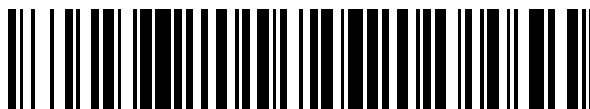


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 554 132**

51 Int. Cl.:

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 3/13 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2013** **E 13763838 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.10.2015** **EP 2699144**

54 Título: **Instrumento de examen**

30 Prioridad:

21.03.2012 TW 101109592

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

16.12.2015

73 Titular/es:

**OPTOMED OY (100.0%)
Hallituskatu 13-17 D 35
90100 Oulu, FI**

72 Inventor/es:

**ALASAARELA, ILKKA;
SOUKKAMÄKI, JUSSI;
JOLMA, ILKKA y
VIRTA, MARKKU**

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 554 132 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

Instrumento de examen

Campo de la invención

- 5 Las realizaciones ejemplares y no limitativas de la presente invención se refieren en general a un instrumento de examen de ojos.

Antecedentes

- 10 El diseño óptico de una cámara de fondo de ojo contiene varios requisitos desafiantes: La imagen debe ser nítida y debe ser iluminada uniformemente con un brillo suficientemente alto como para superar el ruido en la detección. El campo de visión debería ser suficientemente amplio para capturar una gran sección de la retina. La imagen debe estar libre de reflejos. Particularmente, los reflejos desde las lentes de la cámara de fondo, desde la córnea y desde el cristalino del ojo echan a perder fácilmente la calidad de una imagen. También es deseable que puedan obtenerse imágenes con las pupilas no dilatadas, es decir, de una manera no midriática. Preferiblemente, el dispositivo debería permitir la operación manual. Finalmente, el dispositivo debería ser compacto y fácil de alinear con el ojo durante la obtención de imágenes, y la distancia de trabajo debe ser suficientemente larga.

- 15 El documento de patente EP 2111785 presenta una cámara de fondo de ojo. El documento de patente DE 12007031923 presenta un dispositivo para examinar el ojo mediante foto-refracción excéntrica. El documento de patente US 200200639851 presenta un sistema de medición de características ópticas del ojo. El documento de patente US 20060146284 presenta un dispositivo de mano y procedimientos para examinar la retina de un paciente.

- 20 Se han realizado intentos para construir un buen oftalmoscopio. En la técnica anterior, los problemas relacionados con las reflexiones se han abordado típicamente mediante el uso de un procedimiento conjugado de punto negro junto con formas adecuadas de lentes comunes a la iluminación y la obtención de imágenes. Sin embargo, deterioran la calidad de la imagen al aumentar las aberraciones, o limitan el campo de visión utilizable. Por lo tanto, existe una clara necesidad de un oftalmoscopio apropiado.

Sumario

- 25 A continuación se presenta un sumario simplificado de la invención con el fin de proporcionar una comprensión básica de algunos aspectos de la invención. Este sumario no es una visión general extensa de la invención.

Un aspecto de la invención se refiere a un aparato según la reivindicación 1.

Un aspecto de la invención se refiere a un procedimiento según la reivindicación 12.

Otras realizaciones de la invención se describen en las reivindicaciones dependientes.

- 30 La presente solución permite a una formación de imágenes no midriática de un ojo, en la que la formación de imágenes resulta en imágenes libres de reflejos con un campo de visión apropiado.

Aunque los diversos aspectos, realizaciones y características de la invención se indican independientemente, debería apreciarse que todas las combinaciones de los diversos aspectos, realizaciones y características de la invención son posibles y están dentro del alcance de la presente invención tal como se reivindica.

- 35 **Breve descripción de los dibujos**

A continuación, la invención se describirá más detalladamente por medio de realizaciones ejemplares con referencia a los dibujos adjuntos, en los que

La Figura 1 muestra una arquitectura de un instrumento examen ocular;

La Figura 2 muestra una configuración alternativa de un instrumento de examen de un ojo;

- 40 La Figura 3 muestra una desviación del eje de la radiación de iluminación y el eje de la radiación de formación de imágenes;

La Figura 4 muestra las trayectorias de la radiación óptica en el ojo según el principio de Gullstrand;

La Figura 5 muestra trayectorias de radiación óptica con requisitos más fáciles que los del principio de Gullstrand;

La Figura 6 muestra la pupila de un ojo con trayectorias de radiación de iluminación y de formación de imágenes

separadas sólo en el cristalino;

Las Figuras 7 a 10 muestran algunas variaciones de las trayectorias;

La Figura 11 muestra las proyecciones de las trayectorias de radiación de iluminación y de formación de imagen más grandes que la pupila de un ojo;

5 La Figura 12 muestra un ejemplo en el que la pupila de un ojo es pequeña;

Las Figuras 13 a 14 muestran las proyecciones de las trayectorias de la radiación de iluminación y de la radiación de formación de imágenes sobre la pupila de un ojo;

La Figura 15 muestra una unidad de cámara con partes ópticas funcionales;

La Figura 16 muestra objetivos de fijación y su proyección sobre la retina;

10 La Figura 17 muestra una estructura de los objetivos de fijación;

La Figura 18 muestra un instrumento de examen con objetivos de fijación;

La Figura 19 muestra imágenes de objetivos de fijación sobre la retina;

La Figura 20 muestra una estructura para proporcionar objetivos de fijación;

La Figura 21 muestra un diagrama de flujo de un procedimiento.

15 Descripción detallada de algunas realizaciones

Las realizaciones ejemplares de la presente invención se describirán más detalladamente a continuación con referencia a los dibujos adjuntos, en los que se muestran algunas, pero no todas, las realizaciones de la invención. De hecho, la invención puede realizarse de muchas formas diferentes y no debería interpretarse como limitada a las realizaciones expuestas en la presente memoria. Aunque la especificación puede hacer referencia a "una" o "alguna" o "algunas" 20 realización o realizaciones en diversos lugares, esto no significa necesariamente que cada una de dichas referencias haga referencia a la misma realización o realizaciones, o que la característica se aplique sólo a una única realización. Las características únicas de las diferentes realizaciones pueden combinarse también para proporcionar otras realizaciones.

Un ejemplo de una arquitectura de un aparato, tal como un instrumento de examen de un ojo, se ilustra en la Figura 1, que es una arquitectura simplificada que muestra sólo algunos elementos y entidades funcionales, cuya implementación 25 puede variar. El instrumento de examen para obtener imágenes de un ojo puede comprender una unidad 100 de iluminación, un divisor 102 de haz, un objetivo 104 y una unidad 106 de cámara. La unidad 100 de iluminación comprende una lente o lentes 108 y una fuente 110 de radiación óptica que puede comprender, a su vez, uno o más elementos de fuente. La unidad de iluminación puede transmitir al menos una de las siguientes: luz ultravioleta (de aproximadamente 250 nm a 400 nm), luz visible (de aproximadamente 400 nm a 700 nm), luz infrarroja (de 30 aproximadamente 700 nm a 1.400 nm).

La unidad 100 de iluminación puede dirigir la radiación óptica de la fuente 110 desde una pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación al divisor 102 de haz. La pupila 112 de salida es una imagen de una abertura física en la unidad 100 de iluminación formada por los elementos ópticos después de la abertura. El divisor 102 de haz dirige la radiación óptica al objetivo 104 en una trayectoria 134 de radiación de iluminación. Una trayectoria de una radiación óptica 35 puede ser definida como un volumen ocupado por la radiación óptica. El tamaño y la forma de la trayectoria dependen de las propiedades de las lentes y de otros elementos ópticos. El ojo puede tener también algún efecto sobre la trayectoria. En la Figura 1, el divisor 102 de haz refleja una parte de la radiación óptica hacia el objetivo 104.

En general, un divisor de haz refleja una parte de la radiación óptica dirigida al mismo y permite que una parte restante de la radiación óptica pase a través del mismo. Frecuentemente, un divisor de haz divide un haz de radiación óptica en dos, 40 de manera que ambos haces tengan aproximadamente la misma intensidad que puede variar desde un porcentaje bajo o menos hasta casi el 50% de la intensidad del haz original no dividido.

En una realización, el divisor 102 de haz puede comprender un polarizador. El divisor 102 de haz con un polarizador puede ser un divisor de haz polarizante, por ejemplo. De manera alternativa o adicional, puede haber uno o más polarizadores para polarizar tanto la radiación de iluminación como la radiación de formación de imágenes. El polarizador 45 asociado con el divisor 102 de haz puede causar que la radiación óptica sea polarizada linealmente.

El objetivo 104 puede comprender una o más lentes. El objetivo 104 puede tener una propiedad diseñada de formación de una imagen real de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación en una posición que va desde la córnea 120 a

la parte 126 posterior del cristalino 124 del ojo 122 para iluminar la retina 128 del ojo 122 con radiación óptica cuando el instrumento de examen es movido a una distancia de trabajo desde el ojo. De manera similar, el objetivo 104 puede tener una propiedad diseñada de formación de una imagen real de la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara en una posición que va desde la córnea 120 a la parte 126 posterior del cristalino 124 del ojo 122 cuando el instrumento de examen es movido a una distancia de trabajo desde el ojo. La radiación óptica de iluminación puede pasar la pupila 127 del ojo cuando se propaga a la retina 128. De manera similar, la radiación óptica de formación de imágenes que viaja hacia detección puede pasar a través de la pupila 127 del ojo.

El objetivo 104 puede tener también una propiedad diseñada de formación de una imagen 130 real intermedia de la retina 128 entre el objetivo 104 y la unidad 106 de cámara en una trayectoria 132 de la radiación de formación de imágenes, que es la radiación óptica reflejada desde la retina 128. En una realización, la imagen 130 real intermedia puede estar entre el objetivo 104 y el divisor 102 de haz.

El divisor 102 de haz puede dirigir la radiación óptica desde la retina 128 a la unidad 106 de cámara. En la Figura 1, el divisor 102 de haz pasa una parte de la radiación óptica hacia la detección. El divisor 102 de haz puede haber sido diseñado y/o posicionado de manera que el divisor 102 de haz cause que la trayectoria 134 de la radiación de iluminación y la trayectoria 132 de la radiación de formación de imágenes se desvíen una de la otra de una manera predeterminada. La desviación puede prevenir un solapamiento de las imágenes y/o los haces de radiación de la pupila 112 de salida y la pupila 114 de entrada al menos en el cristalino 124.

El divisor 102 de haz puede residir entre el objetivo 104 y una abertura 116 del sistema 138 de lente de relé. El divisor 102 de haz puede estar situado entre la pupila 114 de entrada de un sistema 138 de lente de relé y el objetivo 104. La pupila de entrada es la imagen de la abertura 116 del sistema 138 de lente de relé formado por los elementos ópticos antes de la abertura 116 (proyectada al espacio objeto). El divisor 102 de haz puede residir entre la imagen 130 intermedia y el sistema 138 de lente de relé. El divisor 102 de haz puede formar una desviación entre la radiación óptica de iluminación y la radiación de formación de imágenes. Por ejemplo, una ubicación ópticamente a medio camino entre la pupila 114 de salida del sistema 138 de lente de relé y la imagen 130 intermedia puede ser posible para el divisor 102 de haz. Cierta distancia entre la imagen 130 intermedia y el divisor 102 de haz puede ser beneficiosa para evitar polvo sobre el divisor 102 de haz, que puede llegar a ser visible en las imágenes, por ejemplo.

Si el divisor 102 de haz comprende un polarizador, la radiación óptica reflejada por el divisor 102 de haz al objetivo 104 es polarizada. A continuación, la radiación óptica polarizada se propaga a la retina 128 del ojo 122 y es reflejada desde la retina 128. Debido a que la superficie de la retina 128 es ópticamente rugosa, la radiación óptica polarizada se convierte en al menos parcialmente despolarizada. Cuando la radiación óptica reflejada llega al divisor 102 de haz polarizante, la parte polarizada de la radiación óptica es reflejada desde el divisor 102 de haz hacia la unidad 100 de iluminación sin ser detectada. Sin embargo, una parte de la parte despolarizada de la radiación óptica reflejada se propaga a través del divisor 102 de haz hacia la detección.

Además o en lugar de un divisor de haz polarizante, puede usarse un divisor de haz con un pre-polarizador 140 para la radiación de iluminación y un post-polarizador 142 para la radiación de formación de imágenes. El pre-polarizador 140 puede realizar una polarización lineal a la radiación 134 óptica de iluminación antes del divisor 102 de haz. El post-polarizador 142 también puede ser un polarizador lineal y puede estar en una posición cruzada con respecto al pre-polarizador 140, es decir, el eje de polarización del post-polarizador 142 está girado 90° con respecto al del pre-polarizador 140. En esta configuración, cualquier radiación óptica que tiene una polarización lineal que pasa el pre-polarizador 140 puede no pasar el post-polarizador 142. De esta manera, las reflexiones desde el objetivo 104, por ejemplo, pueden no pasar el post-polarizador 142 y, por lo tanto, pueden no propagarse al componente 106 de detección. Sin embargo, una parte de la radiación óptica despolarizada reflejada desde la retina 128 puede pasar a través del post-polarizador 142 hasta el componente 106 de detección.

