

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 963 363**

51 Int. Cl.:

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 3/125 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **05.08.2016** **E 16183029 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.10.2023** **EP 3127475**

54 Título: **Sistema de formación de imágenes retinianas de campo amplio**

30 Prioridad:

05.08.2015 US 201562201243 P

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

26.03.2024

73 Titular/es:

**NEOLIGHT LLC (100.0%)
1475 N. Scottsdale Road, Suite 200
Scottsdale, AZ 85257, US**

72 Inventor/es:

**MASSIE, NORBERT A.;
HOFFMANN, STEPHAN;
SCHMIDT, JACK y
NESTOROVIC, NED**

74 Agente/Representante:

MIR PLAJA, Mireia

ES 2 963 363 T3

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

DESCRIPCIÓN

Sistema de formación de imágenes retinianas de campo amplio

5 **Antecedentes de la invención**

10 **[0001]** La formación de imágenes retinianas se refiere a sistemas que capturan una imagen digital de la retina, los vasos sanguíneos y el nervio óptico situados en la parte posterior del ojo. Estas imágenes se pueden utilizar para la detección precoz y la gestión de enfermedades de los ojos. Se conocen sistemas convencionales de formación de imágenes retinianas a partir, por ejemplo, de los documentos US 2012/0184857 A1, JP 2005-168941 A y US 5,751,395 A. El sistema de formación de imágenes retinianas para animales pequeños conocido a partir del documento US 2008/0309876 A1 incluye un sistema de iluminación operativo para generar un anillo de iluminación en el plano del iris de un ojo del animal pequeño.

15 **[0002]** Uno de los objetos de la presente invención es proporcionar métodos y sistemas mejorados relacionados con la formación de imágenes retinianas.

Sumario de la invención

20 **[0003]** Este objeto se alcanza proporcionando un generador de imágenes retinianas según se define en la reivindicación 1 adjunta y un método de funcionamiento de un generador de imágenes retinianas según se define en la reivindicación 5 adjunta. En las reivindicaciones dependientes adjuntas se describen realizaciones de la invención. La presente invención se refiere, en general, a métodos y sistemas para dispositivos ópticos. Más particularmente, realizaciones de la presente invención proporcionan métodos y sistemas relacionados con la formación de imágenes retinianas con tomografía de coherencia óptica (OCT).

25 **[0004]** Realizaciones de la presente invención hacen frente a cuestiones relacionadas con la sensibilidad a la dispersión procedente del cristalino y la córnea y proporcionan un sistema caracterizado por un tamaño y un peso reducidos y una configuración física apropiada. Las realizaciones se caracterizan por imágenes fantasma enfocadas que no son visibles, un fondo fantasma débil y una resolución elevada, al tiempo que logrando una formación de imágenes de campo amplio y un campo de observación hasta por lo menos el ecuador. Según se describe en la presente, las realizaciones proporcionan iluminación uniforme y un uso eficiente de la luz de iluminación, se pueden higienizar y tienen un factor de forma que posibilita su introducción en cuencas oculares reducidas. Adicionalmente, las realizaciones posibilitan la adición de OCT guiada por imágenes al tiempo que utilizando un diseño que evita la dispersión y el deslumbramiento [*glare*].
30 Estas y otras realizaciones de la invención junto con muchas de sus ventajas y características se describen más detalladamente en combinación con el siguiente texto y las figuras adjuntas.

35 **[0005]** Realizaciones de la presente invención logran una formación de imágenes retinianas de campo amplio con una cámara que se puede implementar de manera que sea de mano, que obtendrá imágenes de pacientes tanto pediátricos como adultos, y que tendrá una OCT guiada por imágenes incorporada, ligera y opcional y usará un sistema de iluminación a través de la lente que está exento de deslumbramientos o los reduce y reduce o minimiza la dispersión. Las realizaciones se pueden usar con pacientes sentados.

40 **[0006]** Según una realización específica, se proporciona un sistema de formación de imágenes retinianas de campo amplio que proyecta la luz de iluminación de la retina a través de la óptica de formación de imágenes, al tiempo que obteniendo imágenes de contraste y resolución elevados con un deslumbramiento reducido o inexistente de la óptica de formación de imágenes. Los sistemas se pueden implementar en forma de sistemas de mano o de mesa que son útiles para pacientes en posición supina o sentados. En algunas realizaciones, en el sistema de formación de imágenes retinianas está integrado un sistema de tomografía de coherencia óptica (OCT) guiado por imágenes.

50 **[0007]** Realizaciones de la presente invención afrontan una o más de las siguientes cuestiones:

Sensibilidad a la dispersión del cristalino y la córnea

55 **[0008]** Aunque en muchos casos las lentes de los cristalinios de los niños son muy transparentes, esto no siempre es así. Las lentes de los cristalinios del ojo adulto van perdiendo transparencia de forma progresiva con la edad y la retrodispersión puede alcanzar porcentajes elevados.

Tamaño y peso reducidos y configuración física apropiada

60 **[0009]** La cámara se puede sujetar cómodamente con una mano, de manera que la otra mano se puede usar para sujetar la cabeza del paciente o para otras funciones. De este modo, el tamaño físico es tal que una mano puede disfrutar de un buen agarre sobre el cuerpo de la cámara y el peso no resulta excesivamente estresante para el profesional sanitario. En otras realizaciones, la cámara se puede montar en un soporte.

Imágenes fantasma enfocadas no visibles y fondo fantasma débil

- 5 **[0010]** El sistema de inyección de luz no crea imágenes “fantasma” (reflejos no deseados provenientes de la óptica, denominados “imágenes fantasma” debido a que en general tienen un nivel de luz menor). Por otra parte, para imágenes fantasma que no son focales, el nivel del reflejo fantasma está claramente por debajo del nivel de luz de la retina.

Alta resolución

- 10 **[0011]** La resolución del sistema óptico es alta y cumple o supera los estándares de la ISO para cámaras retinianas.

Formación de imágenes de campo amplio y campo de observación hasta por lo menos el ecuador

- 15 **[0012]** Se proporciona una formación de imágenes de campo amplio de manera que se puede capturar gran parte de la retina con solamente unas pocas imágenes o se puede obtener una sola imagen de campo extremadamente amplio. Muchas de las presentaciones clínicas en el cuidado de la retina presentan un campo amplio, tales como la diabetes, melanomas, retinopatía del prematuro y otras. Se proporciona también un campo de observación (FOR) hasta el ecuador.

Iluminación uniforme

- 20 **[0013]** La irradiancia en el ojo debe ser uniforme de tal manera que la variación del brillo de la imagen quede dominada por la reflectancia regional de las características de la retina y no por el patrón de iluminación de la cámara.

Uso eficiente de la luz de iluminación

- 25 **[0014]** Uso eficiente de la luz de iluminación significa que se pueden utilizar fuentes de luz de LEDs, con lo cual se evitan los problemas de las bombillas de alta temperatura, tales como las halógenas, y la necesidad de cables de fibra óptica voluminosos y frágiles entre una fuente de luz y la cámara. Debido a la eficiencia de los LED, el LED puede residir en la carcasa de la cámara en lugar de en la caja de control, eliminando el cable de fibra óptica de gran tamaño. En segundo lugar, una captación eficiente de luz también significa que se pueden reducir las exigencias sobre el LED.

Aptitud para su higienización

- 35 **[0015]** La punta de la cámara se hace entrar en contacto directamente con fluidos corporales y existe un riesgo de atrapar patógenos que podrían estar presentes en el cuerpo del paciente. El sistema debe ser adecuado para una higienización usando soluciones limpiadoras comunes, tales como alcohol y lejía diluida.

Introducción en cuencas oculares reducidas

- 40 **[0016]** Especialmente con bebés prematuros, la cuenca del ojo puede ser de tamaño reducido. Esto significa que la punta de la cámara debe tener un diámetro pequeño para alcanzar la córnea y, con vistas a la formación de imágenes en la periferia, también debe poder inclinarse.

Adición de OCT guiada por imágenes

- 45 **[0017]** La OCT es una tecnología clave para examinar las capas de la retina y para determinar el tamaño de patologías tales como los tumores oculares. La posibilidad de obtener escaneos de OCT que sean guiados por imágenes en tiempo real es una herramienta poderosa y en la retina se producen distrofias importantes a gran escala, tales como, por ejemplo, los desprendimientos de retina. El uso de esta herramienta debería adquirir una gran prevalencia en las cirugías de retina.

- 50 **[0018]** Para afrontar estas cuestiones, realizaciones de la presente invención proporcionan una cámara que no solamente proporciona un alto contraste y un campo amplio, sino que hace frente a una o más de las cuestiones analizadas.

- 55 **[0019]** Según una realización de la presente invención, se proporciona un generador de imágenes retinianas para formar imágenes de una retina de un ojo según la reivindicación 1. El generador de imágenes retinianas puede ser de mano o puede estar montado en un soporte. El generador de imágenes retinianas incluye una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un divisor de haz operativo para recibir la luz de iluminación y dirigir la luz de iluminación según un eje óptico. El divisor de haz puede estar polarizado y/o puede ser un espejo dicróico. El generador de imágenes retinianas también incluye una lente de campo (por ejemplo, una asfera de plástico) dispuesta según el eje óptico y una lente objetivo dispuesta según el eje óptico y operativa para entrar en contacto con una córnea del ojo. Se forma una imagen aérea adyacente a la lente de campo. La imagen aérea puede carecer de corrección cromática (es decir, estar caracterizada por una aberración cromática) y ser curvada. En una implementación, la lente de campo está dispuesta entre el divisor de haz y la lente objetivo.

