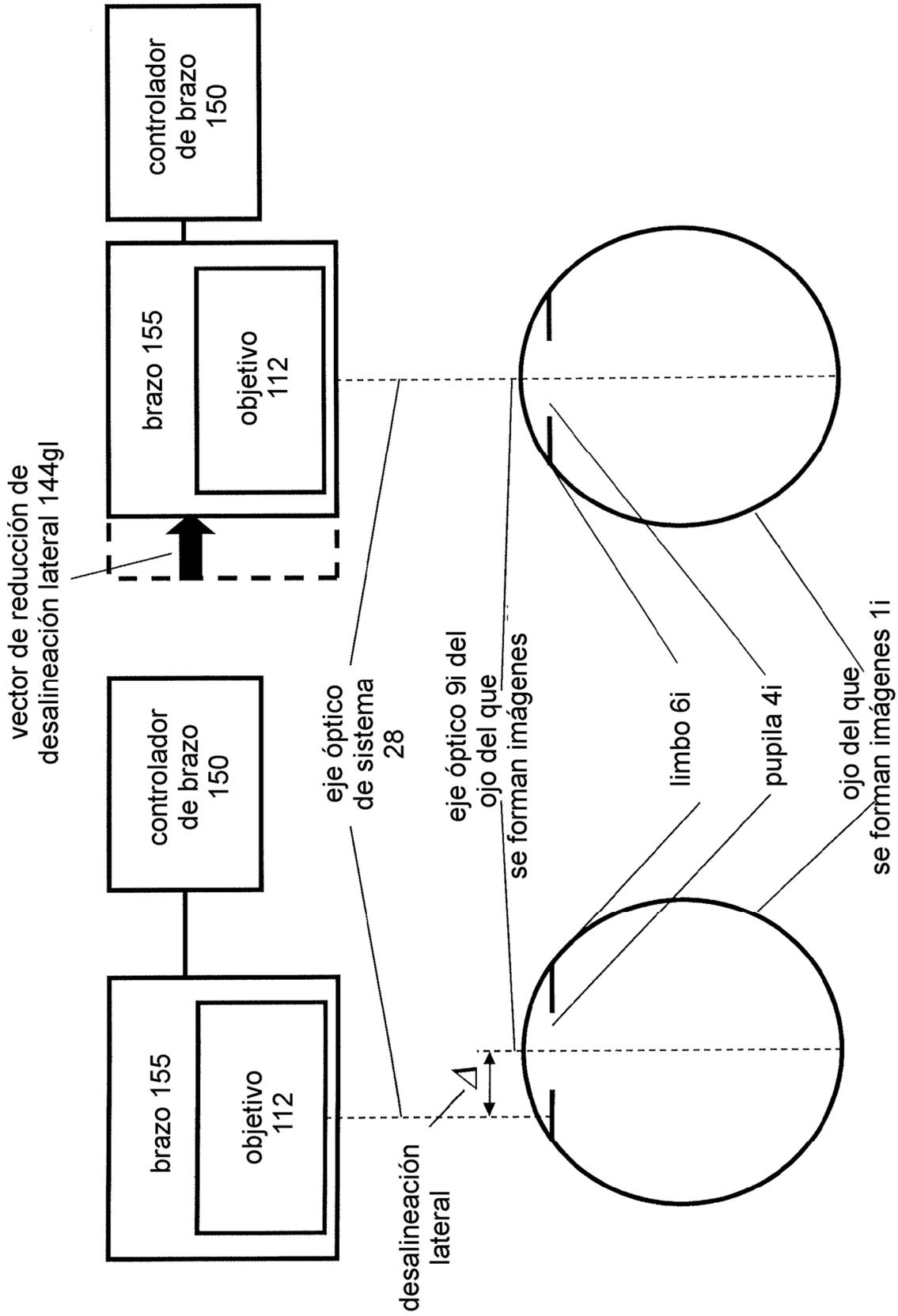


FIG. 12A

FIG. 12B

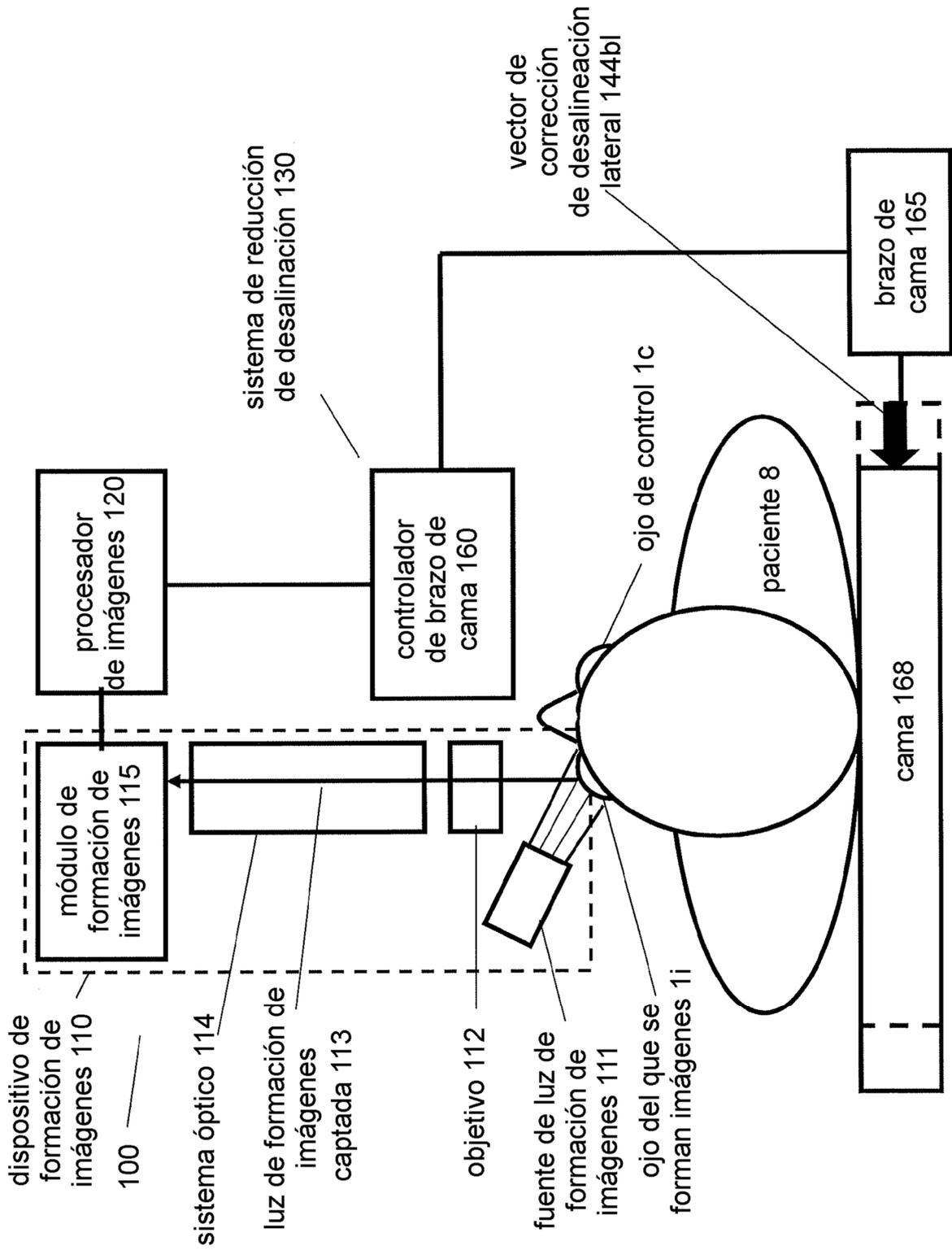