La unidad 106 de cámara comprende un componente 136 de detección y puede comprender un sistema 138 de lente de relé. El sistema 138 de lente de relé puede ser también un componente separado de la unidad 106 de cámara. La unidad 106 de cámara puede ser una combinación integrada del componente 136 de detección y el sistema 138 de lente de relé de manera que la unidad 106 de cámara sea un producto comercial como tal. La unidad 106 de cámara puede comprender también la unidad 148 de procesamiento de imágenes y la pantalla 150 en un bastidor común. De manera alternativa, la unidad 106 de cámara puede estar diseñada y realizada en componentes ópticos separados únicos para el instrumento de examen.

El sistema 138 de lente de relé puede comprender al menos una lente. El sistema 138 de lente de relé puede formar una imagen real de la imagen 130 intermedia sobre el componente 136 de detección con la radiación óptica reflejada. El componente 136 de detección puede comprender una pluralidad de píxeles que pueden estar en la forma de una matriz. El propósito del componente 136 de detección puede ser transformar la imagen óptica en una forma eléctrica. Sin embargo, el componente 136 de detección puede ser también una película fotográfica en lugar de un detector optoelectrónico. El componente 136 de detección puede ser una celda CCD (Charged-Coupled Device) o una célula

CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor). La unidad 106 de cámara puede funcionar como una cámara digital. La imagen en forma eléctrica, una o más imágenes fijas o un vídeo, puede ser procesada en una unidad 148 de procesamiento de imágenes y, a continuación, puede ser presentada al usuario en la pantalla 150 del instrumento de examen. La unidad 148 de procesamiento de imágenes puede comprender un procesador y una memoria.

La Figura 2 presenta una configuración alternativa del dispositivo de examen de ojo. La configuración es, por lo demás, similar a la de la Figura 1, pero la unidad 106 de cámara y la unidad 100 de iluminación han cambiado posiciones. Si el divisor 102 de haz comprende un polarizador, la radiación óptica que pasa a través del divisor 102 de haz al objetivo 102 es polarizada. A continuación, la radiación óptica polarizada se propaga a la retina 128 del ojo 122 y es reflejada desde la retina 128. Cuando la radiación óptica reflejada llega al divisor 102 de haz polarizante, la parte polarizada de la radiación óptica pasa a través del divisor 102 de haz hacia la unidad 100 de iluminación. Sin embargo, la parte despolarizada de la radiación óptica reflejada es reflejada desde el divisor 102 de haz hacia la detección.

En una realización que se muestra también en la Figura 2, un divisor de haz de polarización puede ser sustituido por un divisor de haz de no polarización, un polarizador 144, y una placa 146 de cuarto de onda. El polarizador 144 puede polarizar la radiación 134 de iluminación después de la reflexión desde el divisor de haz. Una placa 146 de cuarto de onda puede convertir la radiación 134 de iluminación polarizada linealmente a radiación polarizada circularmente. La radiación óptica llega al objetivo 104 y la córnea 120 antes de entrar al ojo 122. La polarización de la radiación óptica que se propaga hacia el componente 106 de detección puede ser devuelta desde la radiación polarizada circularmente a la radiación polarizada linealmente en la placa 146 de cuarto de onda cuando pasa por segunda vez. Sin embargo, entonces la polarización lineal está girada 90° con respecto a la radiación de iluminación. A continuación, la radiación 132 de formación de imágenes puede llegar de nuevo al polarizador 144. La parte de la radiación óptica que ha mantenido la polarización, particularmente las reflexiones, puede no pasar el polarizador 144 debido a que la polarización de la radiación óptica ha girado 90° en total después del segundo paso de la placa de cuarto de onda. Sin embargo, al menos una parte de la radiación óptica despolarizada reflejada desde la retina 128 puede pasar el polarizador 144.

Exáminese ahora un poco más de cerca una realización, en la que las trayectorias ópticas de la radiación de iluminación y de formación de imágenes son separadas usando un divisor de haz de polarización en lugar de un espejo o un divisor de haz no polarizante. El divisor de haz de polarización puede ser usado para separar las trayectorias de la radiación de iluminación y de formación de imágenes lejos de la pupila 114 de entrada del sistema 138 de lente de relé. El divisor de haz con (o sin) un polarizador puede estar incluido dentro del instrumento de examen. La unidad 106 de cámara puede ser una unidad independiente y puede comprender una lente o unas lentes ordinarias, que pueden ser usadas también para otros propósitos.

Tal como se muestra en la Figura 1, la radiación de iluminación y la radiación de formación de imágenes comparten al menos el objetivo 104 y, potencialmente, también otras lentes entre el objetivo 104 y el divisor 102 de haz que puede comprender o no un polarizador. Una ventaja de un objetivo 104 compartido es que la distancia de trabajo entre el instrumento de examen y el ojo 122 puede hacerse cómodamente grande, lo cual puede ser también beneficioso para el funcionamiento de un instrumento de examen de mano.

El uso de un divisor de haz de polarización permite libertad de diseño para las lentes compartidas sin reflexiones molestas. Cuando una radiación de iluminación polarizada linealmente reflejada desde un divisor de haz de polarización es reflejada desde las superficies compartidas (la superficie frontal y posterior del objetivo 104, por ejemplo), conserva su estado de polarización y es reflejada hacia la unidad de iluminación 100 por el divisor de haz de polarización. Sin embargo, cuando la radiación de iluminación es dispersada desde la retina 128, es sustancialmente despolarizada y, por lo tanto, la imagen de la retina 128 es transmitida a través del divisor de haz de polarización al componente 136 de detección. Naturalmente, las lentes compartidas deberían ser sustancialmente libres de birrefringencia, o su birrefringencia debería ser compensada usando compensadores adecuados, tales como un placa de retardo.

En una realización, puede usarse una eliminación mixta de reflejos de manera que el resplandor desde las primeras superficies compartidas pueda ser eliminado en base a la polarización, y los reflejos desde las superficies siguientes (es decir, más cerca del ojo) pueden ser eliminados en base a la polarización con al menos un compensador o usando los procedimientos de la técnica anterior, por ejemplo, diseñando las formas adecuadamente y/o usando un procedimiento conjugado de punto negro.

La Figura 3 presenta una desviación entre el eje 300 óptico de la trayectoria de la radiación de iluminación y el eje 302 óptico de la trayectoria de la radiación formación de imágenes. La Figura 3 se refiere a la configuración de la Figura 1. Sin embargo, una desviación correspondiente en las direcciones puede estar presente también en una configuración similar a la Figura 2. El ángulo α entre las direcciones del eje 300 óptico de la trayectoria de la radiación de iluminación y el eje 302 óptico de la trayectoria de la radiación de formación de imágenes puede ser de unos pocos grados. El ángulo α puede ser de 3° a 12°, por ejemplo. La desviación es usada para prevenir un solapamiento de las imágenes de la pupila 112 de salida y la pupila 114 de entrada al menos en el cristalino 124 (véanse las Figuras 4 a 6). La desviación puede ser ajustable. La desviación puede ser cambiada girando el divisor 102 de haz o moviendo la pupila de iluminación, por

ejemplo.

Ahora, se analizan las posibilidades de eliminación de los reflejos causados por el ojo. La Figura 4 presenta trayectorias ópticas en el ojo en una realización según el principio de Gullstrand. Un problema común relacionado con las cámaras de fondo de ojo son los reflejos desde las partes frontales del ojo. Las fuentes de las reflexiones son la córnea 120 y ambas superficies del cristalino 124. Según el principio de Gullstrand, esas reflexiones pueden ser evitadas separando las trayectorias 400, 402 de las radiaciones de iluminación y de formación de imágenes, una de la otra, sobre esas superficies. Tal como se muestra en la Figura 4, la trayectoria 400 de la radiación de iluminación y la trayectoria 402 de la radiación de formación de imágenes no se solapan sobre la superficie de la córnea 120 y sobre la superficie 125 frontal y la superficie 126 posterior del cristalino 124. Las trayectorias convergen antes de una cintura estrecha y, a continuación, las trayectorias divergen. La cintura estrecha entre la córnea 120 y la superficie 126 posterior del cristalino 124 significa el punto focal de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación. De manera similar, la imagen de la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara está enfocada en la cintura de la trayectoria 402 de la radiación de formación de imágenes.

Las Figuras 5 y 6 presentan una realización, cuyos requisitos son más fáciles que los del principio de Gullstrand. La Figura 5 muestra el campo de visión de una configuración en la que las trayectorias de las radiaciones de iluminación y de formación de imágenes son separadas en un intervalo desde la superficie 125 frontal a la superficie 126 posterior del cristalino 124. En una realización en la que se usa al menos un polarizador, tal como un divisor de haz polarizante, el reflejo desde la córnea 120 puede ser eliminado o atenuado tanto que la reflexión no perturbe el examen o las mediciones de la retina. Debido a que no es necesario preocuparse del reflejo desde la córnea 120, las trayectorias 400, 402 de la radiación de iluminación y la radiación de formación de imágenes sólo pueden ser separadas sobre las superficies del cristalino 124, lo que permite un campo de visión sustancialmente mayor del instrumento de examen. La imagen real de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y la imagen real de la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara pueden estar diseñadas para estar en el mismo sitio o en sitios diferentes sobre una línea paralela al eje óptico de la trayectoria 134 de la radiación de iluminación o la trayectoria 132 de la radiación de formación de imágenes.

La Figura 6 muestra la pupila de un ojo en la que las trayectorias 400, 402 de las radiaciones de iluminación y de formación de imágenes están separadas sólo dentro del cristalino 124. En general, pueden dirigirse más de una trayectoria de radiación de iluminación a un ojo. De manera similar, más de una trayectoria de radiación de formación de imágenes puede conducir desde un ojo al componente 136 de detección. El círculo 600 grande representa una proyección de la pupila del ojo al plano focal (que está en realidad dentro del ojo). El círculo 602 superior representa una proyección de una trayectoria 402 de la radiación de formación de imágenes sobre el plano focal. El círculo 604 inferior representa una proyección de una trayectoria 400 de la radiación de iluminación sobre el plano focal. Ambas proyecciones de las cinturas de las trayectorias pueden ser discos circulares con un diámetro de aproximadamente 1 mm (lo que significa un uso eficiente de la óptica de iluminación y de formación de imágenes), y puede haber una distancia de aproximadamente 1 mm entre las trayectorias de las radiaciones. El círculo 606 superior de trazos muestra una proyección de la radiación de formación de imágenes en la pupila del ojo. El círculo 608 inferior de trazos muestra una proyección de la radiación de iluminación en la pupila 600 del ojo. Ambas trayectorias de radiación óptica encajan dentro de la pupila 600 del ojo que tiene un diámetro de aproximadamente 4 mm.

El tamaño de unos pocos milímetros o menos puede ser adecuado para trayectorias de radiación óptica en el uso de una longitud de onda NIR (Near Infra Red, infrarrojo cercano) y luz visible. El instrumento de examen puede alinearse a la posición correcta para la captura de imágenes, después de lo cual puede usarse luz visible en modo flash/destello para capturar una imagen fija o un video corto. La longitud de onda NIR no causa un reflejo de luz pupilar y, por lo tanto, el instrumento de examen puede estar diseñado para operar con tamaños de pupila más grandes.

Las proyecciones de las trayectorias 400, 402 de las radiaciones de iluminación y de formación de imágenes pueden ser de varios tamaños y formas. Pueden ser círculos o elipses, rectángulos completos o truncados o pueden tener cualquier forma que proporcione la separación de las trayectorias 400, 402 y un comportamiento sin viñeteado. La distancia entre las trayectorias, el tamaño de las cuales depende de un campo de visión deseado y un tamaño de pupila mínimo deseado del ojo, no tiene sustancialmente ninguna radiación óptica, incluso si puede tolerarse una pequeña cantidad de radiación óptica siempre y cuando su energía sea inferior a un nivel aceptable. La distancia mínima entre las trayectorias de las radiaciones puede ser de 0,3 mm a 1,5 mm o de hasta 3 mm, por ejemplo. En las Figuras 4 a 6, las proyecciones de las trayectorias de las radiaciones de iluminación y de formación de imágenes son aproximadamente del mismo tamaño pero, naturalmente, sus tamaños pueden variar dependiendo del brillo y las pérdidas de transmisión óptica de la fuente de la radiación óptica, por ejemplo. Sin embargo, el brillo de imagen requerido puede ser un factor limitante cuando el objetivo es conseguir una pequeña área de proyección de las trayectorias sobre y en el ojo.

Las Figuras 7 a 10 muestran algunas variaciones de forma y tamaño en las trayectorias. En la Figura 7, las proyecciones tienen formas rectangulares, por ejemplo.

En la Figura 8, la proyección de la radiación de iluminación es el círculo pequeño y la proyección de la radiación de

formación de imágenes es el círculo grande, por ejemplo.