[0020] El generador de imágenes retinianas incluye, además, un sensor de imágenes y una o más lentes dispuestas según el eje óptico entre el divisor de haz y el sensor de imágenes. La lente o lentes son operativas para formar una imagen de sensor en el sensor de imágenes. El sensor de imágenes puede ser un sensor matricial. En algunas realizaciones, el generador de imágenes retinianas puede incluir, además, un sistema de OCT acoplado al generador de imágenes retinianas.

[0021] Según otra realización más de la presente invención, se proporciona un método, según la reivindicación 5, de funcionamiento de un generador de imágenes retinianas según la reivindicación 1. El método incluye posicionar el generador de imágenes retinianas de manera que sea adyacente al ojo del paciente. El generador de imágenes retinianas incluye una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un conjunto de lentes de objetivo que incluye una lente objetivo (por ejemplo, una lente objetivo de un solo elemento) y una segunda lente. El método también incluye situar la lente objetivo en contacto con la córnea del ojo e iluminar la retina del ojo con la luz de iluminación que pasa a través del conjunto de lentes de objetivo. El método incluye, además, reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación desde la retina para proporcionar una señal de retorno, dirigir la señal de retorno a lo largo de un camino óptico y detectar una imagen de sensor en el plano de imagen usando un sensor de imágenes.

[0022] Según una realización específica que no forma parte de la presente invención, se proporciona un método de formación de imágenes de la retina de un ojo de un paciente. El método incluye posicionar un generador de imágenes retinianas de manera que sea adyacente al ojo del paciente y obtener una primera imagen de una primera parte de la retina, estando asociada la primera imagen a un área central (por ejemplo, un círculo) y a un primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados). El método incluye, también, obtener una segunda imagen de una segunda parte de la retina, estando asociada la segunda imagen a un área anular que rodea el área central. Una periferia exterior del área anular está caracterizada por un segundo campo de visión (por ejemplo, 130 grados) mayor que el primer campo de visión. El método incluye, además, combinar la primera imagen de la primera parte de la retina y la segunda imagen de la segunda parte de la retina para proporcionar una imagen combinada de la retina.

[0023] En una implementación, obtener la primera imagen de la primera parte de la retina comprende hacer funcionar un modulador espacial de luz para iluminar el área central y bloquear luz que se propaga en el área anular que rodea el área central. Obtener la segunda imagen de la segunda parte de la retina comprende hacer funcionar el modulador espacial de luz para iluminar el área anular que rodea el área central y bloquear luz que se propaga en el área central. El modulador espacial de luz puede estar situado de manera que sea adyacente a un plano de imagen de un sensor de imágenes.

[0024] Según una realización particular que no forma parte de la presente invención, se proporciona un método de formación de una imagen, de campo de visión amplio, de la retina de un ojo de un paciente. El método incluye posicionar un generador de imágenes retinianas de manera que sea adyacente al ojo del paciente y obtener una primera imagen de una primera parte de la retina. La primera imagen está caracterizada por un área central y un primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados). El método incluye, también, obtener una primera imagen adicional de una primera parte adicional de la retina. La primera imagen adicional está caracterizada por un primer rango azimutal que cubre una primera parte de un área anular que rodea el área central. Una periferia exterior del área anular está caracterizada por un segundo campo de visión (por ejemplo, 150 grados) mayor que el primer campo de visión.

[0025] El método incluye, además, obtener una segunda imagen adicional de una segunda parte adicional de la retina. La segunda imagen adicional está caracterizada por un segundo rango azimutal que cubre una segunda parte del área anular que rodea el área central. Adicionalmente, el método incluye obtener una tercera imagen adicional de una tercera parte adicional de la retina. La tercera imagen adicional está caracterizada por un tercer rango azimutal que cubre una tercera parte del área anular que rodea el área central. Además, el método incluye combinar la primera imagen de la primera parte de la retina, la primera imagen adicional de la primera parte adicional de la retina, la segunda imagen adicional de la segunda parte adicional de la retina, y la tercera imagen adicional de la tercera parte adicional de la retina para proporcionar una imagen combinada de la retina.

Breve descripción de los dibujos

[0026]

La figura 1A es un esquema óptico que ilustra un diseño clásico de iluminación a través de la lente.

La figura 1B es un esquema óptico que ilustra un diseño clásico de formación de imágenes a través de la lente.

La figura 1C es un esquema óptico que ilustra una iluminación clásica a través de la lente que muestra el efecto del deslumbramiento en la imagen.

La figura 1D es un esquema óptico que ilustra una iluminación clásica a través de la lente que muestra el efecto de la dispersión en la imagen.

La figura 2A es un esquema óptico que ilustra la aportación de luz por medio de un anillo de fibra óptica que se sitúa fuera del camino óptico de recepción.

5 La figura 2B es un esquema óptico que ilustra el retorno de la reflectancia de la retina para el sistema ilustrado en la figura 2A.

La figura 3A es un perfil de imagen de un retículo a frecuencias espaciales bajas y frecuencias espaciales altas.

10 La figura 3B es una gráfica que muestra la dependencia funcional de la CTF como resultado solo de la resolución óptica.

La figura 3C es un perfil de imagen correspondiente a imágenes de un retículo a frecuencias espaciales bajas y altas con una dispersión del 50%.

15 La figura 3D es una gráfica que muestra una función CTF con y sin dispersión del 50%.

La figura 4A es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación a través de la lente, con contacto corneal, con formación de imágenes.

20 La figura 4B es un esquema óptico que ilustra una cámara retiniana a través de la lente, con contacto corneal, que muestra únicamente caminos de iluminación.

La figura 4C es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación sin contacto.

25 La figura 4D es un esquema óptico que ilustra la parte frontal del ojo mostrando las pupilas y la iluminación.

La figura 4E es un esquema óptico que ilustra una sección transversal de un sistema de formación de imágenes a través de la lente, con contacto.

30 La figura 4F es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación a través de la lente mostrando problemas de reflexión desde una lente de campo con curvatura negativa.

La figura 4G es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación a través de la lente mostrando problemas de reflexión desde una lente de campo con curvatura positiva.

35 La figura 5A es un sistema de formación de imágenes a través de la lente, con contacto corneal, que usa una única lente objetivo según una realización de la presente invención.

40 La figura 5B es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación a través de la lente, con contacto corneal, que usa una única lente objetivo según una realización de la presente invención que incluye un detalle de una primera imagen.

La figura 5C es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación a través de la lente, con contacto corneal, según una realización de la presente invención que incluye detalles de un sistema posterior de formación de imágenes.

45 La figura 5D es un esquema óptico que ilustra una óptica de iluminación de un sistema de iluminación a través de la lente, con contacto corneal, según una realización de la presente invención.

50 La figura 5E es un esquema óptico que ilustra un sistema de iluminación a través de la lente, con contacto corneal, según una realización de la presente invención que incluye detalles de la óptica de iluminación.

La figura 5F es un esquema óptico que ilustra límites de los rayos de iluminación para un ojo de un primer tamaño según una realización de la presente invención.

55 La figura 5G es un esquema óptico que ilustra límites de los rayos de iluminación para un ojo de un segundo tamaño según una realización de la presente invención.

60 La figura 5H es un esquema óptico que ilustra el uso de un iris para bloquear rayos exteriores según una realización de la presente invención.

La figura 5I es un esquema óptico que muestra un detalle adicional de elementos ilustrados en la figura 5H.

La figura 5J es un sistema de formación de imágenes a través de la lente, con contacto corneal, que usa una única lente objetivo según otra realización de la presente invención.

5 La figura 6A es un esquema óptico que ilustra una vista del perfil de un ojo en un sistema de iluminación a través de la lente, con contacto, con lente objetivo, con un FOV de 100 grados según una realización de la presente invención.

La figura 6B es un esquema óptico que ilustra una vista detallada del segmento anterior de un sistema de formación de imágenes a través de la lente según una realización de la presente invención.

10 La figura 6C es un esquema óptico que ilustra el concepto del "cono de silencio".

La figura 6D es un esquema óptico que muestra un detalle adicional de elementos ilustrados en la figura 6C.

15 La figura 7A es un esquema óptico que ilustra un sistema de formación de imágenes a través de la lente, con una vista del perfil de un ojo, con FOV ampliado.

La figura 7B es un esquema óptico que ilustra un sistema de formación de imágenes a través de la lente, con una vista del perfil del segmento anterior, con FOV ampliado.

20 La figura 7C es un esquema óptico que ilustra un sistema de formación de imágenes a través de la lente que muestra un FOV ampliado de formación de imágenes pero un FOV de iluminación más bajo.

La figura 7D es un esquema óptico que ilustra un sistema de formación de imágenes a través de la lente que usa una imagen central de un conjunto de dos imágenes para evitar el cono de silencio.

25 La figura 7E es un esquema óptico que ilustra un sistema de formación de imágenes a través de la lente que usa una imagen anular de un conjunto de dos imágenes para evitar el cono de silencio.

30 La figura 7F es un diagrama esquemático que ilustra la formación de imágenes en relación con una imagen central según una realización de la presente invención.

La figura 7G es un diagrama esquemático que ilustra la formación de imágenes de una imagen anular exterior según una realización de la presente invención.