FIG. 13

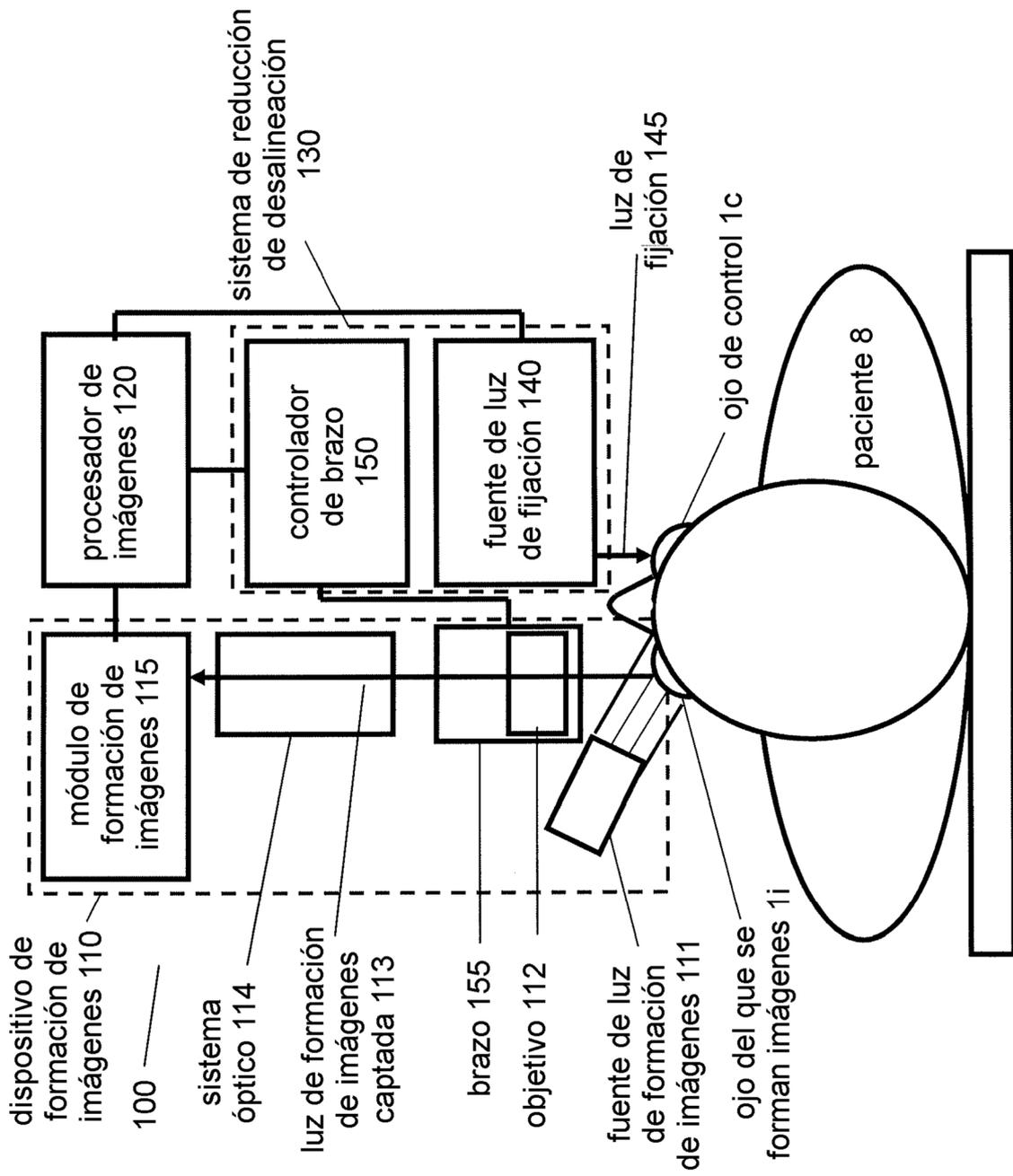


FIG. 14