En la Figura 9, la proyección de la radiación de iluminación es el círculo pequeño y la proyección de la radiación de formación de imágenes es el círculo truncado que puede ser aproximadamente rectangular, por ejemplo.

En la Figura 10, las proyecciones de ambas radiaciones de iluminación y de formación de imágenes son círculos truncados, que pueden ser aproximadamente rectangulares, por ejemplo.

Cabe señalar que la alineación del instrumento de examen con el ojo puede hacerse más fácil ya que la alineación es más tolerante a los cambios en la distancia de trabajo y el desplazamiento lateral. El diámetro mínimo requerido de la pupila del ojo se hace también más pequeño, lo que facilita la formación de imágenes no midriáticas.

La Figura 11 muestra las proyecciones 604, 602 de las trayectorias 400, 402, que son más grandes que la pupila del ojo 600. Cuando los planos focales tanto para la radiación de iluminación como para la radiación de formación de imágenes están en el centro del cristalino 124, las proyecciones de las trayectorias 400, 402 pueden ser suficientemente pequeñas para pasar a través de la pupila del ojo con el fin de evitar el viñeteado (aunque se tolera cierto viñeteado y, de hecho, debido a que los viñeteados en las trayectorias de las radiaciones de formación de imágenes y de iluminación son opuestos, pueden compensarse total o parcialmente entre sí para conseguir una imagen con una iluminación uniforme). Por lo tanto las imágenes de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara pueden no ser más grandes de lo necesario. Sin embargo, cuando el instrumento de examen está optimizado para el modo de brillo más alto (incluso para ser usado con pupilas dilatadas), los planos focales tanto para la radiación de iluminación como para la radiación de formación de imágenes podrían estar sustancialmente en la ubicación de la pupila del ojo (como es el caso en la Figura 11) y, al evitar de esta manera el viñeteado, los tamaños de las imágenes de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara pueden ser mayores que la pupila del ojo. A continuación, los haces de radiación sin viñeteado pueden ser proporcionados independientemente del tamaño de la pupila del ojo. Por supuesto, es posible que la distancia entre las trayectorias 400, 402 deba ser más larga con el fin de lograr el mismo campo de visión completo que con la configuración que tiene proyecciones de radiación de iluminación y de radiación de formación de imágenes más pequeñas que la pupila del ojo.

La Figura 12 muestra un ejemplo en el que la pupila de un ojo es pequeña. Con el fin de conseguir un campo de visión amplio y completo (por ejemplo, más ancho que 20° o 30°) con una pupila de ojo pequeña, cuyo diámetro puede ser tan pequeño como aproximadamente 2 mm, el plano focal (es decir, las cinturas de las trayectorias de las radiaciones) puede estar cerca de la pupila del ojo. Esto minimiza el viñeteado. Las imágenes de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara pueden ser tan pequeñas que ambas caben dentro de la pupila del ojo, o pueden ser más grandes. En una realización, el plano focal puede estar a una distancia de entre 0,1 mm y 0,5 mm de la pupila del ojo dentro del cristalino 124 y el viñeteado puede ser compensado por un viñeteado opuesto en las trayectorias de las radiaciones de iluminación y de formación de imágenes. Esta configuración permite la formación de imágenes del fondo del ojo con luz visible continua, por ejemplo luz blanca, sin dilatar la pupila. La formación de imágenes puede tener lugar en la forma de imágenes fijas o un vídeo.

Las Figuras 13 y 14 muestran las proyecciones de las trayectorias de radiación de iluminación y de radiación de formación de imágenes sobre la pupila de un ojo. En la Figura 13, las proyecciones tienen formas rectangulares, que son más grandes que la pupila de un ojo, por ejemplo. En la Figura 14, la proyección de la radiación de iluminación es el círculo pequeño y la proyección de la radiación de formación de imágenes es el rectángulo más pequeño, por ejemplo.

Un ojo tiene birrefringencia sustancial entre la córnea 120 y el cristalino 124. Por lo tanto, las reflexiones desde el cristalino 124 se harán visibles si las trayectorias 400, 402 de la radiación de iluminación y la radiación formación de imágenes no están separadas en el cristalino 124. Sin embargo, en algunas realizaciones, esas reflexiones pueden ser evitadas usando un compensador de polarización tal como al menos una placa de retardo, que también puede ser ajustable. El compensador puede compensar la birrefringencia de la córnea y, de esta manera, las trayectorias 400, 402 no necesitan ser separadas en la córnea 120. Como resultado, se maximiza la eficacia óptica del instrumento óptico. La eficacia óptica maximizada significa que la energía óptica dirigida al ojo puede ser optimizada para ser suficientemente alta y la energía recopilada del instrumento de examen puede ser maximizada. La eficacia óptica maximizada proporciona ventajas tales como un mayor brillo y un campo de visión más grande, por ejemplo.

En una realización, el estado de polarización de la luz puede ser mezclado o modulado de una manera y/o un grado deseados usando un aleatorizador de polarización o un compensador adecuado (posiblemente ajustable), antes de que la luz entre al ojo 122. Las trayectorias de la radiación de iluminación y la radiación de formación de imágenes pueden ser separadas en un intervalo desde la córnea 120 a la superficie 126 posterior del cristalino 124. Esto permite la formación de imágenes, la medición o la eliminación de las propiedades dependientes de la polarización de la retina 128.

Ahora, puede analizarse más detenidamente la unidad 100 de iluminación. La pupila 112 de salida de la unidad 100 de

iluminación puede ser definida como una pupila de iluminación, es decir, la pupila real o virtual desde la que parece originarse la radiación de iluminación cuando se observa desde el exterior de la unidad 100 de iluminación, tal como desde el divisor 102 de haz. La pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación puede tener diferentes formas y tamaños. En una realización, la pupila de iluminación puede ser circular, pero también puede ser elíptica, rectangular, un círculo truncado o una elipse truncada. Cuando el dispositivo está optimizado para una pupila pequeña de un ojo (particularmente menor de 3 mm en diagonal) la pupila de iluminación puede no tener viñeteado aunque el brillo puede variar de un punto a otro en las imágenes de la retina.

La trayectoria de la radiación de iluminación desde la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación puede tener una forma divergente, y la radiación de iluminación ilumina una parte requerida del plano de imagen intermedio de manera sustancialmente uniforme. La parte requerida es la misma que la imagen conjugada de la zona de campo de visión completo de la retina 128. La luz fuera de la zona requerida puede ser bloqueada con el fin de evitar la luz difusa. El bloqueo puede llevarse a cabo lo antes posible, por ejemplo añadiendo deflectores de viñeteado dentro o después de la unidad 100 de iluminación o diseñando y usando un diafragma de campo en el interior del módulo de iluminación (también puede denominarse diafragma de campo de iluminación). Además de para bloquear la luz difusa, el diafragma de campo de iluminación puede ser usado para dar forma a la iluminación sobre la retina 128. La iluminación puede ser conformada en una forma circular, elíptica o de línea, por ejemplo. También son posibles otras formas. La elipse, la línea, etc., pueden tener diferentes orientaciones. El diafragma de campo de iluminación puede comprender una abertura variable, de manera que el usuario pueda cambiar el tamaño y la forma de la iluminación sobre la retina. Todavía otra posibilidad es usar un modulador espacial, tal como una micro-pantalla LCD (Liquid Crystal Display, pantalla de cristal líquido), LCoS (Liquid cristal on Silicon, cristal líquido sobre silicio) o DMD (Digital Micromirror Device, dispositivo de microespejo digital), que puede modular eléctricamente el tamaño y la forma, o incluso las longitudes de onda, de la iluminación de la retina 128.

Exáminese ahora la unidad 100 de iluminación. En una realización en la que se utilizan más de un elemento, cada uno de los elementos puede transmitir una banda predeterminada de radiación óptica. La banda óptica puede variar desde una única longitud de onda a cientos de nanómetros o incluso miles de nanómetros. En una realización, la fuente 110 de radiación óptica puede ser un único elemento cuya banda óptica puede ser controlada. El ancho de banda y la longitud de onda media pueden ser alterados de una manera predeterminada. El control de la banda puede ser realizado eléctricamente. Por ejemplo, la longitud de onda media puede ser alterada cambiando eléctricamente la generación de radiación óptica en el elemento.

En una realización, la fuente de radiación óptica puede comprender un elemento de fuente de banda ancha y un filtro sintonizable. La banda de salida de la fuente de radiación óptica puede ser seleccionada en base al filtro. El filtro puede tener una pluralidad de elementos de filtro, en el que cada elemento de filtro deja pasar una banda diferente o un grupo diferente de longitudes de onda. Cada uno de los elementos de filtro individuales o varios elementos de filtro juntos pueden ser usados para seleccionar las longitudes de onda de salida de la unidad 100 de iluminación. El filtro sintonizable puede ser sintonizado eléctricamente también para dejar pasar una banda óptica deseada o bandas ópticas deseadas cambiando sus propiedades ópticas.

La unidad 100 de iluminación puede comprender lentes, tubos de luz, espejos, elementos dicroicos, aberturas, etc. necesarios para la formación de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y una iluminación adecuada para el plano de la imagen 130 intermedia. Un elemento de fuente puede ser, por ejemplo, un LED (Light Emitting Diode, diodo emisor de luz), un LED orgánico, plasma emisor de luz, un láser, una bombilla incandescente, una lámpara halógena, una lámpara de arco (tal como una lámpara de arco de xenón, por ejemplo), una lámpara fluorescente o cualquier lámpara que emita longitudes de onda adecuadas y que tiene otras propiedades adecuadas para el dispositivo.

En una realización, la unidad 100 de iluminación comprende un chip LED blanco y un chip LED que emite con una longitud de onda en el infrarrojo cercano (NIR), cuyas radiaciones pueden combinarse entre sí usando un espejo dicroico, por ejemplo. El chip LED blanco puede emitir luz visible en una banda de 400 nm a 700 nm y un chip LED NIR puede emitir luz en una banda de 700 nm a 1.200 nm o en una banda más estrecha de 800 nm a 900 nm, por ejemplo. Usando la longitud de onda NIR, el instrumento de examen puede ser alineado a una posición correcta para la captura de imagen, después de lo cual la luz blanca puede ser usada en modo flash para capturar una imagen fija o un vídeo (corto). La longitud de onda NIR no causa un reflejo de luz pupilar y, por lo tanto, el instrumento de examen puede ser diseñado para operar con tamaños de pupila más grandes, lo que a su vez facilita la ponderación de los compromisos en el diseño óptico.

En una realización, el ojo es iluminado solo con la radiación de infrarrojo cercano y el dispositivo de examen óptico se mantiene desenfocado con la radiación de infrarrojo cercano de manera que la luz visible esté enfocada. Dicha configuración de los componentes ópticos, es decir, enfoque, es posible gracias a que las lentes refractan la radiación de infrarrojo cercano de manera un poco diferente a la luz visible y la diferencia en la refracción y, por lo tanto, en el enfoque, se conoce de antemano. Cuando se dispara el flash de luz visible, no es necesario tomar acciones para enfocar ya que la

óptica de formación de imágenes ya está en un estado enfocado.

Para muchos propósitos de diagnóstico, tales como en angiografía fluorescente, puede ser beneficioso iluminar y/o obtener imágenes con bandas ópticas predeterminadas. En esos y otros propósitos de análisis espectral, la unidad 100 de iluminación puede comprender una o más fuentes que transmiten radiación óptica de banda ancha, que pueden ser filtradas a continuación usando filtros de paso de banda para proporcionar al menos una banda de longitud de onda deseada. En angiografía fluorescente, la iluminación adecuada podría ser de entre 465 nm y 490 nm, por ejemplo. Puede evitarse el uso de filtros cuando se usan uno o más elementos de fuente que pueden emitir la luz en uno o más intervalos de longitud de onda adecuados. Un ejemplo de dicha realización sin filtros es un LED azul que emite en una longitud de onda central de 470 nm para angiografía. En una realización, pueden usarse filtros con longitud de onda sintonizable.

También puede ser útil filtrar la radiación óptica de formación de imágenes antes de que llegue al componente 136 de detección. El filtrado puede limitar la radiación óptica de formación de imágenes a al menos una banda deseada. El ancho de banda de la al menos una banda puede variar desde una única longitud de onda (un filtro de ranura muy estrecho) a cientos de nanómetros, por ejemplo. Sin embargo, el ancho de banda de la banda o bandas ópticas no se limita al ejemplo.

También pueden necesitarse filtros para bloquear una o más bandas ópticas en un dominio IR o UV. Por ejemplo, la radiación UV puede causar daños en el ojo. Pueden usarse filtros separados en la trayectoria de la radiación de formación de imágenes y la trayectoria de la radiación de iluminación para obtener al menos una imagen con una banda parcial o totalmente diferente que la de la iluminación.