35 La figura 7H es un diagrama esquemático que ilustra la combinación de la imagen central y la imagen anular exterior según una realización de la presente invención.

La figura 7I es un diagrama esquemático que ilustra el uso de un modulador espacial de luz en un sensor según una realización de la presente invención.

40 La figura 8A es un esquema óptico que ilustra una vista del perfil de iluminación y formación de imágenes de un anillo exterior según una realización de la presente invención.

45 La figura 8B es un esquema óptico que ilustra la formación de imágenes y la iluminación anulares exteriores ultraamplias usando segmentación azimutal así como segmentación radial según una realización de la presente invención.

La figura 8C es un diagrama esquemático que ilustra la segmentación de imágenes en un sensor según una realización de la presente invención.

50 La figura 9A es un esquema óptico que ilustra un generador de imágenes de mano con OCT compacta integrada para formación de imágenes manuales según una realización de la presente invención.

55 La figura 9B es un esquema óptico que ilustra detalles de un tren de transmisión de haces de OCT según una realización de la presente invención.

La figura 9C es un esquema óptico que ilustra detalles de un tren de transmisión de haces de OCT según otra realización de la presente invención.

60 La figura 10 es un diagrama esquemático simplificado que ilustra un generador de imágenes de mano para formar imágenes de la retina de un ojo según una realización de la presente invención.

La figura 11 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra un método de funcionamiento de un generador de imágenes de mano para formar imágenes de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención.

La figura 12 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra un método de formación de imágenes de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención.

La figura 13 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra un método de formación de una imagen de campo de visión amplio para la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención.

La figura 14A muestra una gráfica del tamaño del punto RMS en la retina para la imagen de sensor en el sensor de imágenes según una realización de la presente invención.

La figura 14B muestra una gráfica del tamaño del punto RMS en la retina para la imagen aérea según una realización de la presente invención.

Descripción detallada de realizaciones específicas

[0027] En el cuidado de la retina ocular, hay muchos casos en los que se busca la formación de imágenes de la mayor parte de la retina, aunque no necesariamente de su totalidad. Esto se sitúa en contraposición con sistemas tradicionales de formación de imágenes retinianas que típicamente solo capturan el polo posterior en una única imagen. Uno de los planteamientos para lograr esto es desarrollar una cámara retiniana con un campo de visión (FOV) ultraamplio. No obstante, con una formación de imágenes de este tipo se producen limitaciones sustanciales y estas se derivan especialmente del tamaño y la forma físicos de la parte anterior del ojo y de cuestiones relacionadas con la dispersión y el deslumbramiento. No obstante, hay presencia de muy pocas distrofias en todo el trayecto hasta la ora serrata y las cámaras que proporcionan un FOV moderadamente amplio son de gran utilidad.

[0028] Además, los bebés, e incluso muchos pacientes pediátricos de mayor edad, se encuadran en la clase de pacientes que requieren una formación de imágenes de campo amplio pero estas se deben obtener en posición supina. Algunos pacientes adultos, especialmente en cirugías, se beneficiarían de un sistema de formación de imágenes que pudiera ser de mano, de campo amplio y utilizable con el paciente en posición supina. Resultaría también valioso poder montar un sistema de este tipo de una manera conveniente para pacientes sentados. Aunque existe una cámara retiniana de campo amplio, comercialmente disponible y diseñada para un uso de mano únicamente para pacientes pediátricos, este sistema afronta limitaciones importantes en relación con el contraste de la imagen, especialmente en ojos en los que la retina presenta una pigmentación oscura. Adicionalmente, estos sistemas, que pueden tocar la córnea, no funcionarán de manera satisfactoria con la mayor parte de los pacientes adultos.

[0029] Además de la angiografía fluoresceínica y la formación de imágenes de campo claro clásicas, la tomografía de coherencia óptica (OCT) se ha convertido en el estándar asistencial y se considera que tiene el mismo valor que la formación de imágenes convencional. Esto apunta a la necesidad de proporcionar una OCT guiada por imágenes (donde la imagen de campo claro o angiográfica se visualiza en tiempo real junto con una marca sobre la imagen mostrando la ubicación del escaneo de OCT). Realizaciones de la presente invención utilizan la OCT en combinación con un generador de imágenes de FOV amplio, de mano, enormemente mejorado.

[0030] Realizaciones de la presente invención proporcionan mejoras con respecto a cámaras de OCT de mano convencionales que no proporcionan simultáneamente una formación de imágenes de campo claro o angiográficas y tienen un cabezal de escaneo pesado.

[0031] Los inventores han determinado que, aunque muchos médicos piden una “resolución mejorada”, una expresión mejor sería, en muchos casos, “visibilidad mejorada”. Se puede usar una resolución más alta en el sentido del rendimiento de las lentes ópticas, incluidos los cristalinios, a la hora de resolver dos puntos adyacentes. No obstante, especialmente en las consultas médicas cotidianas, el límite para la visibilidad es, con frecuencia, el contraste, no la resolución. Es relativamente sencillo diseñar una óptica que, en un ojo ideal, presente una resolución elevada. Comparativamente, resulta muy difícil diseñar sistemas de inyección de iluminación que aporten un contraste elevado en las consultas médicas cotidianas. En las consultas médicas, en muchas ocasiones, solamente el 80% de los ojos presentan una buena formación de imágenes, límite que surge por la dispersión que se produce en el ojo humano.

[0032] El nivel de dificultad para obtener imágenes de la retina de alto contraste se puede entender al considerar el bajo nivel de retorno de la iluminación retiniana de vuelta a la cámara. La reflectividad de la retina puede ser de un nivel tan bajo como 10^{-3} , siendo típicamente 10^{-3} la captación angular a través de la pupila de la cámara, lo cual da un retorno de luz inyectada de un nivel tan bajo como 10^{-6} . En algunas implementaciones, es deseable buscar un nivel total de luz no deseada por debajo de 10^{-7} .

[0033] En sistemas de formación de imágenes en los que la luz pasa a través de la óptica de la cámara en su camino al ojo, el primer desafío es evitar que reflejos no deseados de la óptica entren en la imagen. Aunque esto no es difícil en las cámaras clásicas de mesa, sin contacto, estas no proporcionan un FOV amplio. Estos reflejos no deseados se denominan “deslumbramientos” o “imágenes fantasma”. Con recubrimientos antirreflectantes de alto rendimiento, este reflejo de retorno se reduce a 5×10^{-3} de la luz saliente, pero esta es una señal que puede ser mucho mayor que el retorno de la retina. Por consiguiente, el diseñador óptico puede utilizar ubicaciones y curvaturas de las lentes tales que el deslumbramiento no vuelva al plano de imagen, especialmente en forma de una imagen enfocada o casi enfocada, la denominada “imagen fantasma”. Adicionalmente, la inyección de luz debe ser tal que la irradiancia sea uniforme sobre la retina y minimice la dispersión en el ojo. Para cámaras retinianas, de mesa, estándares es viable evitar los deslumbramientos, pero a costa de un FOV estrecho y un tamaño voluminoso. No obstante, en cámaras de mano que tocan la córnea, resulta difícil cumplir este requisito.

[0034] Estas cámaras retinianas a través de la lente están compuestas por dos sistemas ópticos que comparten el mismo espacio y lentes; uno inyecta la iluminación y otro recibe la luz de la retina y forma la imagen. Cuando se integra la OCT, entonces deben considerarse en general tres sistemas ópticos y estos también comparten parte de la misma óptica. La figura 1A ilustra un sistema clásico de iluminación a través de la lente. La fuente 6 de luz inyecta iluminación 2 a través de un divisor 5 de haz, la lente 3 capta luz y esta última se esparce por el objeto 1. El objeto 1 es un patrón de tiras lineales reflectantes intercaladas con tiras oscuras. La figura 1B ilustra el sistema de formación de imágenes compuesto por el objeto 1 y la lente 3 de captación/formación de imágenes y se muestran los típicos rayos 7 de retorno que forman la imagen 4.

[0035] No obstante, en este sistema óptico simplificado no se consideran ni el deslumbramiento ni la dispersión. En la figura 1C, se muestra deslumbramiento por rayos ópticos 8 que se reflejan desde la superficie 10 de la lente e inciden en el plano 4 del detector provocando una imagen fantasma 9. En la figura 1D, hay presencia de un medio 11 de dispersión y rayos 12 ilustrativos vuelven al plano 4 de imagen provocando una turbidez 14.

[0036] En sistemas de formación de imágenes en los que la luz pasa alrededor de la óptica de la cámara en su camino al ojo, no se produce ningún deslumbramiento, pero el desafío es evitar una retrodispersión no deseada sobre la imagen. Este tipo de cámaras se desarrolló para lograr un FOV amplio y, en particular, para aportar iluminación a la periferia de la retina y, todo ello, con un factor de forma de mano. Las figuras 2A y 2B ilustran un sistema de iluminación alrededor de la lente. En este sistema de iluminación, la luz de iluminación se aporta a través de un haz 15 de fibra óptica que rodea la óptica de la cámara y, específicamente, la lente 234 de contacto de tal manera que no se produzca ningún deslumbramiento, pero este planteamiento afronta desafíos sustanciales en cuanto a la uniformidad de iluminación y, en especial, la dispersión 23. Este sistema pone énfasis en la capacidad de dirigir luz hacia la periferia de la retina 20. No obstante, como se observa en la figura 2A, si el iris 17 no está completamente dilatado, el mismo puede bloquear los rayos 16 de iluminación en la parte central de la retina 19, dejando una mancha oscura en medio de la imagen. Puesto que las imágenes se centran en general en la característica más interesante, esto ha resultado ser una objeción importante para esta cámara.