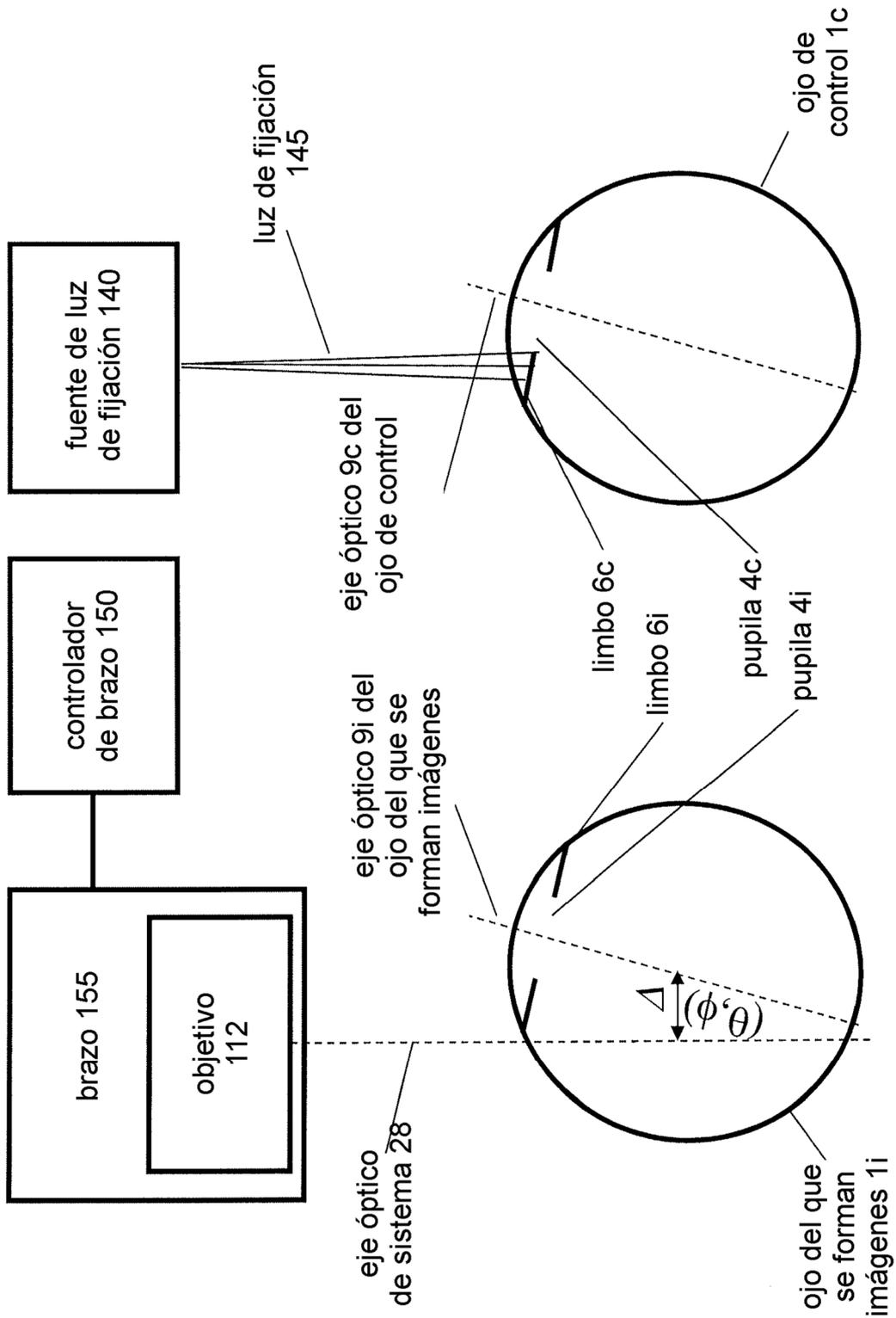


FIG. 15A

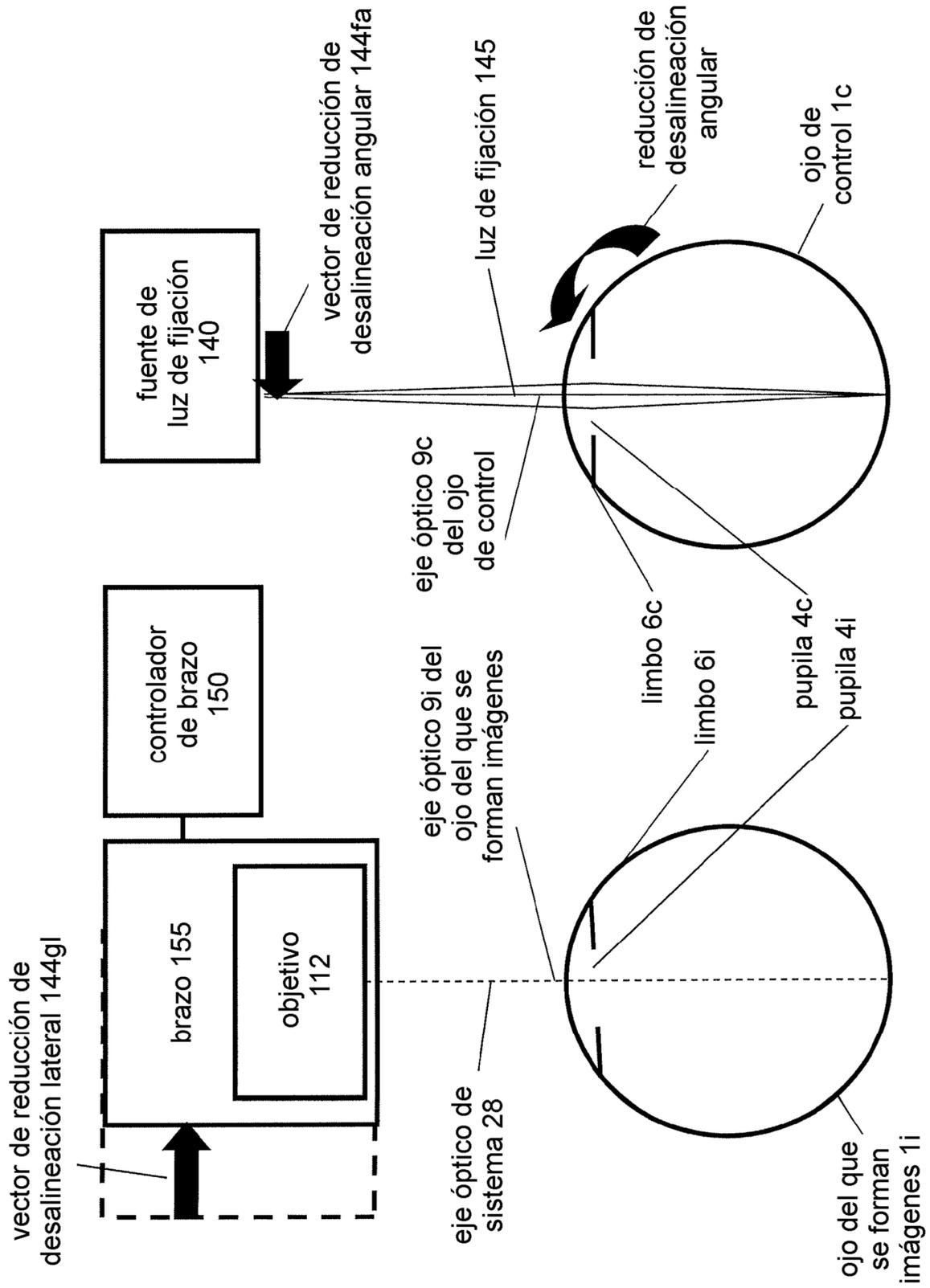