En una realización, la unidad 100 de iluminación puede estar basada en las enseñanzas de la iluminación Köhler aunque también puede usarse iluminación crítica o algún otro esquema de iluminación. Puede formarse una imagen del área de emisión de un chip LED en la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación (es decir, la pupila de iluminación). A continuación, la salida angular del chip mostrada en el diafragma 160 de campo de iluminación puede ser mostrada en un plano de la imagen 130 intermedia, que puede ser mostrada a la retina 128 por el objetivo 104. Además de la ventaja de tener un diafragma de campo de iluminación para bloquear la luz difusa ofensiva, esto puede proporcionar una pupila bien definida y una iluminación uniforme y no viñeteada a la retina 128.

En una realización, una iluminación sencilla puede estar basada en una lente condensadora esférica, que recoge luz desde un LED y forma imágenes del área de emisión en la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y, al mismo tiempo, forma imágenes del diafragma 160 de campo de iluminación en el plano de la imagen 130 intermedia.

En una realización, la unidad 100 de iluminación puede comprender un LED con óptica de recolección o un solo chip LED.

Ahora, examínese más detalladamente el objetivo 104. El instrumento de examen puede comprender el objetivo 104 y el sistema 138 de lente de relé. El objetivo 104 puede formar una imagen 130 intermedia real de una retina 128 entre el objetivo 104 y el componente 136 de detección. El sistema 138 de lente de relé puede formar una imagen de la imagen 130 intermedia sobre el componente 136 de detección. Esta formación de imágenes que tiene lugar dos veces, o formación de imagen doble, donde se forma la imagen 130 intermedia, puede tener ventajas: Por ejemplo, hay espacio para el divisor 102 de haz. De lo contrario, el divisor 102 de haz debería ser insertado fuera del objetivo 104, es decir, entre el objetivo 104 y el ojo 122. Eso podría causar graves inconvenientes, tales como una distancia de trabajo corta desde el ojo, un campo de visión estrecho y problemas relacionados con el brillo de la imagen.

De manera alternativa, el divisor 102 de haz podría ser insertado en el objetivo 104, lo que restringe considerablemente el diseño del objetivo y causa otros inconvenientes, tales como un gran tamaño requerido para el componente 136 de detección. Otra ventaja de la arquitectura de doble formación de imagen puede ser que la amplificación desde la retina 128 al componente 136 de detección es fácil de ajustar y fijar a un valor adecuado para un tamaño deseado del componente 136 de detección. La ampliación también puede ser ajustable, es decir, el sistema puede contener una función de zoom óptico, mediante el ajuste de los elementos ópticos o, posiblemente, el ajuste de la distancia entre la imagen 130 intermedia y el componente de detección, por ejemplo. Todavía otra ventaja de la arquitectura de formación de imágenes doble puede ser que la imagen 130 intermedia puede ser nítida o no, lo que significa que no es necesario que todas las aberraciones causadas por el ojo 122 y el objetivo 104 sean corregidas solo por el objetivo 104. Por el contrario, algunas de las aberraciones pueden ser corregidas también en el sistema 138 de lente de relé, ya que las posibilidades para corregir aberraciones con el objetivo 104 son limitadas. Por lo tanto, puede ser posible obtener una imagen nítida con un amplio campo de visión.

Todavía otra ventaja de la arquitectura de doble formación de imagen es que la unidad 106 de cámara con el sistema 138 de lente de relé y el componente 136 de detección puede ser una parte en un conjunto que comprende además partes 1500 a 1504 ópticas funcionales acoplables a, y desmontables repetidamente de, la unidad 106 de cámara. Dicho un instrumento de examen se muestra en la Figura 15. La unidad 106 de cámara individual puede ser usada en una amplia gama de aplicaciones, tal como en el examen de partes exteriores de un cuerpo, por ejemplo la piel. Entonces, una parte

1500 óptica funcional puede incluir el divisor 102 de haz y el objetivo 104, por ejemplo. Al menos una parte 1502 (o 1504) óptica funcional adicional en el conjunto puede capturar imágenes de al menos un órgano diferente del ojo 122 y el al menos un órgano sobre la superficie exterior de un cuerpo.

5 En su forma más simple, el objetivo 104 puede ser un singlete, que puede tener una o dos superficies esféricas. El ángulo entre el eje óptico del objetivo 104 y el eje óptico de la radiación de formación de imágenes puede estar comprendido entre 0 y 9 grados, por ejemplo, sin restringirse a estos valores.

10 El objetivo 104 puede estar realizado en vidrio o plásticos ópticos. La birrefringencia puede ser minimizada templando el vidrio del objetivo 104 después del pulido. En una realización, el objetivo 104 comprende un doblete, que puede ser usado para minimizar las aberraciones cromáticas. Naturalmente, el número de elementos no se limita a uno o dos y pueden existir una pluralidad de variaciones de los diseños. Si algunas de las lentes están introduciendo birrefringencia, es posible usar un compensador adecuado para compensar la birrefringencia. Otra posibilidad es usar un objetivo de una forma superficial adecuada. Todavía otra posibilidad es aplicar un procedimiento conjugado de punto negro.

15 La longitud focal del objetivo 104 puede variar de 10 mm a 50 mm, por ejemplo. Un campo de visión completo puede ser de 20° a 60°, por ejemplo. La distancia de trabajo al ojo puede ser de 8 mm a 40 mm, por ejemplo. La amplificación desde la retina 128 a la imagen 130 intermedia puede ser de 1,2 a 2,0, por ejemplo.

20 El sistema 138 de lente de relé puede formar una imagen de la imagen 130 intermedia al componente 136 de detección. El divisor 102 de haz con o sin efecto de polarización puede estar entre la imagen 130 intermedia y el sistema 138 de lente de relé, pero puede estar también dentro del sistema 138 de lente de relé. Sin embargo, el divisor 102 de haz puede no estar colocado entre el componente 136 de detección y el diafragma de abertura del sistema 138 de lente de relé, en el que el diafragma de abertura actúa como la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara. Puede considerarse como una ventaja que el sistema 138 de lente de relé y el objetivo 104 puedan ser sistemas de lentes separados, es decir, el componente 136 de detección y el sistema 138 de lente de relé juntos pueden formar una unidad 106 de cámara de múltiples usos.

25 El tamaño y la forma del diafragma de abertura, es decir, la pupila 114 de entrada, están dimensionados de manera que pueda proporcionarse una imagen deseada de la misma en la parte frontal del ojo 122. En una realización, el sistema 138 de lente de relé es un sistema de lente de cámara convencional con una abertura circular. En una realización, la longitud focal del sistema 138 de lente de relé puede ser de entre 8 mm y 100 mm. Frecuentemente, se encuentra que una longitud focal de 12 mm a 35 mm es satisfactoria.

30 En una realización mostrada en la Figura 1, el instrumento de examen puede tener una lente 160 de campo para el aplanamiento de campo o para acoplar una pupila, por ejemplo. La lente 160 de campo puede estar cerca del plano de la imagen 130 intermedia. La lente 160 de campo puede ser una parte del objetivo 104 o el sistema 138 de lente de relé, o puede ser también en parte común a los dos.

35 Tal como se muestra esquemáticamente en la Figura 16, en una realización el instrumento de examen puede comprender un divisor 1702 de haz entre la lente 104 objetivo y la imagen 130 intermedia y uno o más objetivos 1704 de fijación posicionados sustancialmente sobre la imagen 1706 de espejo virtual de la imagen 130 intermedia a través del divisor 1702 de haz. El divisor 1702 de haz puede corresponder al divisor 102 de haz. Los objetivos 1704 de fijación pueden ser usados para guiar la dirección de visión y la distancia de enfoque del ojo 122 del paciente con el fin de ayudar a la captura de una o más imágenes de la retina 128 centradas en diferentes partes de la retina y para ayudar a enfocar el dispositivo a la retina.

40 Tal como se muestra en la Figura 17, los uno o más objetivos 1704 de fijación pueden comprender una placa 1802 de abertura que tiene aberturas 1804 iluminadas por una o más unidades 1806 de fuente, tales como LEDs que emiten radiación 1808 visible a través de los orificios 1804, por ejemplo. Una o más unidades de fuente sin placa de apertura pueden ser usadas también como objetivo de fijación. El divisor 1702 de haz puede ser una placa de vidrio, por ejemplo, que refleja una parte de la radiación 1808 emitida al ojo. El divisor 1702 de haz puede tener un revestimiento adecuado sobre el mismo.

45 Otra realización que comprende un objetivo de fijación se muestra en la Figura 18 que, por lo demás, es similar al sistema descrito con la Figura 1, pero tiene una segunda unidad de iluminación adicional, que puede crear uno o más objetivos de fijación visibles para el ojo 122 y que puede ser denominada una unidad 1902 de objetivo de fijación. Similar a la primera unidad 100 de iluminación, la unidad 1902 de objetivo de fijación puede comprender componentes ópticos tales como una lente o unas lentes y una fuente 1904 de radiación óptica, que puede comprender uno o más elementos de fuente. La fuente de radiación óptica de la unidad de objetivo de fijación puede operar en una región de luz visible de manera que una o más imágenes de los objetivos de fijación puedan ser vistas por el paciente. La radiación óptica puede ser generada por chips LED que emiten radiación roja, verde, azul o blanca, por ejemplo.

50

La unidad 1902 de objetivo de fijación puede dirigir la radiación óptica de la fuente 1904 desde una pupila 1906 de salida de la unidad 1902 de objetivo de fijación al divisor 102 de haz. La pupila 1906 de salida puede ser una imagen de una abertura física en la unidad 1902 de objetivo de fijación formada por los elementos ópticos después de la abertura. El divisor 102 de haz puede dirigir la radiación óptica al objetivo 104 en una trayectoria 1908 de la radiación de objetivo de fijación. El divisor 102 de haz puede reflejar una parte deseable de la radiación óptica a través del objetivo 104 al ojo 122.

El mismo principio de construcción del objetivo de fijación mostrado en la Figura 18 puede aplicarse a la realización descrita en la Figura 2, o también a otras realizaciones descritas.

La unidad 1902 de objetivo de fijación puede comprender un diafragma 1910 de campo, que puede contener objetivos de fijación, cuyas imágenes pueden ser vistas por el ojo del paciente 122, y que pueden ser usados para dirigir el ojo del paciente a la dirección deseada. Cuando un propósito es tener una imagen que cubre 180° de la superficie horizontal interior de un ojo, puede ser necesario capturar tres imágenes, cada una de las cuales abarca 60°. Una primera imagen puede ser capturada cuando la persona es guiada a mirar a la izquierda, una segunda imagen puede ser capturada cuando la persona es guiada a mirar hacia delante, y una tercera imagen puede ser capturada cuando la persona es guiada a mirar a la derecha. Puede formarse una imagen panorámica a partir de las tres imágenes. Las imágenes de los objetivos de fijación pueden ser usadas también para guiar un ojo para que se acomode a una distancia deseada. Típicamente, el diafragma 1910 de campo puede ser conjugado con la imagen 130 intermedia y la retina 128 de manera que el paciente verá las imágenes objetivo enfocadas. Debido a que típicamente el ojo intenta enfocar imágenes visibles, los objetivos de fijación en el diafragma 1910 de campo guían el ojo 122 para enfocar a la distancia predeterminada.

La Figura 19 muestra un ejemplo de imágenes reales de las imágenes de fijación formadas por la unidad 1902 de objetivo de fijación sobre la retina 128. Las imágenes pueden comprender cinco puntos 2002 circulares en ubicaciones predeterminadas: un punto 2002A puede estar situado sobre el eje del dispositivo, y los otros puntos 2002B pueden estar separados del eje del dispositivo una cierta distancia que puede ser determinada por un ángulo de campo. El ángulo de campo de separación puede estar dispuesto para ser de 8° a 25°, por ejemplo. El ángulo de campo puede depender del campo de visión usado del dispositivo de examen. Cada punto 2002 puede ser formado por una unidad de fuente de luz independiente. Las una o más fuentes de luz pueden emitir un punto 2002 en cada momento de manera que el ojo 122 sólo ve un punto 2002 en cada momento y enfoca a ese punto. La fuente de luz también puede emitir más de un punto 2002 en cada momento. Entonces, el ojo 122 puede ver varios puntos 2002 en cada momento y puede enfocar los mismos.

La unidad 1902 de objetivo de fijación no necesita estar irradiando luz durante la captura de la imagen. Por lo tanto, las posibles reflexiones de la córnea y el cristalino del ojo pueden no degradar la calidad de imagen y, de esta manera, no es necesario configurar de manera tan cuidadosa el tamaño y la posición de la pupila 1906 de salida de la unidad 1902 de objetivo de fijación como el tamaño y la posición de la pupila 112 de salida de la unidad de iluminación con respecto a la pupila 114 de entrada de la unidad 106 de cámara. En el interior del ojo, puede formarse una imagen de la pupila 1906 de salida de la unidad 1902 de objetivo de fijación aproximadamente entre las imágenes de la pupila 112 de salida y la pupila 114 de entrada, o aproximadamente por encima de la imagen de la pupila 114 de entrada, por ejemplo.