[0037] En la figura 2B se muestran también los caminos ópticos de formación de imágenes para la recepción de luz proveniente de la retina 21. Rayos provenientes de la retina periférica 20 salen a través de la pupila 45 de entrada del sistema óptico y atraviesan en primer lugar la lente 234 de contacto y a continuación lentes adicionales hacia el plano de imagen. Un rayo procedente de la retina central 19 del ojo, si está iluminada, también pasaría a través de la pupila 45 de entrada de la cámara y en primer lugar atravesaría la lente 234 de contacto y a continuación seguiría hacia el plano de imagen.

[0038] No obstante, como se observa en las figuras 2A y 2B, la lente 18 del cristalino del ojo contiene muchos centros de dispersión, que retrodispersan 23 la luz de iluminación devolviéndola a través de la lente 234 de contacto y sobre la imagen y esto actúa como fuente clave de dispersión que reduce el contraste de la imagen en este diseño. En las figuras 2A y 2B, en las que los sistemas ópticos tanto de iluminación como de recepción se muestran uno junto al otro, se dibuja también un límite 22 en ambas imágenes delineando el volumen de la lente 18 por el que pasan juntas tanto la luz saliente como la de retorno. En este diseño entonces, casi toda la luz que ilumina el ojo pasa a través de la lente 18 del cristalino precisamente por el mismo volumen 22 que las luces de retorno. Desde el punto de vista de reducir la dispersión de las lentes, que es uno de los motivos principales de las imágenes con bajo contraste, este diseño crea la dispersión 23 más alta posible procedente de la lente 18 del cristalino del ojo. Como consecuencia, las cámaras retinianas con iluminación alrededor de la lente han fracasado notablemente en un gran porcentaje de los pacientes pediátricos y prácticamente en todos los pacientes adultos cuando se trata de producir imágenes con alto contraste.

[0039] Los inventores han determinado que, en muchos ojos, la fracción de retrodispersión es de un porcentaje suficiente tal que, cuando se multiplica por la luz saliente de alto nivel, produce un retorno 23 de dispersión que, comparativamente con el bajo retorno retiniano 21, destruye el contraste de la retina. El contraste bajo tiene un efecto profundo sobre la visibilidad de las altas frecuencias espaciales clave en la imagen. A este respecto, por ejemplo, los médicos desean detectar tumores cuando estos son pequeños y una imagen de bajo contraste inhibe esta opción.

[0040] Haciendo referencia nuevamente al sistema óptico simplificado del sistema de iluminación a través de la lente de la figura 1B, el mismo está compuesto por una lente 3, un objeto 1, que es un retículo reflectante, y una imagen 4, que es una réplica del objeto sujeta a la capacidad de formación de imágenes de la lente. En la figura 3A, se muestra un perfil 24 de imagen en el que, a bajas frecuencias espaciales, la calidad de la imagen es muy buena, pero a altas frecuencias espaciales 25, la imagen se degrada. Evidentemente, esto viene marcado por la calidad en la formación de imágenes de la lente 3 y los límites de difracción. Una medida cuantitativa del contraste es el índice de modulación, definido como

$$m = \frac{(I_x - I_m)}{(I_x + I_m)}$$

donde I_x es la intensidad máxima del patrón del que se forma la imagen e I_m es la mínima. Este es una función de la frecuencia espacial y se denomina función de transferencia de contraste (CTF). Como se muestra en la figura 3B, la CTF 26 disminuye al aumentar la frecuencia espacial f hasta que llega a un punto en el que la visibilidad del retículo desaparece 28. El valor más bajo típico, de m , en el que no se puede observar el retículo es $m = 0.3$. Para una lente de menor calidad, la gráfica podría ser 27 con una frecuencia 29 de corte menor. Aunque las líneas de la CTF se muestran como si fuesen rectas para simplificar, en general presentan una forma más compleja.

[0041] Aunque el foco de la atención se pone, con razón, en los límites de la CTF provocados por limitaciones de la óptica, es necesario reconocer que la dispersión y similares reduce el contraste de manera similar. Para entender esto introducimos la dispersión según se muestra en la figura 1D, en la que 11 es un volumen que contiene material que provoca dispersión 12 y la parte dispersada de la luz en la imagen es 14. La figura 3C ilustra la imagen nueva del retículo a la frecuencia espacial más alta 30 y a las frecuencias espaciales bajas 31, ambas con dispersión incluida. No obstante, obsérvese que la alta frecuencia espacial mostrada tiene ahora un índice de modulación m de 0.25, que cae por debajo de los criterios de visibilidad de 0.3 y que, a bajas frecuencias espaciales, el índice de modulación nunca llega a 1.0. En la figura 3D, la función 33 de transferencia con alta dispersión no comienza en 1.0 y obsérvese que la frecuencia 32 de corte es menor. La cuestión clave es que las frecuencias espaciales más altas ahora no son visibles. La CTF con dispersión se puede modificar con respecto a la CTF sin dispersión. El retorno de la retina como fracción de luz saliente es R , la retrodispersión de la luz saliente es S , e I_x es el máximo de la CTF sin dispersión e I_m es el mínimo de la CTF sin dispersión, con lo que la CTF se deducirá como:

$$m = \frac{(I_x - I_m)}{(I_x + I_m) + S/R}$$

Por consiguiente, si la CTF sin dispersión fuese 1.00 a frecuencias espaciales bajas y la retrodispersión fuese igual al retorno de la retina, entonces la CTF con dispersión sería 0.5. Por otra parte, cuando la retrodispersión fuese tres veces el retorno de la retina, la CTF se reduce a 0.25 a frecuencias espaciales bajas.

[0042] Con la experiencia de que las cámaras del tipo alrededor de la lente, por su diseño, no pueden generar de manera fiable imágenes con un alto contraste en pacientes pediátricos y raramente en pacientes adultos, es necesario centrar la atención en el descubrimiento de técnicas para utilizar la iluminación a través de la lente. Por consiguiente, realizaciones de la presente invención logran una formación de imágenes retinianas de campo amplio con una cámara que se puede implementar en formato de mano o de mesa, formará imágenes de pacientes tanto pediátricos como adultos, y dispondrá de una OCT ligera incorporada, opcional, que usa un sistema de iluminación a través de la lente que está exento de deslumbramientos o los reduce y reduce o minimiza la dispersión.

[0043] Además de lograr imágenes de alta resolución y alto contraste, realizaciones de la presente invención logran un FOV alto o un campo de observación (FOR) alto. El FOR se define como el campo accesible total de formación de imágenes, mientras que el campo de visión (FOV) se define como el campo angular instantáneo de la imagen. Los simples medios que inclinan la pieza de mano de formación de imágenes para dirigir el centro de la imagen a diferentes partes de la retina constituyen un acceso a las diversas imágenes instantáneas que forman, juntas, el FOR. No obstante, en particular, no es necesario lograr una captura con un FOV ultraamplio en una única imagen. Lo que se requiere son unos medios eficaces para capturar una gran parte de la retina, pero el uso de múltiples imágenes montadas juntas sería una solución deseable, si esta fuese suficientemente eficaz. Adicionalmente, si estos objetivos se lograran en tiempo real, entonces se podrían evitar las profundas limitaciones del montaje en sesiones posclínicas. Lograr esto cambiaría radicalmente la formación de imágenes oftálmicas, pero únicamente tendría valor si hubiera disponibilidad de un FOR amplio.

[0044] Las cámaras retinianas clásicas basadas en un apoyo sobre mesa proporcionan un campo de visión (FOV) de hasta 60 grados según se mide desde la pupila de entrada. El campo de observación (FOR) al que se accede de manera eficiente es bastante limitado. Se requiere mucha habilidad y colaboración por parte del paciente incluso para intentos modestos de formar imágenes con un FOR grande. Típicamente, los sistemas clásicos son sistemas de mesa que no son adecuados para pacientes pediátricos o pacientes adultos en posición supina.

[0045] Realizaciones de la presente invención se enfrentan a los desafíos simultáneos de la formación de imágenes de pacientes en posición supina, con un contraste y una resolución elevados, en un generador de imágenes de mano y con un FOR/FOV alto, al tiempo que proporcionan también una OCT guiada por angiografía y por imágenes. Realizaciones de la presente invención son también muy valiosas con pacientes adultos sentados.

[0046] Algunos sistemas transmiten luz a través de la córnea, pero fuera del camino óptico de recepción de la imagen. No obstante, la principal desventaja, y que impide el uso de esta tecnología en muchos pacientes, es la carencia de formación de imágenes de alto contraste, ya que el diseño sugiere la exclusión de un contraste elevado. Una de las características clave de esos diseños es que luz proveniente de un lado del ojo se usa para iluminar la retina en el lado opuesto, según se muestra en la figura 2A. Esto es para permitir la iluminación de la retina periférica 20, tal vez no en el centro clave de la imagen 19, donde el iris 17 puede bloquear la luz. En cuanto a la dispersión, el resultado es que la retina se ilumina de hecho en la periferia del campo, pero la luz de iluminación atraviesa la lente del cristalino y el volumen 22 en el que se produce un retorno de luz desde la retina para formar una imagen. De este modo, una gran cantidad de la luz pasa a través de las líneas del cristalino en un volumen 22 justo posterior con respecto a la pupila de entrada. La lente 18 del cristalino es una fuente importante de luz dispersada en el ojo, en pacientes mayores esta puede ser hasta el 30% de la luz total, y a continuación la misma se capta con gran eficiencia a través de la pupila de salida del ojo y reduce profundamente el contraste de la imagen. De este modo, aunque este diseño elimina los problemas de imágenes fantasma de la óptica de la cámara o de la óptica de la lente del cristalino, padece la peor sensibilidad posible con respecto a la dispersión de la lente del cristalino.