FIG. 15B

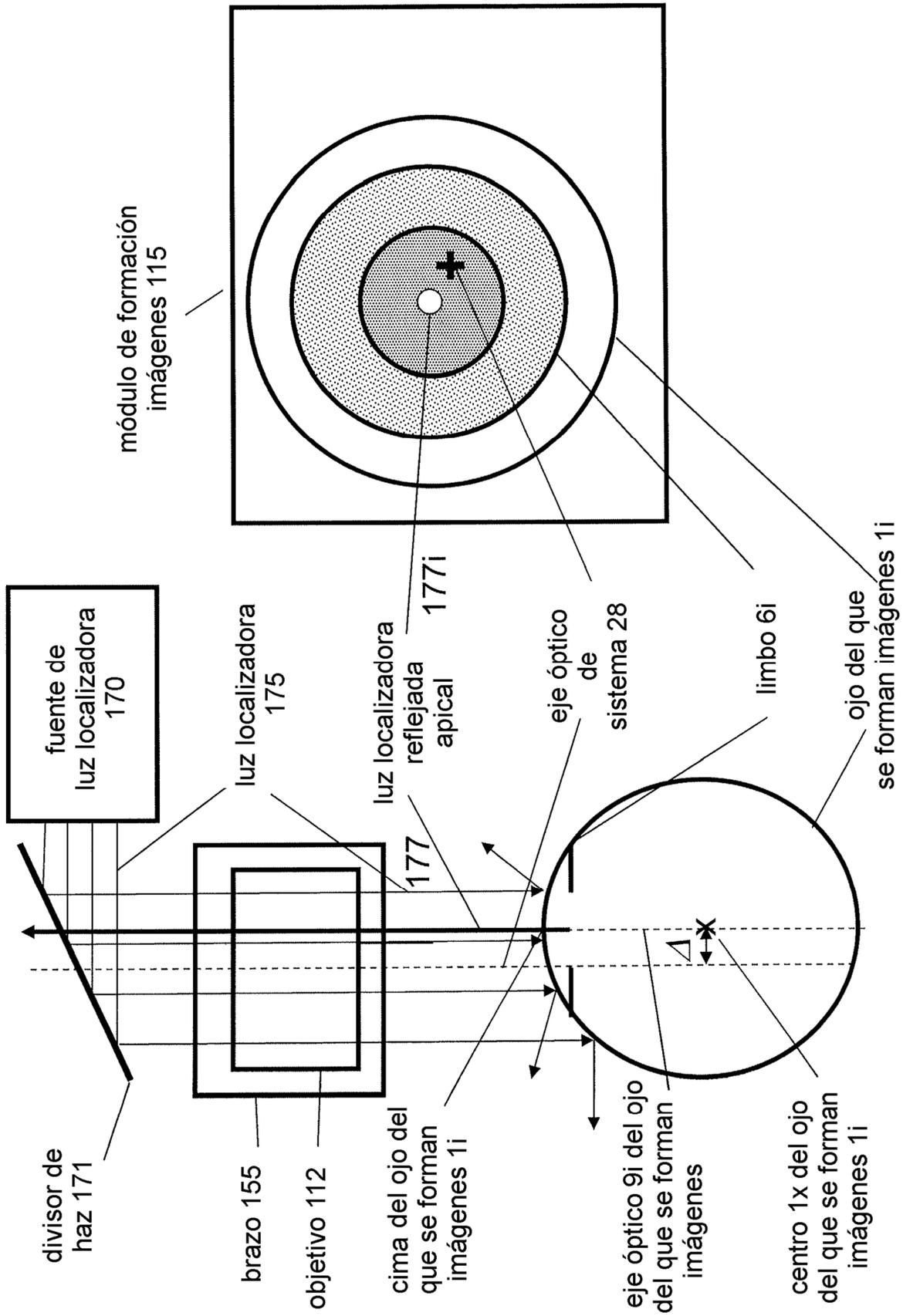


FIG. 16B

FIG. 16A