En una realización, la unidad 1902 de objetivo de fijación y la unidad 100 de iluminación pueden usar divisores 102 de haz separados para guiar el haz 134 de iluminación y el haz 1908 de objetivo de fijación al ojo. En la Figura 18, la unidad 1902 de fijación de objetivo puede usar el mismo pre-polarizador 140 opcional que la unidad 100 de iluminación. Sin embargo, también pueden usar pre-polarizadores separados. La unidad 1902 de fijación de objetivo y la unidad 100 de objetivo de iluminación pueden compartir también otros componentes comunes, tales como espejos plegables, lentes, o placas de circuito impreso o disipadores de calor para los LEDs, por nombrar unos pocos.

Considérese más detalladamente una realización de una unidad 1902 de objetivo de fijación, tal como la mostrada en la Figura 20. Una unidad 1902 de objetivo de fijación puede comprender una o más fuentes 2102 LED, una placa 2104 de orificio, una o más lentes 2106 de relé y un diafragma 2108 de pupila de abertura. Los LEDs 2102 pueden iluminar los orificios 2110 en la placa 2104 de orificio para obtener imágenes de los orificios 2110 por la lente 2106 de relé a través de la imagen 130 intermedia a la retina 128. La placa 2104 de orificio puede estar situada en el diafragma 1910 de campo de la unidad 1902 de objetivo de fijación. La trayectoria de la radiación de objetivo de fijación en esta configuración se muestra mediante las líneas 1908.

En un caso ejemplar, el diafragma 2108 de pupila de abertura física coincide con la pupila 1906 de salida de la unidad 1902 de objetivo de fijación, pero también podrían ser diferentes. Si el diafragma 2108 de la pupila de abertura está situado entre la placa 2104 de orificio y al menos una lente 2106 de relé, no es necesario que el diafragma 2108 de pupila de abertura coincida con la pupila 1906 de salida de la unidad 1902 de objetivo de fijación. El diafragma 2108 de pupila de abertura puede estar formado también por la abertura libre de una lente de relé de manera que puede no ser necesaria una abertura física separada.

El diafragma 2108 de pupila de abertura puede comprender un diafragma de iris ajustable, que puede ser usado para

ajustar el brillo de las imágenes de objetivo de fijación sin afectar a la forma de las características. El brillo puede ser ajustado también ajustando el brillo de la salida de las fuentes de radiación. El ajuste de brillo de las imágenes de objetivo puede ser usado para abrir y cerrar el iris 127 del ojo 122. La inspección de un ojo es más fácil cuando la pupila es grande. Además, puede suministrarse más radiación óptica al ojo de una pupila grande. Además, el ajuste mecánico y óptico del instrumento de examen es más fácil cuando la pupila de un ojo es grande.

Puede haber uno o más elementos 2112 de homogeneización o difusión entre los LEDs 2102 y la placa 2104 de orificio, o en el interior de los orificios 2110, con el fin de homogeneizar la distribución de luz de la zona observada en el interior de los orificios 2110. De esta manera, la estructura de los LEDs no es vista por la persona examinada. Otra posibilidad es usar orificios suficientemente largos que actúan como pequeños tubos de luz para proporcionar una salida espacial uniforme. Todavía otra posibilidad puede ser suministrar la luz desde los LEDs 2102 a fibras ópticas que mezclan la distribución de la luz. A continuación, las fibras pueden emitir la luz hacia el divisor 104 de haz.

En lugar de puntos circulares, los objetivos de fijación pueden proporcionar cualquier imagen sobre la retina. Las imágenes pueden comprender líneas, cruces, anillos, caracteres, números, símbolos, etc. Las imágenes de objetivo de fijación pueden ser monocromáticas o pueden tener diferentes colores. En una realización, el diafragma 1910 de campo de la unidad de objetivo de fijación puede ser iluminado totalmente y el orificio 2104 de abertura puede ser modificable de manera que el operador pueda elegir las características de objetivo de fijación deseadas para cada tarea. De manera adicional o alternativa, las imágenes de la fijación de objetivo pueden estar formadas por una matriz LED, o matriz OLED (LED orgánico) que puede ser operativamente similar a la placa 2104 de orificio. En una realización, las imágenes objetivo pueden ser formadas por un micro-display iluminado tal como LCD o LCoS (cristal líquido sobre silicio), por ejemplo, o una matriz de micro-espejo tal como DMD (dispositivo micro-espejo digital), por ejemplo, que proporcionan una fácil modulación de las imágenes objetivo. En una realización, las imágenes objetivo pueden formar varios patrones o matrices sobre la retina, tales como arreglos de líneas, matrices de puntos y arreglos polares, por ejemplo. Cualquiera de ellos solo o conjuntamente con otros puede ser usado como ayuda de enfoque para el dispositivo de examen, o utilizado para la medición de dimensión o forma o análisis del ojo.

Los uno o más objetivos de fijación cuya imagen es formada sobre la retina pueden modularse de diversas maneras. Pueden formarse, de manera continua, imágenes de los uno o más objetivos de fijación sobre la retina. En una realización, de otra manera, pueden formarse de manera continua imágenes de los objetivos de fijación sobre la retina, pero pueden apagarse durante una captura de imagen. Pueden formarse imágenes de los uno o más objetivos de fijación de manera intermitente con una frecuencia deseada sobre la retina, y la tasa de intermitencia puede ser sincronizada con la frecuencia de captura de imágenes, por ejemplo. Durante una captura de vídeo, pueden formarse imágenes de los uno o más objetivos de fijación sobre la retina entre cada captura de fotograma de manera que el paciente pueda ver los objetivos de fijación pero no puedan ser capturados en el vídeo. En una realización, los uno o más objetivos de fijación pueden ser mostrados en cortos intervalos de tiempo y los fotogramas capturados, incluyendo las imágenes de uno o más objetivos de fijación, pueden ser removidos de la secuencia de vídeo final.

En una realización, la posición del diafragma 1910 de campo de la unidad 1902 de objetivo de fijación puede ser ajustable en la dirección axial de manera que el ojo 122 pueda ser guiado para enfocar a diferentes distancias en base a la posición de la unidad 1902 de fijación. El ajuste de la posición del diafragma de campo puede hacerse coincidir también con el enfoque de la unidad de cámara. En una realización de la invención, el diafragma 1910 de campo móvil de la unidad 1902 de objetivo de fijación puede ser usado para comprobar o medir la acomodación del ojo 122 y/o el rango de acomodación del ojo. Las imágenes de objetivo de fijación pueden ser ajustables en la dirección perpendicular al eje óptico, por ejemplo, de manera que el operador pueda guiar libremente la dirección de visión del ojo del paciente, sin estar limitada a las posiciones predeterminadas.

Además, en una realización, el objetivo de fijación puede contener una unidad de fuente que opera en la región IR. De esta manera, las imágenes objetivo pueden ser formadas por la luz IR y pueden ser usadas para las mediciones de refracción del ojo.

Generalmente, la longitud focal del objetivo 104 puede ser de entre 23 mm y 27 mm, por ejemplo. La distancia de trabajo (es decir, la distancia desde la córnea a la superficie más cercana de la lente objetivo) del instrumento de examen puede ser de entre 18 mm y 26 mm, por ejemplo. La distancia óptica desde la pupila de iluminación a la imagen 130 intermedia puede ser de entre 90 mm y 130 mm, por ejemplo. La distancia óptica desde la pupila de entrada de la lente de relé a la imagen intermedia es la misma, con un margen de 10 mm, que la distancia óptica desde la pupila de iluminación a la imagen intermedia. La longitud focal del sistema 138 de lente de relé puede ser de entre 15 mm y 25 mm, por ejemplo. El diámetro de la pupila 114 de entrada puede ser de entre 3 mm y 6 mm. La imagen 130 intermedia puede estar a una distancia de aproximadamente 18 mm a 30 mm del objetivo 104. El campo de visión completo de 45° puede corresponder a un diámetro de la imagen intermedia de aproximadamente 12 mm a 22 mm.

La Figura 21 es un diagrama de flujo de un aparato según una realización de la invención. En la etapa 2200, la radiación óptica de una fuente 110 es dirigida desde una pupila 112 de salida de una unidad 100 de iluminación a un divisor 102 de

haz. En la etapa 2202, la radiación óptica es dirigida a un objetivo 104 a lo largo de una trayectoria 134 de radiación de iluminación por el divisor 102 de haz. En la etapa 2204, la retina 128 de un ojo 122 es iluminada de manera que puedan formarse una imagen real de la pupila 112 de salida de la unidad 100 de iluminación y una imagen real de una pupila 114 de entrada de una unidad 106 de cámara en una posición desde la córnea 120 a la parte 126 posterior del cristalino 124 del ojo 122 a través del objetivo 104 con la radiación óptica. En la etapa 2206, se forma una imagen 130 intermedia real de la retina 128 a través del objetivo 104 entre el objetivo 104 y la unidad 106 de cámara en una trayectoria 132 de la radiación de formación de imágenes con la radiación óptica reflejada desde la retina 128. En la etapa 2206, la radiación óptica desde la retina 128 es dirigida a la unidad 106 de cámara por el divisor 102 de haz. En la etapa 2208, la trayectoria 134 de la radiación de iluminación y la trayectoria 132 de la radiación de formación de imágenes son desviadas de una manera predeterminada por el divisor 102 de haz para prevenir una superposición de las imágenes de la pupila 112 de salida y la pupila 114 de entrada al menos sobre las superficies 125, 126 del cristalino 124. En la etapa 2210, se forma una imagen real de la imagen 130 intermedia sobre un componente 136 de detección con la radiación óptica reflejada desde la retina 128 por un sistema 138 de lente de relé para transformar la imagen óptica en una forma eléctrica a ser mostrada en la pantalla 150.

Una unidad 148 de procesamiento de imágenes puede incluir un procesador, un controlador o elemento similar conectado a una memoria y a diversas interfaces del instrumento de examen. Generalmente, la unidad 148 de procesamiento de imágenes puede ser una unidad de procesamiento central o un procesador de operación adicional. El procesador puede comprender un circuito integrado específico de la aplicación (Application-Specific Integrated Circuit, ASIC), una matriz de puertas programables por campo (Field-Programmable Gate Array, FPGA) y/u otros componentes de hardware que han sido programados para llevar a cabo una o más funciones de al menos una realización. Un procesador puede ser realizado como un circuito eléctrico de una máquina de estados digital que realiza operaciones lógicas basadas en las instrucciones de un programa de ordenador. En una realización ejemplar, el al menos un procesador puede ser implementado como un microprocesador que implementa funciones de una unidad de procesamiento central (Central Processing Unit, CPU) en un circuito integrado. La CPU es una máquina de estados lógicos que ejecuta un programa de ordenador, que comprende las instrucciones de programa. Las instrucciones pueden ser codificadas como un programa de ordenador usando un lenguaje de programación, que puede ser un lenguaje de programación de alto nivel. La CPU puede comprender un conjunto de registros, una unidad lógica aritmética (Arithmetic Logic Unit, ALU), y una unidad de control (Control Unit, CU). La unidad de control es con-controlada por una secuencia de instrucciones transferidas a la CPU desde la memoria de trabajo. La unidad de control puede contener un número de microinstrucciones para operaciones básicas. La implementación de las microinstrucciones puede variar, dependiendo del diseño de la CPU. El microprocesador puede tener también un sistema operativo (un sistema operativo dedicado de un sistema embebido, o un sistema operativo en tiempo real), que puede proporcionar al programa de ordenador servicios del sistema. En una realización, las una o más memorias pueden almacenar además instrucciones que, cuando son ejecutadas por uno o más procesadores, causan que el instrumento de examen lleve a cabo sus operaciones.

La memoria puede incluir memoria volátil y/o no volátil y típicamente almacena contenido, datos, etc. Por ejemplo, la memoria puede almacenar código de programa de ordenador, tales como aplicaciones de software o sistemas operativos, información, datos, contenido, etc., para que el procesador realice las etapas asociadas con el funcionamiento del aparato según las realizaciones. La memoria puede ser, por ejemplo, memoria de acceso aleatorio (Random Access Memory, RAM), una unidad de disco duro u otra memoria de datos fija o un dispositivo de almacenamiento. Además, la memoria, o parte de la misma, puede ser memoria extraíble conectada, de manera desmontable, al aparato.

El medio de almacenamiento de datos o la unidad de memoria pueden ser implementados dentro del procesador/ordenador o fuera del procesador/ordenador, en cuyo caso pueden estar acoplados, de manera comunicativa, al procesador/ordenador a través de diversos medios, tal como se conoce en la técnica.

Los datos de imagen formados por la unidad 148 de procesamiento de imagen pueden ser salvados en una memoria 152 del sistema óptico. De manera adicional o alternativa, los datos de imagen pueden ser almacenados en un banco 154 de datos de un sistema de datos de pacientes de un hospital. Una imagen almacenada en la memoria 152 o en el banco 154 de datos puede ser recuperada para una revisión en el sistema óptico o en un ordenador.

El instrumento de examen puede ser usado como un oftalmoscopio portátil y/o una cámara de fondo de ojo portátil. La razón de ello es que el instrumento de examen puede hacerse compacto y suficientemente ligero para ser agarrado con la mano durante el examen de un ojo.