[0047] De hecho, este dispositivo es raramente útil para pacientes adultos ya que, a medida que el ojo envejece, la lente del cristalino desarrolla más centros de dispersión. Por otra parte, algunos pacientes pediátricos presentan una gran dispersión por la lente del cristalino, generando una imagen con un contraste muy bajo. Puesto que algunos pacientes tienen retinas oscuras con una reflectividad más de diez veces por debajo de la de retinas con pigmentación más clara, la dispersión es suficientemente elevada de manera que no se pueden formar imágenes de estos pacientes de manera eficaz.

[0048] Por contraposición, realizaciones de la presente invención proporcionan un sistema de formación de imágenes retinianas de campo amplio que no padece de imágenes fantasma o dispersión medible que reduzca el contraste y que produce imágenes de calidad de pacientes con retinas incluso con pigmentación oscura, de ojos de pacientes de edad avanzada u ojos de pacientes pediátricos con enfermedades que provocan aumentos notables de la dispersión.

[0049] La tomografía de coherencia óptica (OCT) se usa para observar y documentar capas del ojo, tumores y similares. El escaneo de OCT se efectúa usando una fuente óptica de baja coherencia que trabaja en el infrarrojo cercano, y que, por lo tanto, no es visible a simple vista. Para eludir esta limitación, los diseñadores han recurrido a la adquisición de una imagen tridimensional, a su almacenamiento y a continuación permitir que el profesional sanitario explore la imagen de OCT tras la fase de formación de imágenes. Esto sigue sin proporcionar claves directas para la ubicación precisa de la característica 3D sobre la imagen de la retina en color. Por contraposición, realizaciones de la presente invención proporcionan una ubicación de escaneo de OCT en tiempo real a partir del campo claro, lo cual tiene un enorme valor clínico.

[0050] Realizaciones de la presente invención evitan la dispersión y los deslumbramientos usando iluminación a través de la lente, al utilizar una cámara retiniana de FOV amplio y de mano, del tipo a través de la lente, que produce imágenes de alto contraste de pacientes pediátricos y adultos y que tiene una OCT incorporada guiada por imágenes y es ligera.

Deslumbramiento: problema

[0051] Las figuras 1A - 1D antes analizadas afrontaban las cuestiones genéricas de los sistemas de iluminación a través de la lente. En un sistema de iluminación a través de la lente, debe considerarse el deslumbramiento por las lentes de la cámara, la córnea y la lente del cristalino. La figura 4A ilustra un sistema de formación de imágenes, con contacto, a través de la lente, que utiliza un diseño clásico de formación de imágenes con contacto. El objetivo es formar una imagen 42 de la retina 13 en el sensor matricial 43. El grupo 35 de lentes de objetivo forma la primera imagen 37. En el grupo 35 de lentes de objetivo hay un triplete, un doblete, una lente singlete y una lente 39 de campo. El grupo 35 de lentes de objetivo forma una imagen de calidad en 37 de manera que el grupo 38 de lentes de retransmisión entregará imágenes 42 de calidad con cualquier grupo 35 de lentes de objetivo. Por consiguiente, se pueden proporcionar grupos de lentes de objetivo con un FOV ultraamplio y gran aumento y los mismos se pueden intercambiar.

[0052] El conjunto 38 de lentes posterior lleva a cabo tres funciones clave. En primer lugar, reproduce la imagen intermedia 37 en la imagen posterior 42 ubicada en el sensor matricial 43. En segundo lugar, el grupo 38 de lentes de retransmisión proporciona enfoque para la cámara. En tercer lugar, el grupo 38 de lentes posterior tiene un diafragma [stop] 41 de Lyot que se reproduce en la pupila de entrada del ojo ubicada en el plano 44 y que forma la pupila 45 de entrada de la cámara (no mostrada aquí).

[0053] La figura 4B ilustra una sección transversal más detallada de un sistema de iluminación a través de la lente, particularmente los caminos de iluminación. La fuente 6 de luz es inyectada por la lente 50 a través de una máscara anular 51, a continuación a través de un divisor 5 de haz y finalmente a través del conjunto 35 de lentes de objetivo (no se muestran los caminos complejos de los rayos a través de la referencia 35) y hacia la retina 13. La máscara anular 51 se enfoca cerca del plano 44 de la pupila del ojo y diverge 48 para llenar el ojo.

[0054] La figura 4C ilustra una sección transversal de un sistema de iluminación a través de la lente, sin contacto, según una realización de la presente invención. La vista en sección transversal de la figura 4C muestra la imagen retransmitida de la máscara anular 49 (un anillo de luz), que a continuación se expande 48 para iluminar la retina 13. La luz que vuelve de la retina 13 queda delimitada por rayos 47 de retorno y pasa a través de la pupila 45 de entrada de la cámara (la imagen del diafragma 41 de Lyot y a continuación al sensor 43 de imágenes, al que también puede hacerse referencia como sensor matricial ya que se puede implementar usando un CCD u otro dispositivo de formación de imágenes apropiado. Obsérvese que la región 58 es un volumen de espacio delante de la córnea 59 para el cual la luz de iluminación dirigida a todas las partes del ojo se sitúa en un haz pequeño con irradiancia intensa, especialmente en el volumen cónico 36.

[0055] La figura 4D muestra la vista frontal del ojo en la que la referencia 53 es el borde de la córnea, la referencia 49 es el anillo de luz anular, la referencia 52 es el diámetro de la pupila del ojo y la referencia 45 es la pupila de entrada para la cámara. La figura 4E ilustra una sección transversal de un sistema de iluminación a través de la lente, con una lente 434 de contacto instalada. Se muestran los rayos 48 de límites de iluminación y la superficie frontal 56 tiene una iluminancia intensa, especialmente en la superficie frontal 56 de la lente 434 de contacto. Esta irradiancia intensa en esta lente supone un desafío importante para sistemas de iluminación a través de la lente, con contacto corneal, debido a reflejos provenientes de la superficie 56. Como ejemplo, los rayos 55 son reflejos de la superficie frontal 56 de la lente 434 de contacto.

[0056] La elevada relación entre la iluminación saliente y la de retorno supone otro desafío más para los deslumbramientos en cámaras retinianas de mano, con contacto corneal. La figura 4F ilustra el tren óptico de un sistema clásico de iluminación a través de la lente y resalta los problemas de reflejos provenientes de la lente de campo. En la figura 4F, se muestra junto con el conjunto 38 de lentes posterior la última lente 39 del conjunto 35 de lentes de objetivo. Esta lente 39, al menos parcialmente, cumple la función de una lente de campo. Una lente de campo se asienta en o cerca del foco y contribuye al sistema con poca potencia, en caso de hacerlo, pero dirige los rayos de la imagen hacia un cono pequeño de manera que el conjunto 38 de lentes posterior puede tener un diámetro más pequeño. Esto es crítico en la medida en que la imagen 42 puede ser grande y el cono de retorno presenta una divergencia elevada y sin esto, las lentes posteriores tendrían que tener un diámetro físicamente grande. Entonces, el conjunto de lentes posterior para mantener números f razonables requeriría un tamaño mucho mayor en términos de longitud.

[0057] No obstante, los principios de diseño para este sistema exigen que esta lente requiera superficies curvadas hacia el sensor 43 de imágenes. (Aunque varias lentes tienen esta curvatura y crean problemas, esta es especialmente problemática.) Obsérvese en la figura 4F que el reflejo fantasma de la primera superficie de la referencia 39 dirige el rayo 57 a través del diafragma 41 de Lyot y continúa con una imagen fantasma en la referencia 42.

[0058] La figura 4G ilustra el tren óptico de un sistema de iluminación a través de la lente y resalta los problemas de reflejos provenientes de una lente de campo invertido. En la figura 4G, la lente 39 se ha girado con fines ilustrativos, demostrando el argumento de que las curvaturas de la superficie de la lente ahora en la referencia 39 crean un reflejo 57 cuyo diámetro es muy grande. El diafragma de Lyot bloquea la mayor parte del mismo y la irradiancia por píxel en el sensor 43 de imágenes es pequeña y potencialmente insignificante. Claramente lentes con curvaturas como las que se muestran en la figura 4F crearán un dilema significativo a la hora de eliminar imágenes fantasma.