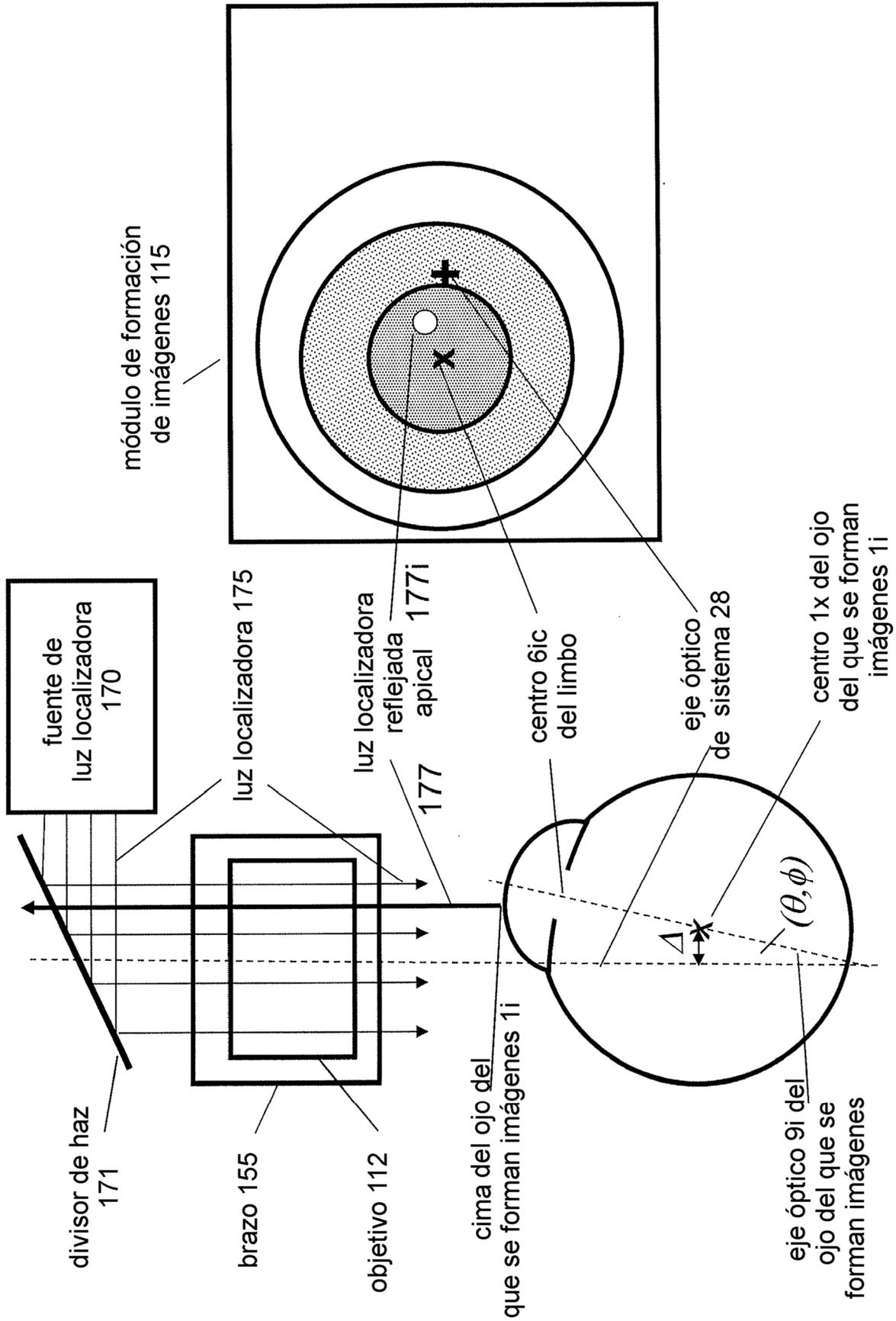


FIG. 17B

FIG. 17A

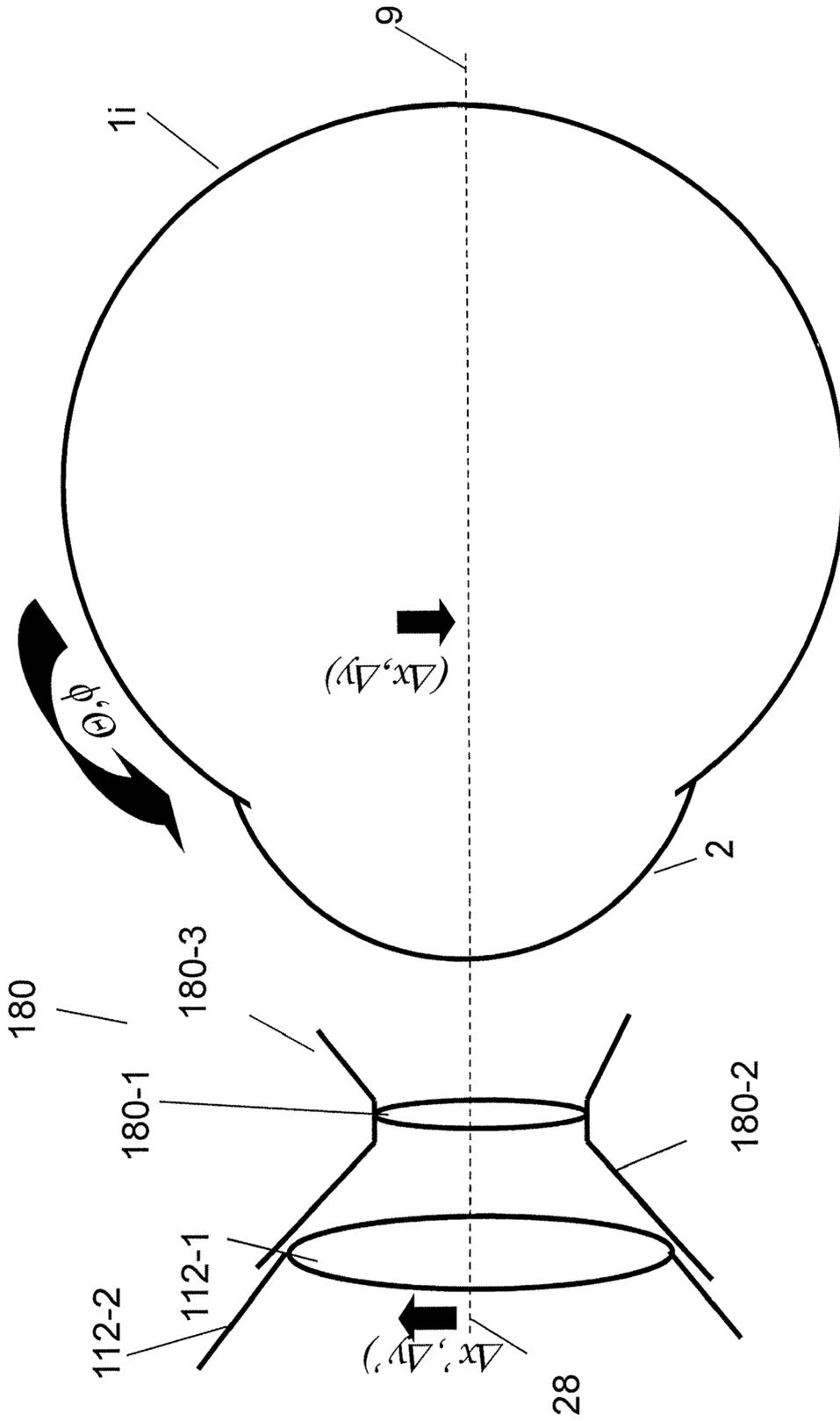