Será obvio para una persona con conocimientos en la materia que, a medida que avanza la tecnología, el concepto inventivo puede ser implementado de diversas maneras. La invención y sus realizaciones no se limitan a los ejemplos descritos anteriormente sino que pueden variar dentro del alcance de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para obtener imágenes de un ojo, que comprende: una unidad (100) de iluminación, un divisor (102) de haz polarizante, un objetivo (104), un sistema (138) de lente de relé, una unidad (1902) de objetivo de fijación y una unidad (106) de cámara;

5 en el que la unidad (100) de iluminación comprende una fuente (110) de radiación óptica, y la unidad (100) de iluminación está configurada para dirigir la radiación óptica directa de la fuente (110) desde una pupila (112) de salida de la unidad (100) de iluminación al divisor (102) de haz polarizante;

en el que el divisor (102) de haz polarizante está configurado para dirigir la radiación óptica al objetivo (104) para iluminar la retina (128) de un ojo (122);

10 en el que la unidad (1902) de objetivo de fijación está configurada para iluminar la retina (128) del ojo (122) con al menos una imagen de objetivo de fijación con radiación óptica visible;

en el que el objetivo (104) está configurado para formar una imagen (130) intermedia real de la retina (128) entre el objetivo (104) y la unidad (106) de cámara con la radiación óptica reflejada desde la retina (128), en el que se forman una imagen real de la pupila (112) de salida de la unidad (100) de iluminación y una imagen real de una pupila de entrada de la unidad (106) de cámara en la posición que va desde la superficie frontal del cristalino (124) a la superficie posterior del cristalino (124) de un ojo (122);

20 en el que el divisor (102) de haz polarizante reside entre el objetivo (104) y la abertura del sistema (138) de lente de relé y está configurado para dirigir la radiación óptica desde la retina (128) a la unidad (106) de cámara, en el que el divisor (102) de haz polarizante está configurado para desviar la trayectoria de la radiación de iluminación y la trayectoria de la radiación de formación de imágenes de una manera predeterminada para prevenir una superposición de las imágenes de la pupila (112) de salida y la pupila de entrada sólo dentro del cristalino (124); y

25 en el que la unidad (106) de cámara comprende un componente (136) de detección, en el que el sistema (138) de lente de relé está configurado para formar una imagen real de la imagen (130) intermedia sobre el componente (136) de detección con la radiación óptica reflejada desde la retina (128) para la imagen óptica a mostrar.

30 2. Aparato según la reivindicación 1, en el que la unidad (1902) de objetivo de fijación está configurada para dirigir la radiación óptica al divisor (102) de haz polarizante que está configurado para dirigir la radiación óptica desde la unidad (1902) de objetivo de fijación al objetivo (104) para formar al menos una imagen asociada con la unidad (1902) de objetivo de fijación sobre la retina (128).

3. Aparato según la reivindicación 1, en el que el objetivo está configurado para formar una imagen real de una pupila de salida de la unidad (1902) de objetivo de fijación al menos en la posición que va desde la córnea (120) al lado (126) posterior del cristalino (124) del ojo (122).

35 4. Aparato según la reivindicación 1, en el que el componente (136) de detección está configurado para transformar la imagen óptica en una forma eléctrica.

5. Aparato según la reivindicación 1, en el que el divisor (102) de haz polarizante comprende al menos un polarizador.

6. Aparato según la reivindicación 1, en el que el objetivo está configurado para formar la imagen real de la pupila (112) de salida de la unidad (100) de iluminación dentro del cristalino (124).

40 7. Aparato según la reivindicación 1, en el que el objetivo está configurado para formar la imagen real de la pupila de entrada de la unidad (106) de cámara dentro del cristalino (124).

45 8. Aparato según la reivindicación 1, en el que la imagen real de la pupila (112) de salida de la unidad (100) de iluminación y la imagen real de la pupila de entrada de la unidad (106) de cámara están en diferentes ubicaciones en una línea paralela al eje óptico de la trayectoria de la radiación de iluminación o de la trayectoria de la radiación de formación de imágenes.

9. Aparato según la reivindicación 1, en el que la unidad (100) de iluminación está configurada para iluminar continuamente la retina con radiación infrarroja y la unidad (100) de iluminación está configurada para lanzar destellos de luz visible para capturar al menos una imagen fija de la retina (128).

10. Aparato según la reivindicación 1, en el que el divisor (102) de haz polarizante reside entre el objetivo (104) y la

abertura del sistema (138) de lente de relé.

11. Aparato según la reivindicación 1, en el que el aparato comprende una pluralidad de partes (1500, 1502, 1504) ópticas funcionales;

5 en el que las partes (1500, 1502, 1504) ópticas funcionales pueden montarse y desmontarse, de manera repetida, a/desde la unidad (106) de cámara; y

en el que la unidad (106) de cámara con al menos una parte (1500, 1502, 1504) óptica funcional adicional del conjunto está configurada además para capturar imágenes de al menos un órgano diferente del ojo.

10 12. Un procedimiento para obtener imágenes de un ojo que comprende: dirigir (2200) la radiación óptica de una fuente (110) desde una pupila (112) de salida de una unidad (100) de iluminación a un divisor (102) de haz polarizante;

dirigir (2202), por parte del divisor (102) de haz polarizante, la radiación óptica a un objetivo (104) a lo largo de una trayectoria de la radiación de iluminación;

iluminar (2204), la unidad (1902) de objetivo de fijación, la retina (128) del ojo (122) con al menos una imagen de objetivo de fijación con radiación óptica visible;

15 iluminar la retina (128) del ojo a través del objetivo (104) con la radiación óptica de manera que se formen una imagen real de la pupila (112) de salida de la unidad (100) de iluminación y una imagen real de una pupila de entrada de una unidad (106) de cámara en una posición que va desde la superficie frontal del cristalino (124) a la superficie posterior del cristalino (124) del ojo (122);

20 formar (2206), a través del objetivo (104), una imagen (130) intermedia real de la retina (128) entre el objetivo (104) y la unidad (106) de cámara en una trayectoria de la radiación de formación de imágenes con la radiación óptica reflejada desde la retina (128);

dirigir (2208), por parte del divisor (102) de haz polarizante entre el objetivo (104) y la abertura del sistema (1902) de lente de relé, la radiación óptica desde la retina (128) a la unidad (106) de cámara;

25 desviar (2210) la trayectoria de la radiación de iluminación y la trayectoria de la radiación de formación de imágenes de una manera predeterminada entre el objetivo (104) y la abertura del sistema (1902) de lente de relé por parte del divisor (102) de haz polarizante para prevenir un solapamiento de las imágenes de la pupila (112) de salida y la pupila de entrada sólo en el interior del cristalino (124); y

30 formar (2212), por parte de un sistema (138) de lente de relé, una imagen real de la imagen (130) intermedia sobre un componente (136) de detección con la radiación óptica reflejada desde la retina (128) para la imagen óptica a mostrar.

13. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que el procedimiento comprende además dirigir, por parte de la unidad (1902) de objetivo de fijación, la radiación óptica al divisor (102) de haz polarizante y dirigir, por parte del divisor (102) de haz polarizante, la radiación óptica desde la unidad (1902) de objetivo de fijación al objetivo (104) para formar al menos una imagen asociada con la unidad (1902) de objetivo de fijación sobre la retina (128).

35 14. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que el procedimiento comprende además formar, por parte del objetivo (104), una imagen real de la pupila de salida de la unidad (1902) de objetivo de fijación en la posición que va desde la córnea (120) al lado (126) posterior del cristalino (124) del ojo (122).

15. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que el procedimiento comprende además transformar, por parte del componente (136) de detección, la imagen óptica en una forma eléctrica.