[0059] En referencia una vez más a la figura 4A, que muestra el formato clásico de las lentes de formación de imágenes con contacto, se ilustran catorce superficies reflectantes:

- La parte posterior de la lente del cristalino del ojo
- La parte frontal de la lente del cristalino del ojo
- La córnea, ambas superficies
- La lente de contacto
- La interfase unida en el primer triplete unido
- La interfase posterior vidrio/aire del primer triplete
- La interfase frontal aire/vidrio del segundo doblete
- La interfase unida del segundo doblete
- La superficie frontal de aire a vidrio del segundo doblete
- La primera superficie de aire a vidrio del singlete
- La segunda superficie de aire a vidrio del singlete
- La primera superficie de la lente de campo
- La segunda superficie de la lente de campo

[0060] La necesidad de un número elevado de ópticas para una imagen de calidad surge por la baja calidad óptica del ojo humano. Aunque la resolución es alta sobre el eje (donde se produce la lectura), hacia la periferia la resolución es muy deficiente. Por otra parte, el ojo no es cromático, el cerebro usa la aberración cromática longitudinal para ayudar en el enfoque y ensambla la imagen en alta calidad. De este modo, el diseñador de la cámara se ve obligado a utilizar un número sustancial de ópticas para una formación de imágenes de FOV amplio y alta calidad. Como resultado del número elevado de superficies ópticas, es un desafío o resulta imposible desarrollar una solución caracterizada por imágenes fantasma inexistentes o reducidas, irradiación uniforme sobre la retina y además un contraste elevado.

[0061] Por consiguiente, un primer principio de diseño utilizado por realizaciones de la presente invención es que el número de lentes a través de las cuales se hace pasar la luz de iluminación se reducirá o minimizará y que estas superficies tendrán la curvatura preferida para evitar imágenes fantasma enfocadas. Este principio de diseño se sitúa en conflicto con el requisito de imágenes de alta resolución, irradiancia uniforme y una primera imagen de calidad.

[0062] Para dar cabida a los requisitos, en conflicto, de deslumbramiento no enfocado absolutamente inexistente o difuminado en un sistema de iluminación a través de la lente para formación de imágenes retinianas de mano con un FOV amplio, con realizaciones de la presente invención se ha implementado un concepto de diseño nuevo. Si los problemas de deslumbramiento, especialmente para cualquier lente cercana al ojo, se pueden eliminar de manera total y absoluta, se ampliará enormemente el espacio de diseño en cuanto a resolución, compacidad y uniformidad de iluminación.

[0063] Los paradigmas ópticos clásicos para el diseño incluyen un conjunto de lentes de objetivo que es necesario para producir una imagen de alta calidad. En el diseño óptico general se enseña, entre otros preceptos de diseño, que la óptica no debe permitir la divergencia de los rayos rojos, verdes y azules en ángulo o altura del rayo durante una distancia significativa. Cuanto más progresan estos por el tren de transmisión de haces sin correcciones, más difícil es volver a juntarlos. Obsérvese también que las imágenes deben ser planas con vistas a su aplicación a sensores matriciales. Los paradigmas clásicos se consideran evidentes en telescopios y microscopios.

Deslumbramiento: solución

[0064] Realizaciones de la presente invención utilizan un concepto de diseño que difiere con respecto a preceptos de diseño óptico convencionales. La figura 5A ilustra un generador de imágenes de campo amplio con contacto corneal según una realización de la presente invención. En la realización ilustrada en la figura 5A, se implementa un generador de imágenes de campo amplio con contacto corneal, de alta resolución, con el uso inhabitual de solamente una lente objetivo 510. Esta lente objetivo 510 no tiene ninguna superficie negativa hacia la fuente de iluminación, ya que las mismas son inapropiadas por provocar imágenes fantasma enfocadas. La primera imagen 514, a la que se puede hacer referencia como imagen aérea, se muestra como no acromática, ni de alta resolución, ni plana.

[0065] La figura 14A muestra una gráfica del tamaño del punto RMS en la retina, en correspondencia con la imagen de sensor, en el sensor de imágenes según una realización de la presente invención. La figura 14B muestra una gráfica del tamaño del punto RMS en la retina para la imagen aérea según una realización de la presente invención. Haciendo referencia a las figuras 14A y 14B, se muestra en la figura 14B el radio del punto RMS en la retina en el primer plano de imagen (donde se forma la imagen aérea) en función del ángulo del campo. En la ISO 10940 se identifican requisitos de resolución de las imágenes retinianas y los mismos se indican en la gráfica en forma de líneas horizontales oscuras cortas y se proporcionan números a partir del campo central, el campo periférico medio y el campo periférico lejano. Por ejemplo, para un campo amplio en el centro de la imagen, la especificación es 60 lp/mm ó un tamaño de punto de 8 micras. En el borde, el requisito es 25 lp/mm ó un tamaño de punto de 12 micras.

[0066] En ninguna de las ubicaciones la imagen aérea 514 no consigue cumplir por un amplio margen los estándares de la ISO 10940. Comparativamente, la imagen de la retina en el sensor 562 de imágenes (es decir, el detector) supera notablemente los requisitos según se muestra en la figura 14A. De este modo, la calidad de imagen correspondiente a la imagen de sensor en el sensor de imágenes, definida por ejemplo por la ISO 10940, es mayor que la calidad de imagen correspondiente a la imagen aérea.

[0067] De hecho, según se muestra en la figura 5B, la imagen aérea incluye una imagen tangencial 516 en la figura 5B y la imagen sagital 518 en la figura 5B que tienen milímetros o más de curvatura en el borde y en direcciones diferentes. Haciendo referencia a la figura 5A, la lente objetivo 510 (que puede ser la única lente objetivo o lente objetivo exclusiva) utilizada en la realización ilustrada captura la luz reflejada desde la retina 13, dirigiéndola en la dirección del sensor 562 de imágenes, al que también puede hacerse referencia como matriz de captura de imágenes, pero sin producir imágenes fantasma. La segunda lente 512, a la que también se hace referencia como lente de campo, actúa en parte como lente de campo y en parte para la corrección de la imagen y está situada dentro de la luz 505 de iluminación proporcionada por un dispositivo iluminador, al que también se hace referencia como fuente de iluminación (no mostrado).

[0068] En referencia una vez más a la figura 5A, a los elementos ópticos aguas abajo del divisor 520 de haz se les puede hacer referencia como grupo 540 de lentes de formación de imágenes. Algunos de estos elementos ópticos se describen

en relación con la figura 5C más adelante. El divisor 544 de haz se utiliza para recibir luz de IR del sistema de OCT opcional y para transmitir luz al sistema de OCT. De este modo, el camino de la OCT se ilustra en forma del camino óptico 507 en la figura 5A.

[0069] De este modo, realizaciones de la presente invención dan como resultado la imposición de un requisito nulo o reducido sobre la calidad de la primera imagen o imagen aérea. El elevado grado de corrección óptica queda para el conjunto de lentes de la óptica posterior (es decir, grupo 540 de lentes de formación de imágenes), concepto que o bien no ha sido reconocido o bien se cree que no es viable. Obsérvese que realizaciones de la presente invención utilizan 11 lentes (una acromática se cuenta como dos lentes) en comparación con diseños convencionales que pueden usar 12 lentes. Por consiguiente, aunque algunas realizaciones sugieren la exclusión de la teoría de diseño estándar, estas realizaciones presentes ilustran que la misma es factible e incluso con un número menor de lentes.

[0070] La figura 5B ilustra los detalles del conjunto de lentes de objetivo para el generador de imágenes de campo amplio con contacto corneal que se muestra en la figura 5A. Los rayos 511 que vuelven de la retina y a través de la lente objetivo 510, que puede ser una lente de contacto, pasan a continuación a través de la segunda lente 512. Estas lentes también podrían ser lentes esféricas. La imagen 516 es la imagen tangencial y 518 es la imagen sagital. Cada una de estas imágenes está curvada más de un milímetro en el borde, creando una separación de más de 2 mm en el borde. Desde todo punto de vista, esto apenas puede clasificarse como formación de imágenes y las lentes 510 y 512 pueden considerarse simplemente un sistema de captación de luz más que un sistema de formación de imágenes. No se muestran las imágenes rojas, verdes y azules, que también se sitúan en estructuras focales diferentes.

[0071] En la figura 5C se muestran detalles de la óptica posterior del sistema de formación de imágenes. En la figura 5C se ilustran varios de los elementos ópticos ilustrados como parte del grupo 540 de lentes de formación de imágenes. La lente 548 se sitúa de modo que es anterior con respecto al camino de iluminación y ninguna de estas lentes está sujeta a la creación de deslumbramientos. El diafragma 570 de Lyot se sitúa justo delante de la lente 572 de enfoque, que forma la imagen final y de alta calidad en un plano 560 de imagen, el cual se sitúa en un plano de imagen de un sensor 562 de imágenes. Los códigos de diseño sugieren una resolución de 3 micras y esto representa una mejora considerable con respecto a otras cámaras de campo amplio. Aunque, en la figura 5C, se ilustran únicamente elementos ópticos aguas abajo del divisor 544 de haz, se apreciará que, en el grupo 540 de lentes de formación de imágenes, se pueden utilizar otros elementos ópticos, incluida la lente 542.

[0072] El formato de iluminación detallado que se muestra en la figura 5D es una fuente anular pero la segunda lente 512 está suficientemente lejos de la córnea de manera que evita situarse en la región de iluminancia 58 de alta intensidad en la figura 4C) delante de la córnea. De hecho, está suficientemente cerca de la fuente anular 51 de luz de manera que no existe iluminancia en el vértice 513 de la segunda lente 512, lo cual contribuye considerablemente a evitar imágenes fantasma. No existe ningún deslumbramiento que haya sido devuelto al plano 560 de imagen por la segunda lente 512, la lente objetivo 510, la córnea 508 ó el cristalino (18 en la figura 2A). Por consiguiente, realizaciones de la presente invención según se ilustra en la figura 5A se pueden caracterizar por no presentar destellos al tiempo que producen una iluminación de campo amplio.