FIG. 18

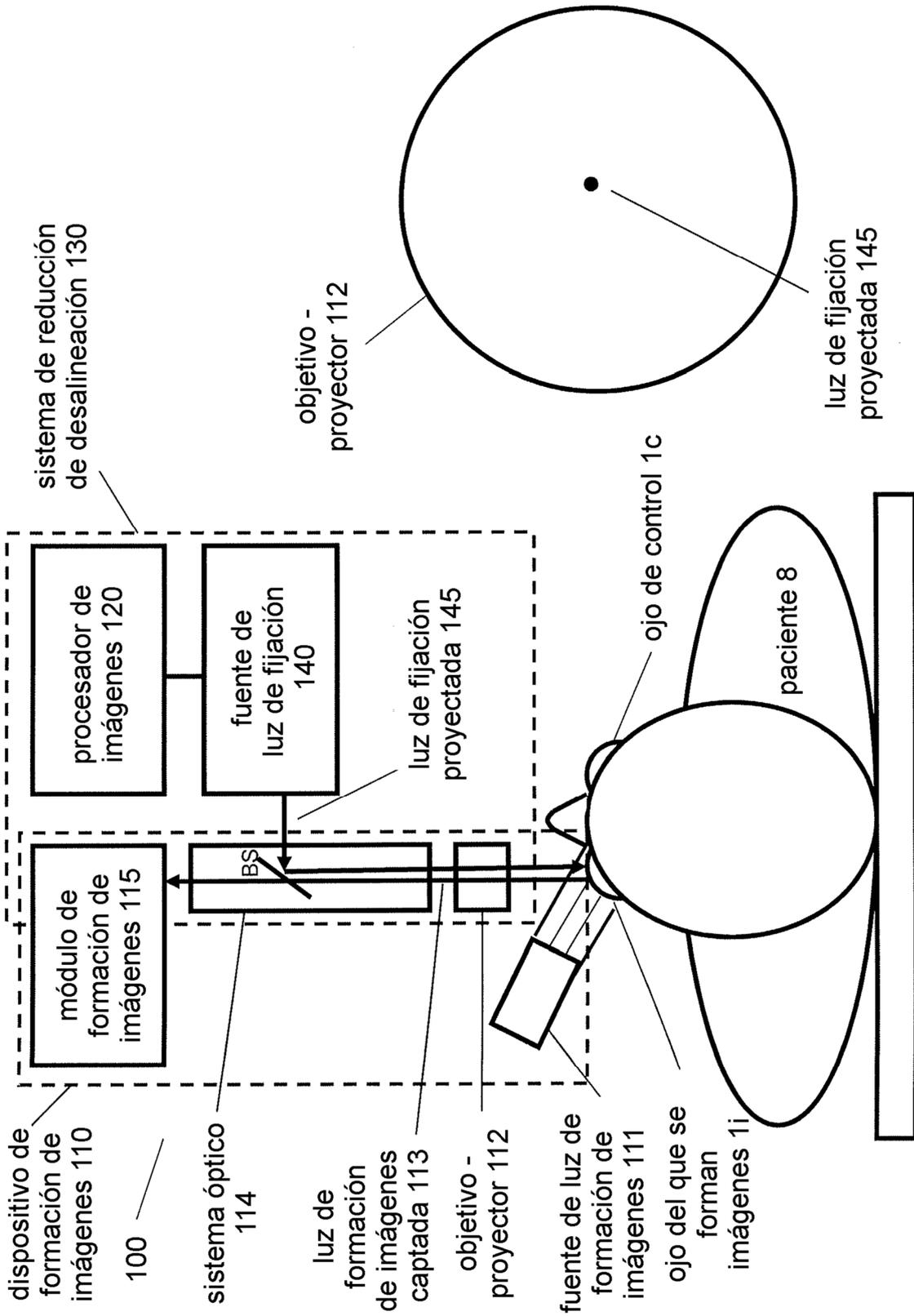


FIG. 19A

FIG. 19B