40

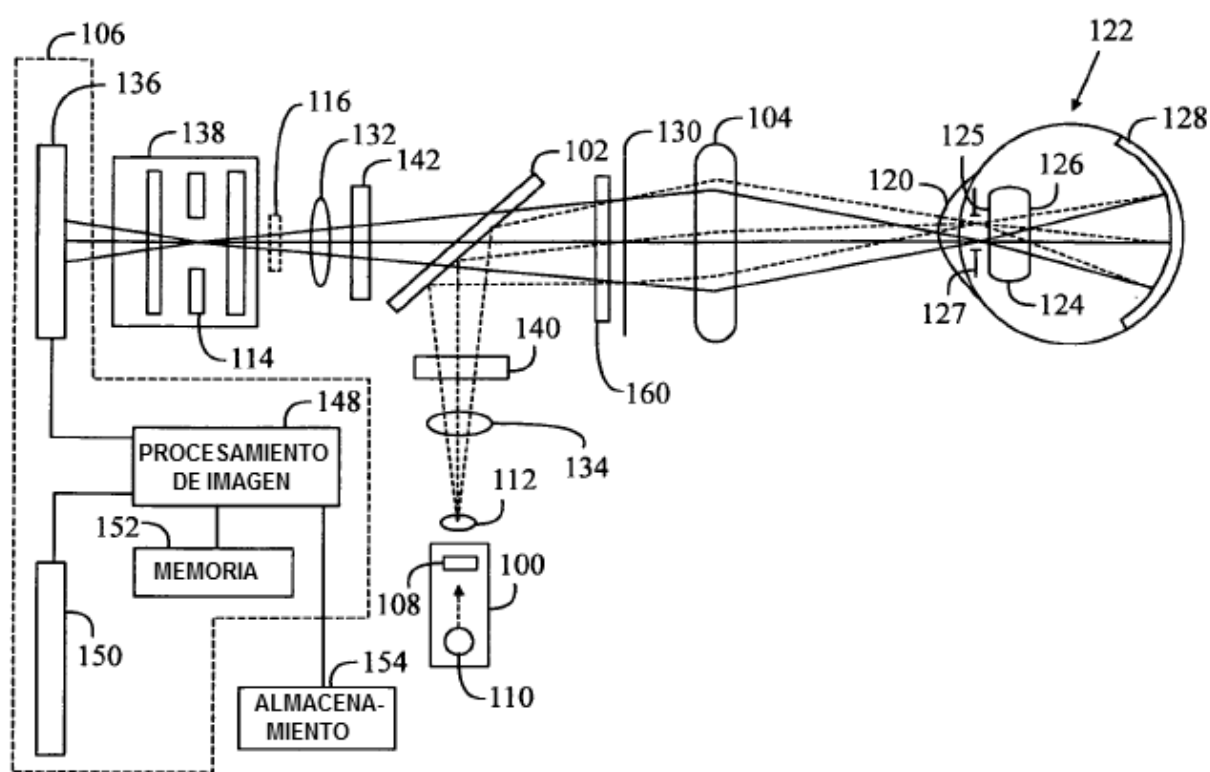


FIG. 1

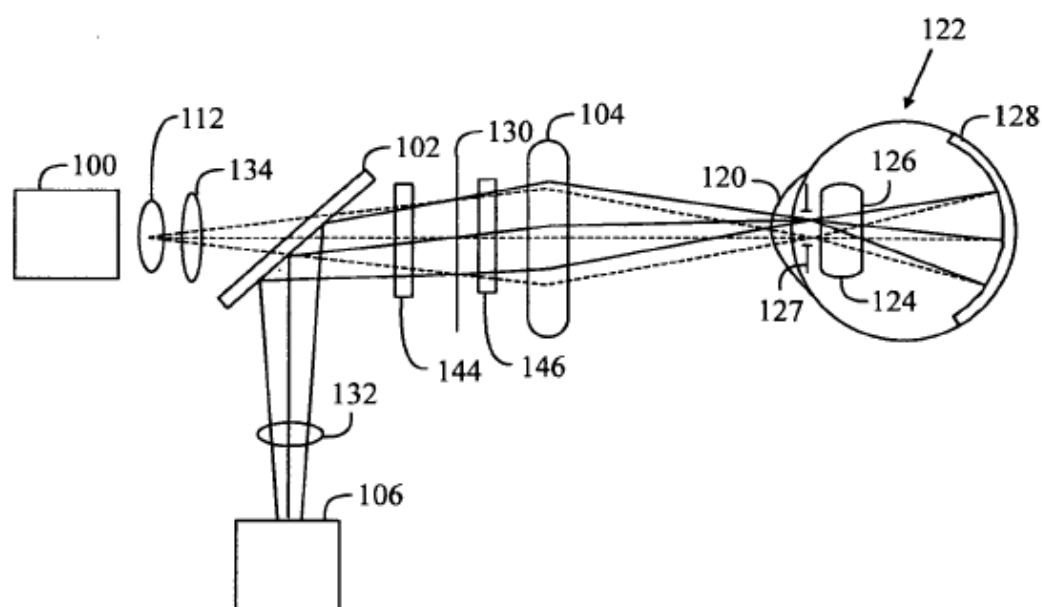


FIG. 2

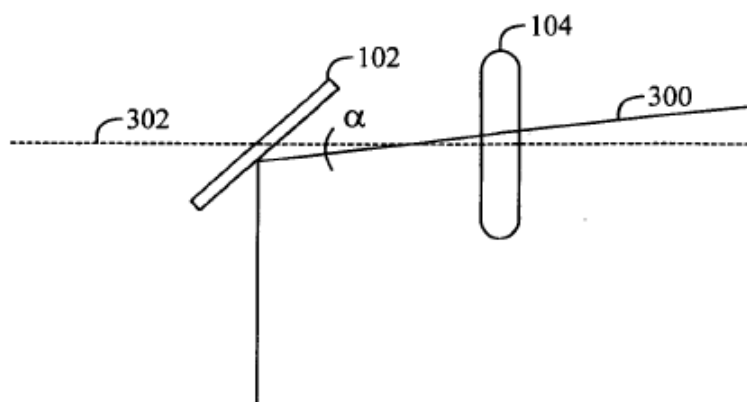


FIG. 3

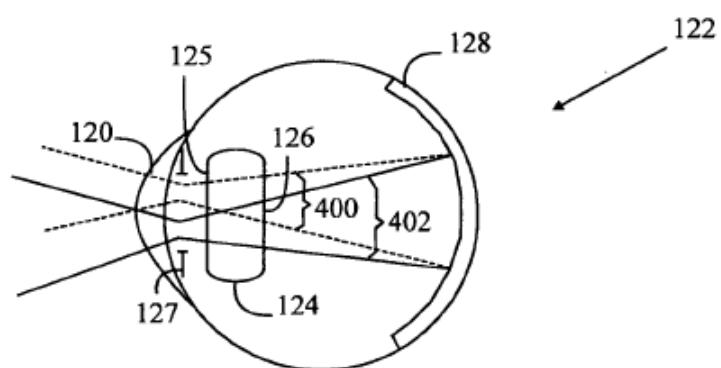


FIG. 4

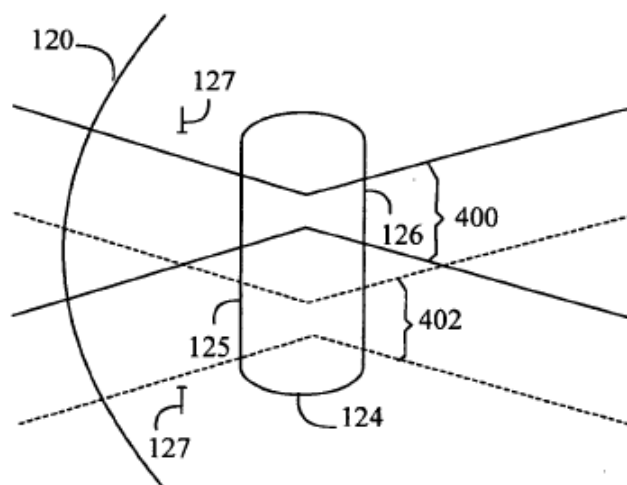
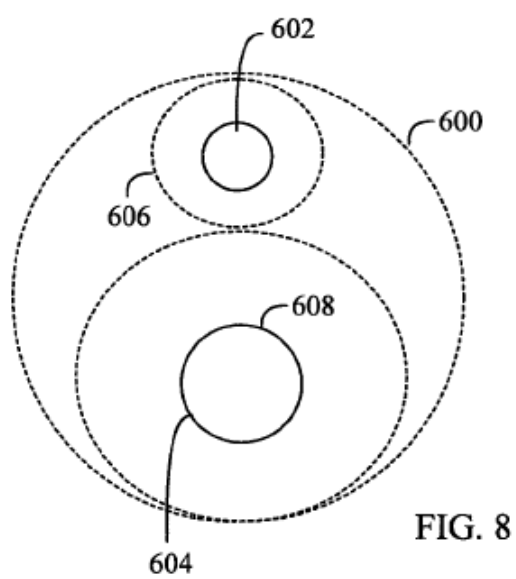
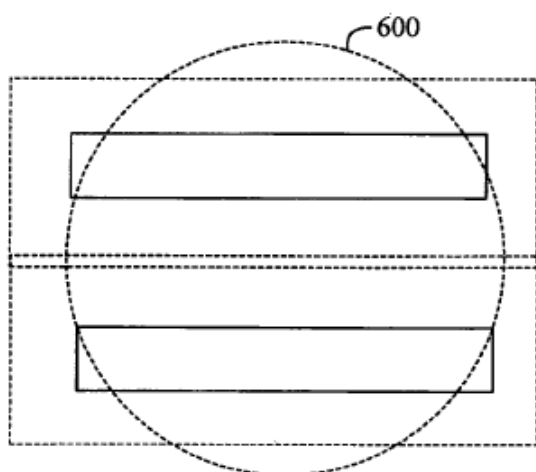
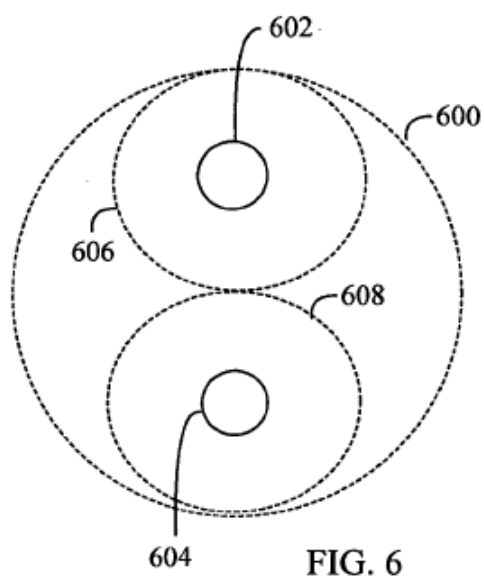