[0073] Haciendo referencia una vez más al sistema de iluminación mostrado en la figura 5D, la fuente 126 de luz, que puede ser un LED, tiene un área finita y la luz es interceptada en primer lugar por la máscara 125, que contiene un único bloque en la zona central. A continuación, la luz es interceptada por la máscara 51, que tiene una abertura anular para la formación de imágenes con respecto al anillo 49 de luz de la figura 6A). La lente 106, un doblete y una lente doblete 113 constituyen el sistema de proyección de iluminación. El elemento 127 es un filtro de excitación opcional para angiografía. La luz de retorno de la retina es interceptada por el divisor 520 de haz. La segunda lente 512 y el objetivo 510 también juegan un papel en la aportación de luz al área apropiada de la retina 13 con un alto grado de uniformidad de iluminancia.

[0074] En la figura 5E se muestra una descripción más detallada del extremo frontal del sistema de iluminación. El sistema de iluminación produce iluminancia uniforme en la retina 13 cuando se conoce el diámetro del ojo usando la lente 124 y la lente 123 así como otros elementos ópticos. Por ejemplo, según se muestra en la figura 5F si el sistema está diseñado para el ojo del tamaño ilustrado en la figura 5F, entonces los límites 48 de los rayos de iluminación se encontrarán justo en el centro 131 de la retina. No obstante, según se muestra en la figura 5G, si hay presencia de un ojo de diámetro mayor, entonces los rayos 48 de ambos lados de la retina se solaparán en el centro 131 creando un "punto caliente" de irradiancia. Esto se puede evitar colocando un iris en la ubicación 132 el cual se puede ajustar para bloquear los rayos exteriores 134 del haz de iluminación y, por lo tanto, bloquear los rayos interiores 133 en la retina. Esto se muestra con más detalle en las figuras 5H y 5I.

[0075] La figura 5J es un sistema de formación de imágenes a través de la lente, con contacto corneal, que usa una única lente objetivo según otra realización de la presente invención. El sistema ilustrado en la figura 5J comparte elementos comunes con el sistema ilustrado en la figura 5A y la descripción relacionada con la figura 5A es aplicable al sistema ilustrado en la figura 5J según resulte apropiado. En la figura 5J, se ha añadido una lente 592 de campo adicional entre la segunda lente 512 y el divisor 520 de haz. En la realización ilustrada, la lente 592 de campo adicional está posicionada entre la imagen aérea 514 y el divisor 520 de haz.

[0076] La utilización de la lente 592 de campo adicional hace que se amplíe la distancia entre la segunda lente 512 y el divisor 520 de haz, lo cual hace que se prolongue el mango 1040 ilustrado en la figura 10, consiguiendo que la sujeción del generador de imágenes de mano resulte más sencilla con la mano del usuario. Por otra parte, se puede usar una óptica adicional sin que se introduzcan deslumbramientos de forma significativa, ya que el haz de iluminación en esta región es un anillo y se refleja fácilmente desde la sección curvada de la lente hacia las paredes de la cámara, sin volver para entrar en el plano de imagen.

Dispersión/contraste: solución

[0077] Las principales fuentes de turbidez son la dispersión por la lente del cristalino y la córnea, y estas generan retrodispersión en niveles significativos. En el ojo humano, la lente del cristalino y la córnea tienen nominalmente la misma retrodispersión por mm cúbico. La córnea, aunque con un grosor de 200 μm , tiende a retrodispersar más luz azul. La lente del cristalino puede tener un grosor de hasta 2,000 μm , pero proporcionalmente presentará una menor dispersión de luz azul. La dispersión de luz azul constituye el desafío más significativo ya que está dominada por la dispersión de Rayleigh, que se intensifica con la cuarta potencia inversa de la longitud de onda. Esta dispersión aumenta con la edad del paciente y por este motivo algunos sistemas de formación de imágenes retinianas no son aplicables a pacientes adultos.

[0078] La figura 6A ilustra una sección transversal del ojo en un sistema de iluminación a través de la lente que usa una lente objetivo según una realización de la presente invención. Debe apreciarse que, entre la lente de contacto y la córnea, se puede usar un gel transparente que incluya metocelulosa, tal como Gonak o Goniovisic.

[0079] La figura 6A muestra la lente objetivo 510, la córnea 508, la lente 18 del cristalino del ojo, la pupila 45 de entrada de la cámara y el anillo 49 de iluminación. La iluminación de entrada delimitada por los rayos 48 ilumina la retina 13 hasta el punto 64 que se encuentra a 100 grados según se mide desde el centro del ojo, y la luz es devuelta delimitada por los rayos 47, lo cual se ilustra en forma de los rayos 511 en la figura 5B. La pupila 45 de entrada del sistema de formación de imágenes está posicionada entre la lente 18 y la córnea 508. El anillo 49 de iluminación está posicionado en la parte frontal de la lente 18, paralelo al iris. De este modo, la pupila 45 de entrada del sistema de formación de imágenes y el anillo de iluminación del sistema de formación de imágenes están desplazados longitudinalmente. En una de las realizaciones, el desplazamiento longitudinal varía de aproximadamente 1 mm a aproximadamente 5 mm, por ejemplo, 3 mm. El desplazamiento entre la pupila y el anillo de iluminación puede dejar a los diseñadores un margen adicional cuando buscan evitar que la luz entrante 48 atraviese un área en los casos en los que hay tejido dispersante y la luz puede dispersarse de vuelta al haz 47.

[0080] La figura 6B muestra una imagen aumentada del segmento anterior del ojo ilustrado en la figura 6A. La luz de iluminación de entrada está delimitada por los rayos 48, la luz de retorno está delimitada por los rayos 47 y se muestran los medios de dispersión principales, la córnea 508 y la lente 18. Los inventores han observado que los rayos de retorno definidos por los rayos 47 no comparten el mismo espacio que los rayos entrantes definidos por la referencia 48 en la región de la córnea 508 ó la lente 18 del cristalino. Además, cabe señalar el área de no intersección marcada por círculos que indican el volumen 60 en la lente 18 y el volumen 61 en la córnea 508. Esto permite que realizaciones de la presente invención logren un nivel reducido de dispersión o la dispersión más baja posible.

[0081] Para que la dispersión de la lente o córnea entre en la imagen, los centros de dispersión deben situarse en los caminos de la luz de retorno, que no está presente en este diseño. La imagen producida por dicho diseño no se deteriorará por dispersión en la córnea 508 ni en la lente 18 del cristalino. Cabe señalar que la pupila 45 de entrada y el anillo 49 de iluminación no están situados exactamente en el mismo plano, sino que están ligeramente desplazados en la dirección longitudinal. Desplazando el anillo 49 de iluminación y la pupila 45 de entrada de la cámara es posible lograr que no se produzca ninguna dispersión en el camino 47 de la luz de retorno proveniente bien de la córnea 508 ó bien de la lente 18. Si la pupila 45 de entrada se empujase adelante para situarse en el plano del iris con el anillo 49 de iluminación, entonces se produciría dispersión desde la lente 18 del cristalino y la córnea 508. Si la pupila 45 de entrada se empujase adelante, entonces se produciría dispersión desde la lente 18. De hecho, muchas imágenes de la retina presentan una turbidez azul intensa en el borde de la imagen.

[0082] La figura 6C es un diagrama esquemático que ilustra conos formados por rayos de luz según una realización de la presente invención. La figura 6C ilustra los conos de luz por encima 70 y por debajo 72 de la pupila 45 de entrada. Los inventores denominan a esto "cono de silencio". Según realizaciones de la presente invención, se proporciona un diseño de alto contraste que no coloca ninguna luz de iluminación en el cono de silencio que atraviesa cualquiera de los medios 73 y 71 de alta dispersión.

Primera solución a la dispersión/contraste al tiempo que se forman imágenes de casi toda la retina: campo de observación alto

[0083] Para cámaras de campo amplio, la mejor medición del FOV sería desde el centro del ojo. El área de la superficie retiniana cubierta varía en relación con el cuadrado del FOV según se mide desde el centro del ojo, mientras que el área

retiniana cubierta presenta una relación no lineal con el FOV medido desde la pupila de entrada. Con esta medición, el FOV del diseño mostrado en la figura 6A es 100 grados.

[0084] En oftalmología ha sido habitual durante aproximadamente quince años llevar a cabo, tras la adquisición, montajes de imágenes obtenidas con diferentes ángulos de visión. La tecnología para esto ha mejorado gradualmente, pero sigue siendo una tarea tediosa y llevada a cabo casi siempre por técnicos oftálmicos con mucha formación y raramente, o nunca, por un médico. No obstante, la fase posterior a la adquisición siempre es difícil ya que, cuando se obtiene un conjunto elevado de imágenes, el profesional sanitario no puede determinar típicamente si el conjunto es bueno cuando el paciente todavía está presente. De hecho, este tipo de trabajo lo realizan habitualmente técnicos al final de la consulta diaria, y los resultados con frecuencia no son buenos.

[0085] En contraposición a estos sistemas convencionales, realizaciones de la presente invención forman un mosaico de imágenes en tiempo real a medida que las mismas son obtenidas. Las imágenes se pueden obtener y fusionar automáticamente sobre la marcha o el usuario puede proporcionar una indicación (por ejemplo, presionar un botón) cuando se obtenga la mejor imagen en cada ángulo de visión. Utilizando este método, realizaciones de la presente invención proporcionan soluciones revolucionarias para la formación de imágenes oftálmicas.