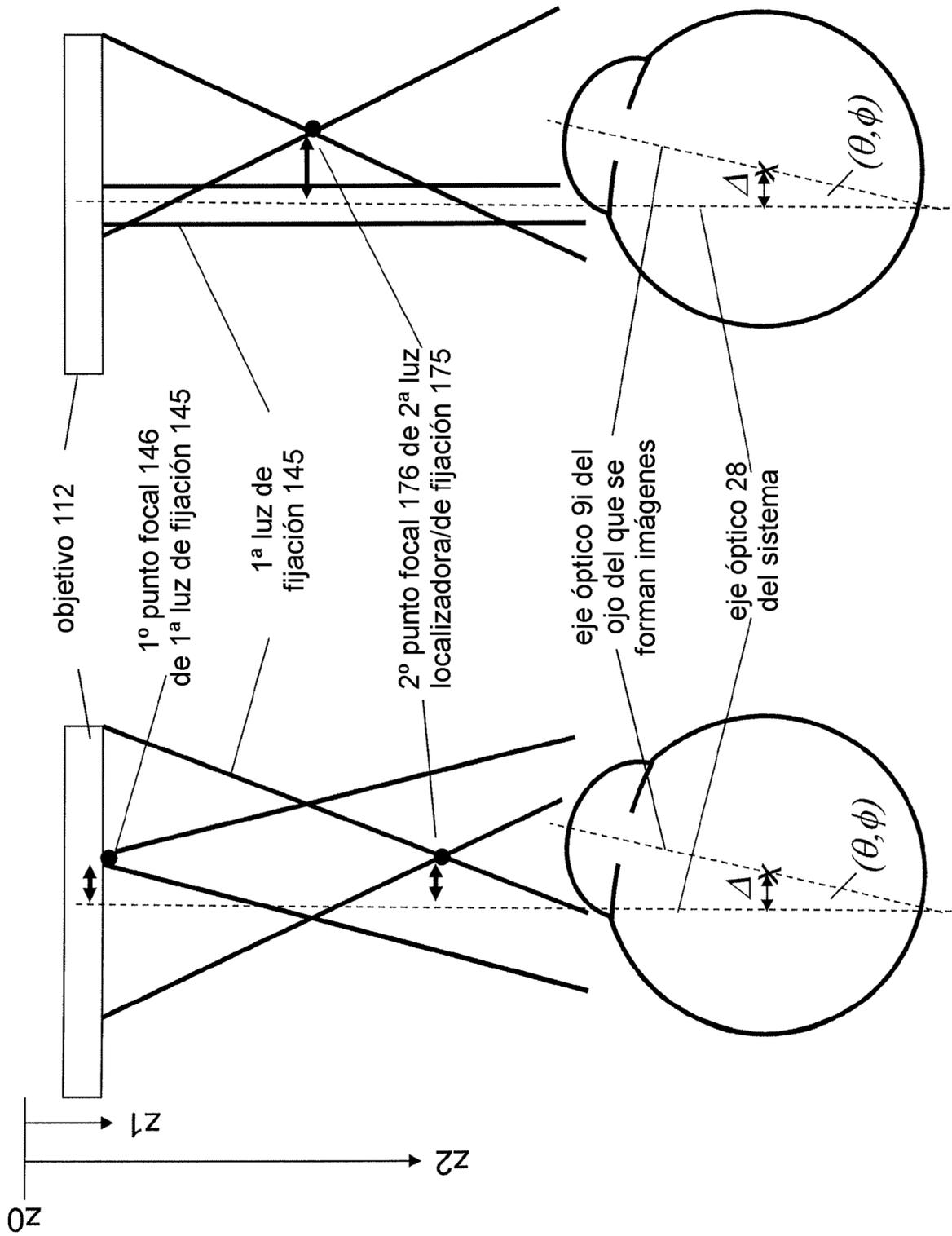
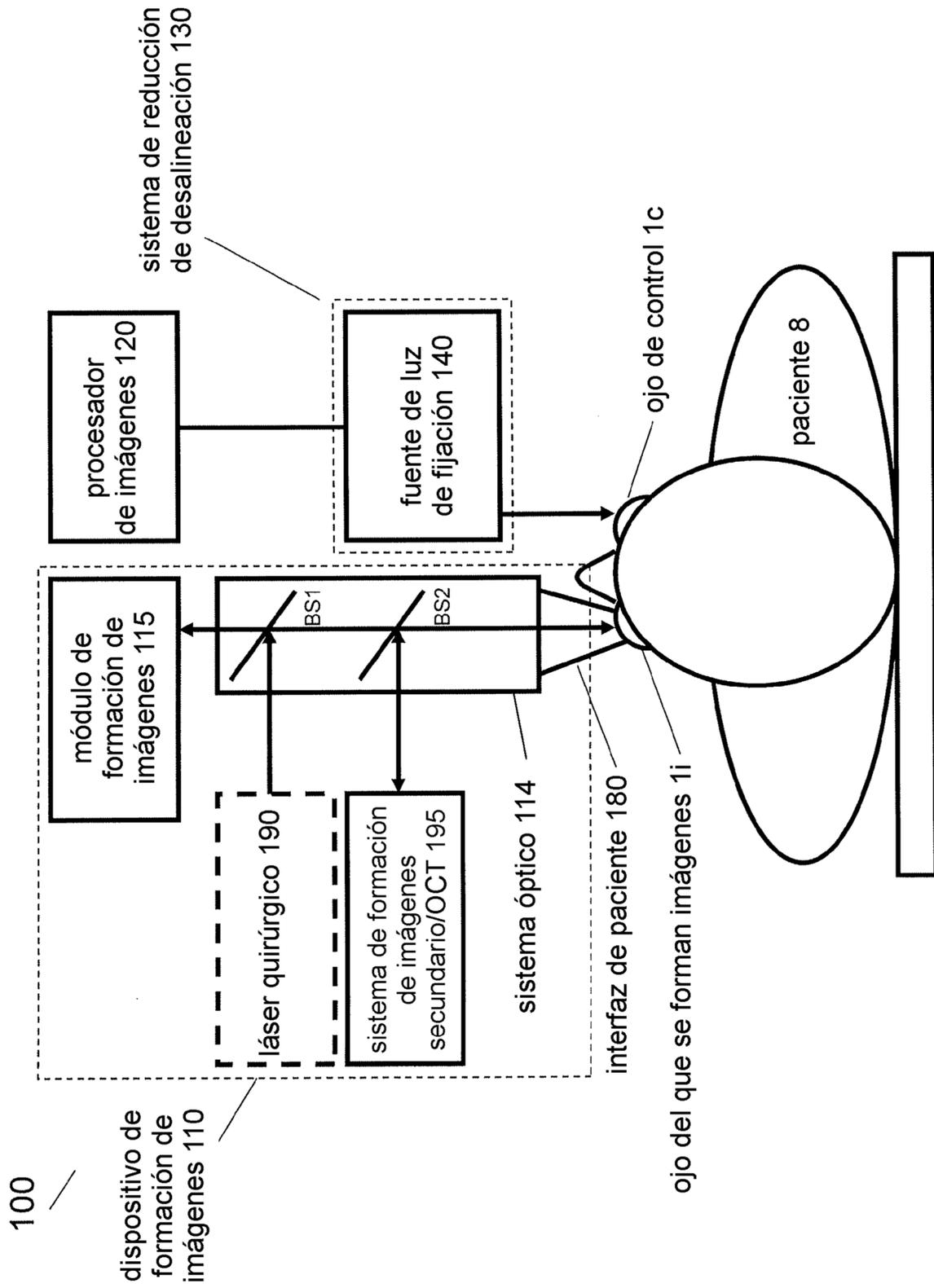