FIG. 5



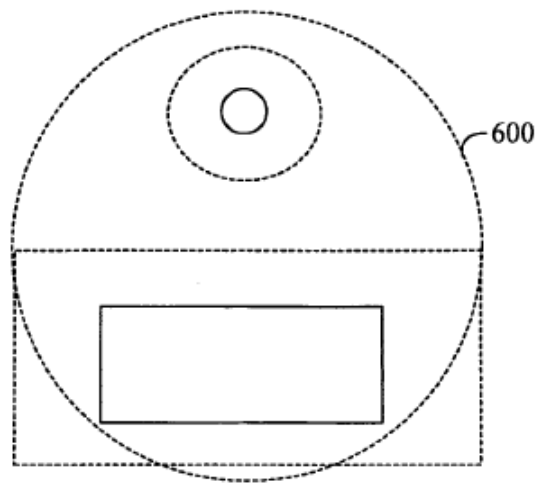


FIG. 9

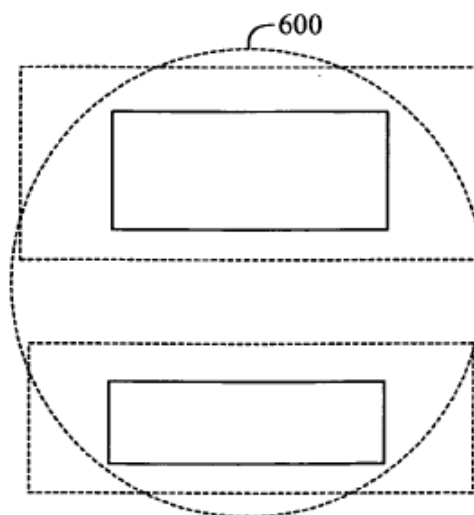


FIG. 10

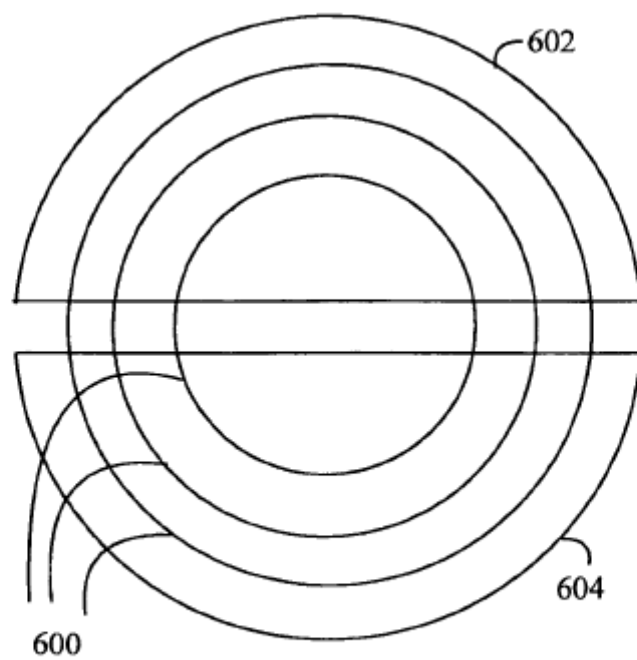


FIG. 11

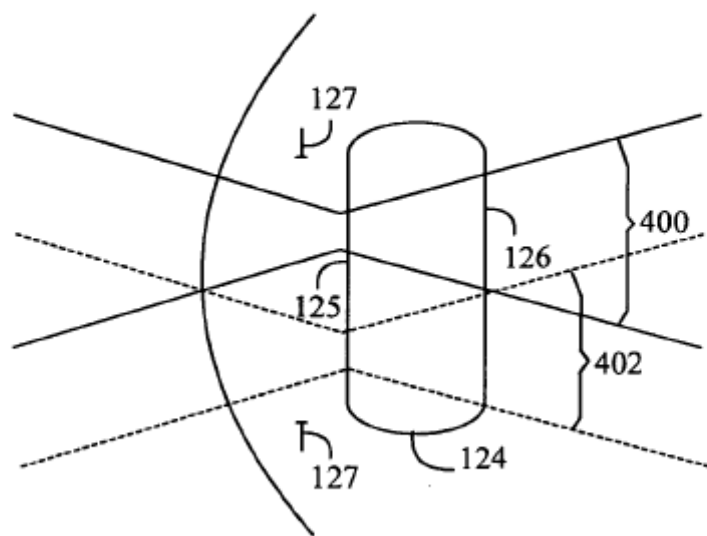


FIG. 12

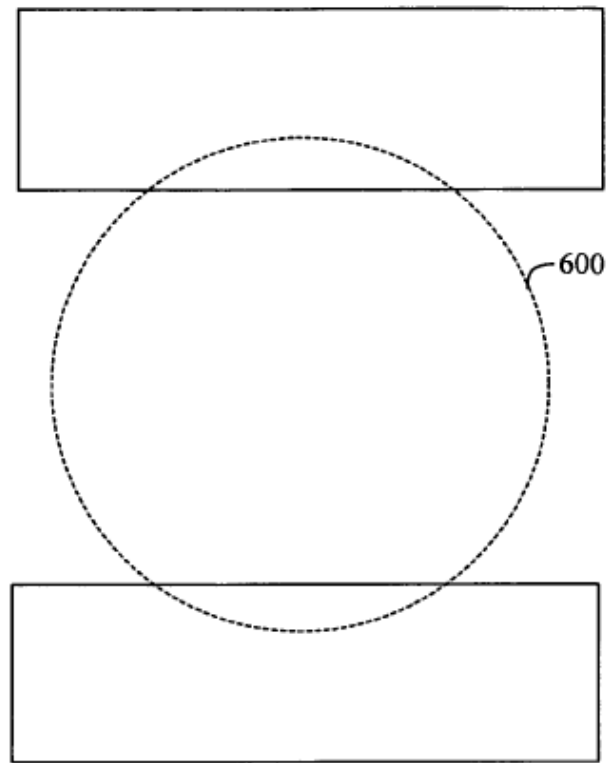


FIG. 13

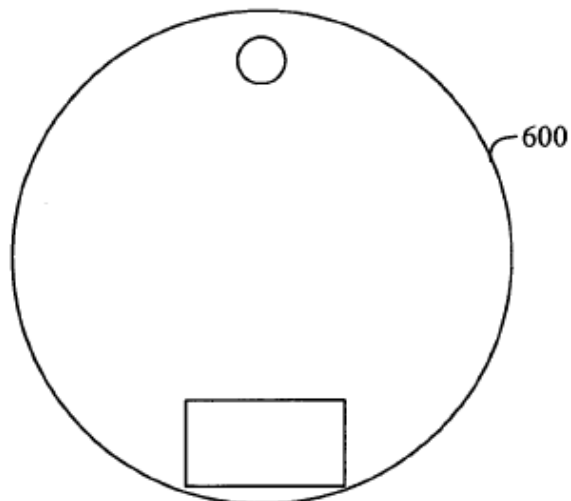
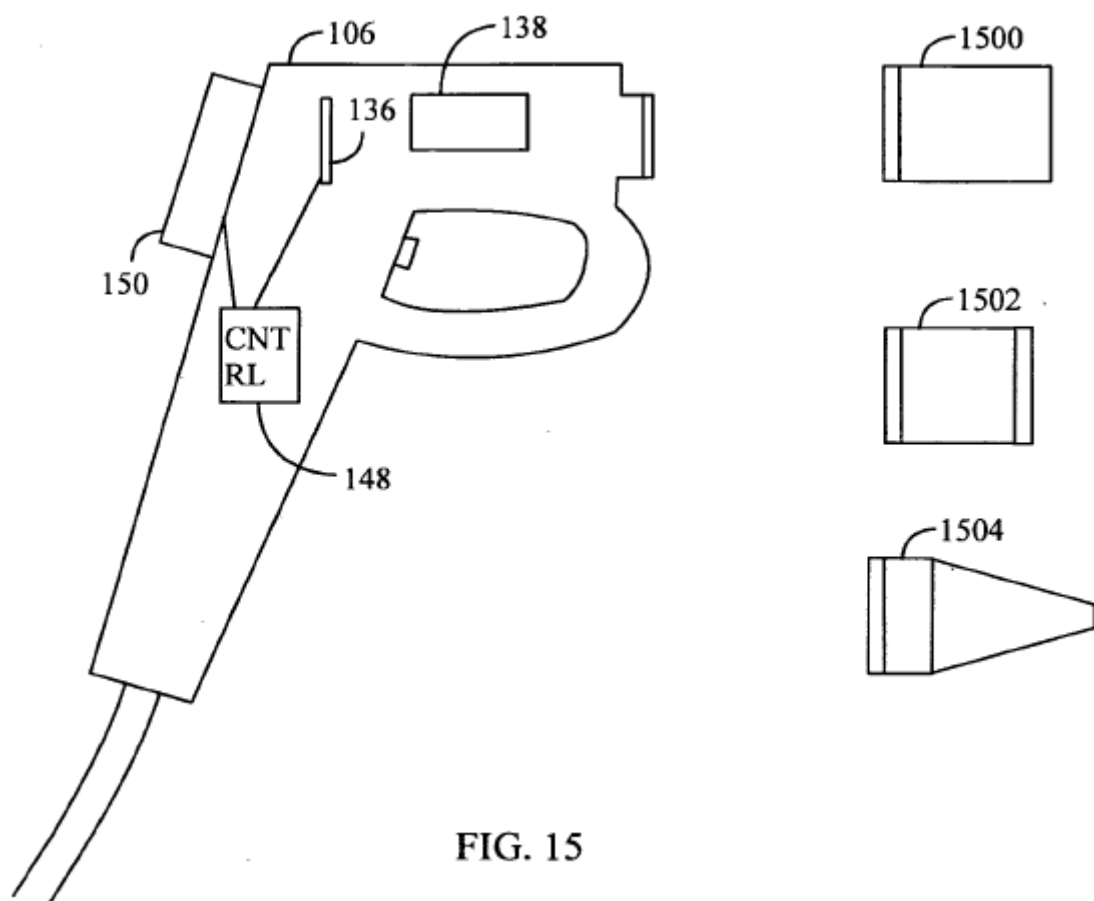


FIG. 14



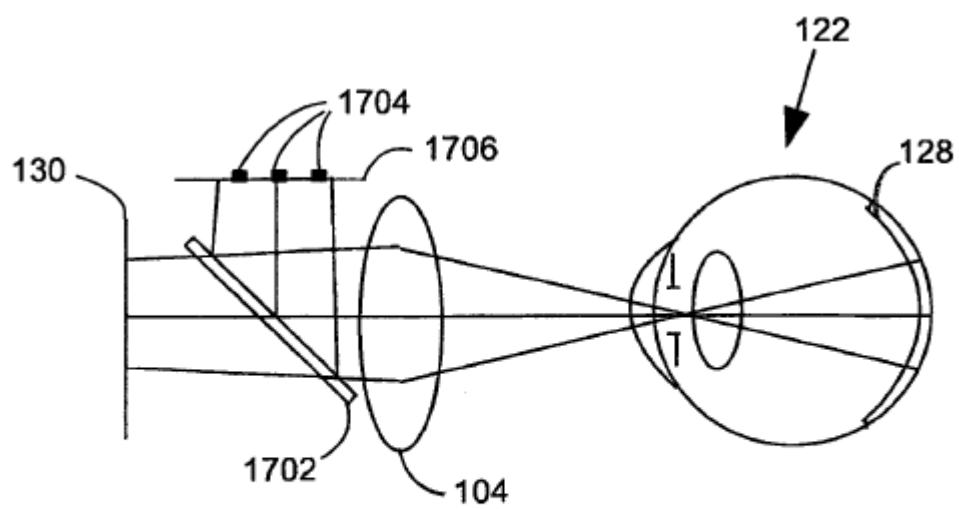


FIG. 16

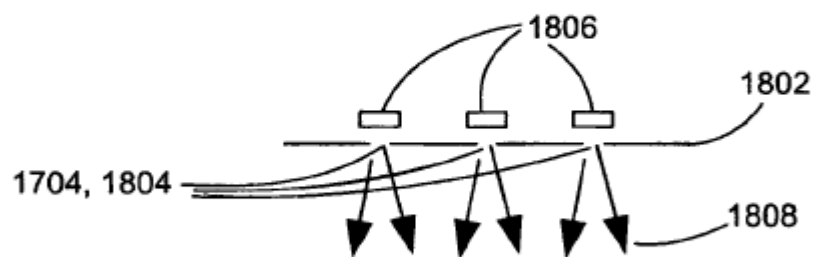


FIG. 17

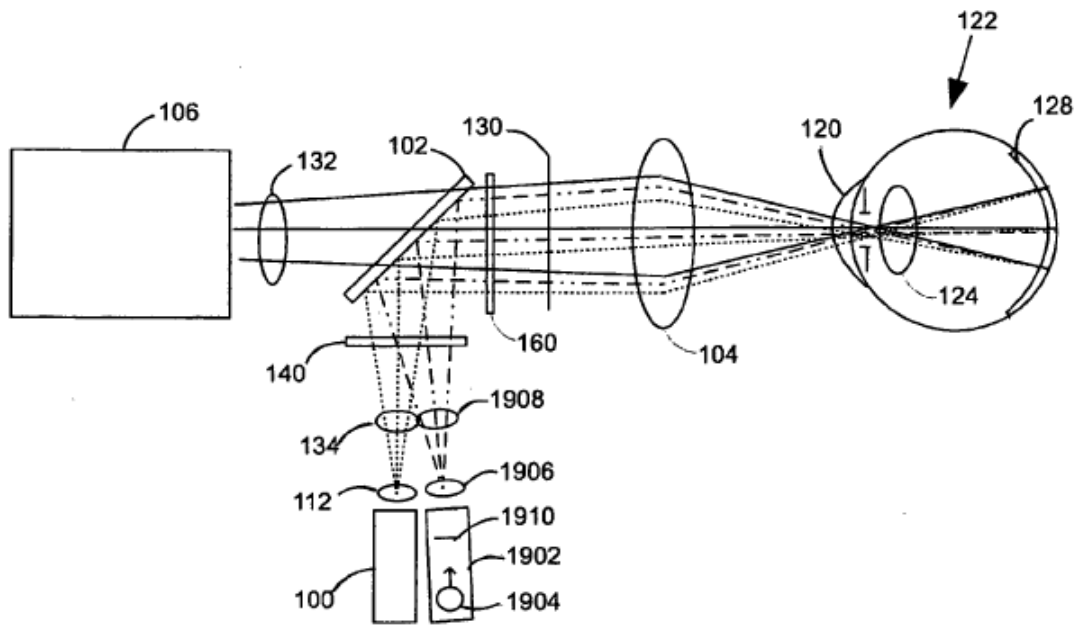


FIG. 18

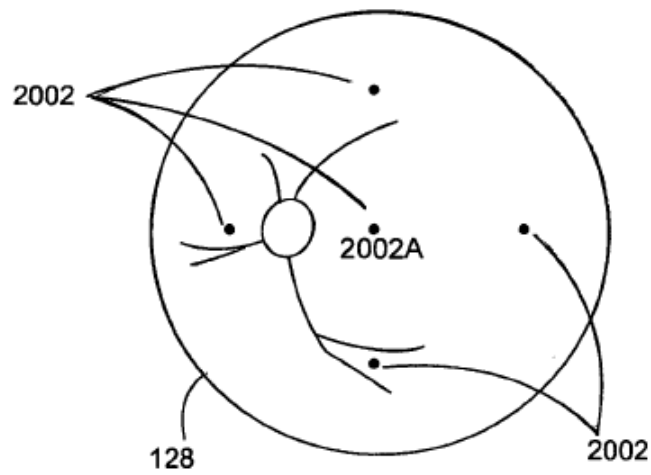


FIG. 19

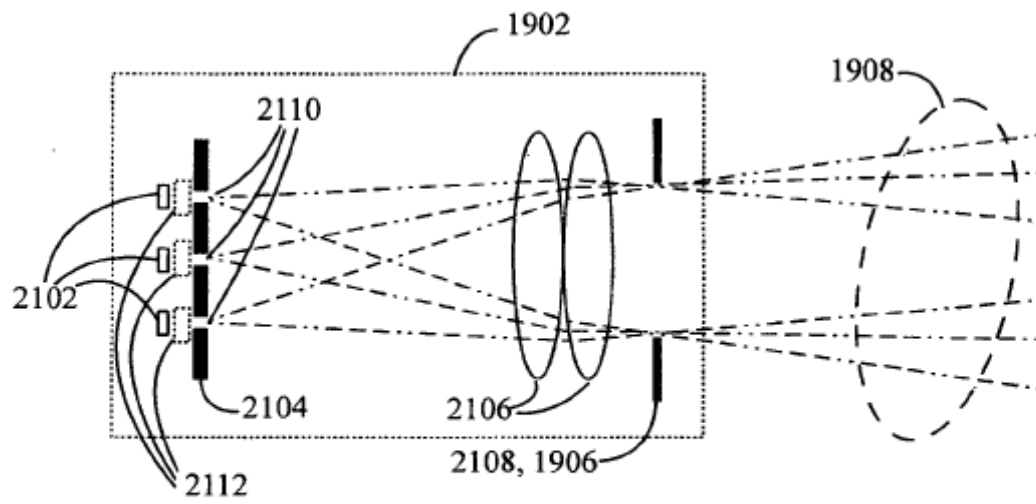


FIG. 20

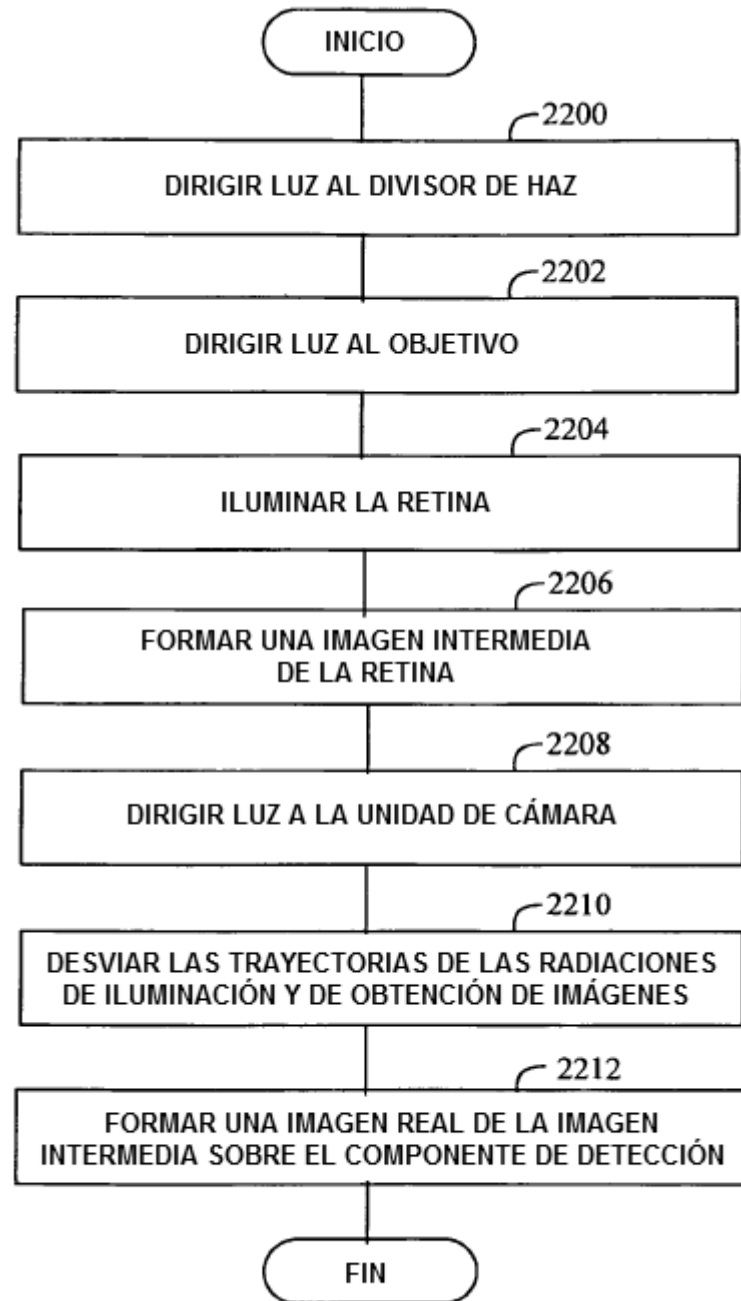


FIG. 21