FIG. 20B

FIG. 20A



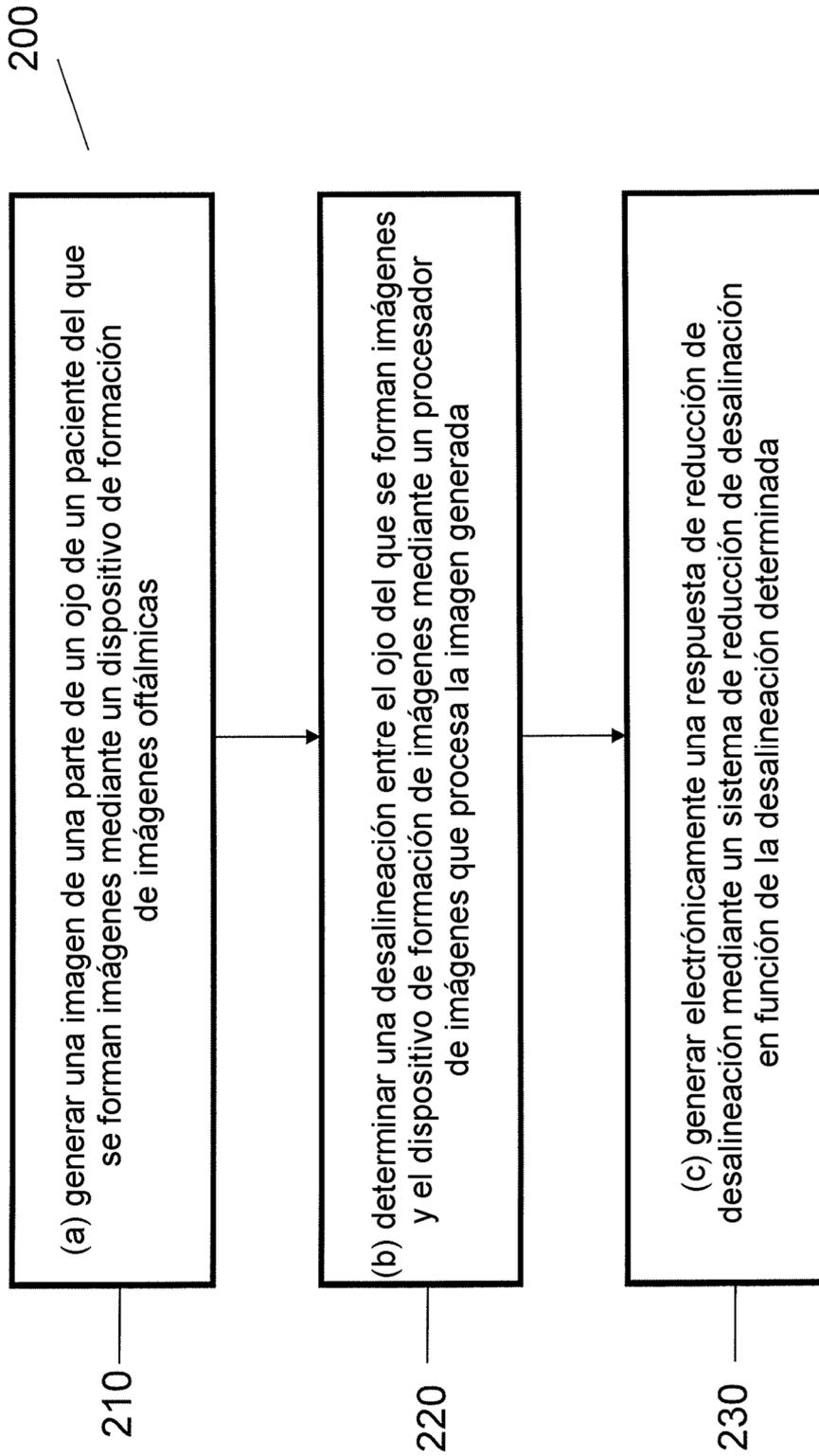


FIG. 22