[0086] Según las realizaciones descritas en la presente, el FOV se puede ampliar con un rechazo perfecto o casi perfecto de la dispersión de la córnea y el cristalino obteniendo imágenes segmentadas en una rápida sucesión.

Segunda solución a la dispersión/contraste: imágenes de campo más amplio

[0087] No obstante, se buscan FOVs más amplios y los intentos de simplemente abrir el FOV según se muestra en la figura 7A derivan en el solapamiento de la luz entrante y saliente, infringiendo el principio del "cono de silencio". En la figura 7B se muestra más detalladamente un solapamiento en la lente 18 en el volumen 60 y la córnea 508 en el volumen 61. Es probable que la periferia de la imagen sea borrosa y, con frecuencia, las cámaras retinianas presentan una periferia teñida de azul.

[0088] La figura 7C ilustra una sección transversal del sistema de iluminación/formación de imágenes cuando el FOV se abre a 130 grados, punto 65 en la retina (según se ilustra en la figura 7A) en contraposición a 100 grados, punto 64 en la retina. En este caso, el campo de iluminación no se ha incrementado y sigue en 100 grados, con los rayos 47 de retorno aun cuando la formación de imágenes se abre hasta 130 grados.

[0089] En las figuras 7D y 7E se muestra una solución a esta infracción del cono de silencio. El sistema está construido de tal manera que el FOV y el campo de iluminación se pueden aportar a 130 grados. A continuación, el sistema se ajustará para obtener y fusionar dos imágenes, según técnicas, protocolos y medios que se dan a conocer más adelante. Haciendo referencia a la figura 7D, se obtiene una primera imagen que se restringe temporalmente a 100 grados en el sensor y la retina se ilumina también a 100 grados. Esto produce la misma imagen que el sistema mostrado en la figura 6A. Esto se logra según se muestra en la figura 7I usando un modulador espacial 710 de luz situado de manera que es adyacente al plano 560 de imagen o en el mismo e interceptando la luz 69 justo antes del sensor 562 de imágenes.

[0090] El obturador del CCD se abre y se deja abierto durante este proceso de manera que el sensor matricial capte todas y cada una de las imágenes. Como se muestra en la figura 7F, que es una imagen frontal del sensor matricial para la condición de formación de imágenes ilustrada en la figura 7D, se forma una imagen de una primera área central 720 en el área central, que puede ser circular. El área central 720 asociada a la primera imagen central está caracterizada por un primer campo de visión, por ejemplo, de 100 grados. No se forma imagen de un anillo exterior o área anular 730. La periferia exterior 734 del área anular 730 está caracterizada por un campo de visión de 130 grados. El área central 720 y el área anular 730 son contiguas ya que la periferia del área central forma una frontera común con la periferia interior del área anular. La alineación del área central y el área anular en el plano de imagen está también presente en el plano del objeto en la superficie de la retina, proporcionando una primera imagen de un área central de la retina y una segunda imagen de un área anular de la retina que rodea y es contigua a la primera imagen del área central.

[0091] A continuación, el modulador espacial de luz se cierra para el área central 720 de la primera imagen central y se abre para formar una imagen del área anular 730, a la que también se puede hacer referencia como anillo exterior. a continuación, según se muestra en la figura 7E, se proporciona iluminación, analizándose el sistema más adelante, en un anillo de luz 75 en la retina entre el primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados) y el campo de visión de la periferia exterior 734 del área anular 730 (por ejemplo, 130 grados) y la luz 74 de retorno está también en un anillo. De este modo, se forma una segunda imagen de una parte de la retina según se muestra en las figuras 7D y 7G, con la retina iluminada en un anillo delimitado por los rayos 75 y la luz se recibe también en un anillo delimitado por los rayos 74. Obsérvese ahora que no se produce ninguna infracción del cono de silencio en la referencia 60 ó en la referencia 61 según se ilustra en la figura 7E. Por consiguiente, tanto la primera imagen del área central 720 como la segunda imagen del área anular 730, a la que se hace referencia también como área periférica, están exentas de dispersión y el sensor de imágenes acumula tanto la primera imagen del área central 720 como la segunda imagen del área periférica 730 para proporcionar una imagen combinada final según se muestra en la imagen final que se muestra en la figura 7H. Como se ha analizado

anteriormente, aunque las figuras 7F - 7H muestran áreas centrales y anulares en el plano de imagen, habrá presencia de áreas correspondientes en el plano del objeto (es decir, la retina) y el análisis asociado al plano de imagen es aplicable al plano del objeto según corresponda.

[0092] Otras realizaciones utilizan un CCD que está equipado para obtener una imagen, a continuación efectuar una transferencia rápida de cuadros a una memoria externa y a continuación adquirir una segunda imagen. Se puede usar un sensor de este tipo para capturar estas imágenes y a continuación se podría eliminar digitalmente la dispersión externa en la primera imagen fuera del primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados). Estos sensores son de clase interlínea y se usan con frecuencia para aplicaciones de velocimetría por imágenes de partículas (PIV) y el tiempo entre cuadros puede ser de un valor tan bajo como 80 microsegundos.

Tercera solución a la dispersión/contraste: imágenes de campo ultraamplio

[0093] Para abrir el FOV a 150 grados, se puede utilizar un proceso de formación segmentada de imágenes más complejo según una realización alternativa. Como se ha analizado anteriormente, la imagen central del área central de la retina (por ejemplo, una imagen con un campo de visión de 100 grados) puede ser la primera etapa de formación de imágenes, pero la formación de imágenes del área anular de la retina (es decir, anillo exterior) está caracterizada por un campo de visión más amplio (por ejemplo, 22.5 grados adicionales de anchura en lugar de 15 grados) y para la formación de imágenes del anillo exterior se utiliza un sistema más complejo.

[0094] La figura 8A ilustra una vista de perfil de un ojo que incluye la iluminación y formación de imágenes de un anillo exterior según una realización de la presente invención. Como se ha analizado anteriormente, la primera imagen de la primera parte de la retina se obtiene en un primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados) y en la figura 8A, solamente se representa el anillo exterior. La parte 814 de la retina se ilumina de una manera anular, representando la parte 814 una línea radial que discurre cruzando el anillo [annulus], lo cual posibilita la formación de imágenes del anillo exterior. El anillo de iluminación exterior delimitado por los rayos 810 cubre ahora la retina con una anchura de 22.5 grados a cada lado de la primera imagen (es decir, la central). Como consecuencia, la luz inyectada para los rayos 810 en la periferia exterior del anillo exterior se cruzará con la luz de retorno ilustrada con los rayos 812 en el volumen 61 situado en la córnea aun cuando no lo hará en el volumen 60 situado en el cristalino. No obstante, la intersección con luz entrante y saliente en el volumen 61 en la córnea se produce desde el lado opuesto de la retina.

[0095] La figura 8B ilustra la formación de imágenes y la iluminación anulares exteriores ultraamplias utilizando segmentación azimutal así como segmentación radial según una realización de la presente invención. Como se muestra en la figura 8B, al limitar la dimensión azimutal del anillo, se puede evitar la intersección entre luz entrante y saliente del otro lado de la retina.

[0096] En la vista de perfil del ojo ilustrada en la figura 8B, se muestran la formación de imágenes y la iluminación de un anillo exterior sobre un segmento azimutal que constituye una parte del anillo anular. Como se ha analizado anteriormente, la primera imagen de la primera parte de la retina se obtiene en un primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados) (es decir, una imagen central) y en la figura 8B, solamente se representa el anillo exterior. El anillo de iluminación exterior delimitado por los rayos 820 cubre ahora la retina con una anchura de 22.5 grados a cada lado de la primera imagen (es decir, la central). La luz inyectada se representa con los rayos 820 en la periferia exterior del anillo exterior y la luz de retorno se representa con los rayos 822. Una parte 824 de la retina representa una línea radial que discurre cruzando el segmento azimutal del anillo anular.

[0097] La figura 8C ilustra una vista según el eje óptico de segmentos azimutales de acuerdo con una realización de la presente invención. En la figura 8C, se ilustra una versión de tres cuadrantes con segmentos azimutales 830, 832 y 834 y un área central 720, a la que también se hace referencia como segmento central, iluminándose los segmentos azimutales secuencialmente y con el enmascaramiento apropiado en algunas realizaciones. Haciendo referencia a la figura 7F, el área periférica 730 se ha dividido en segmentos azimutales y la anchura del área periférica se ha incrementado de 15 grados a 22.5 grados, aunque se pueden usar otras anchuras. La anchura adicional del campo de visión se ilustra con la anchura w en la figura 8C, por ejemplo, 22.5 grados, aunque se pueden utilizar otras anchuras adicionales. De este modo se obtiene la imagen central del segmento central 720 de la retina y la misma se combina con las imágenes azimutales del anillo exterior de la retina (segmentos azimutales 830, 832 y 834) para formar una imagen combinada de la retina.

[0098] Aunque, en la figura 8C, se ilustran tres cuadrantes con un primer rango azimutal (es decir, 0 - 120 grados), un segundo rango azimutal (120 - 140 grados) y un tercer rango azimutal (es decir, 240 - 360 grados), la presente invención no se limita a esta implementación particular. En otras implementaciones, se utilizan menos rangos azimutales (por ejemplo, dos rangos azimutales) o se utilizan rangos azimutales adicionales (por ejemplo, cuatro o más rangos azimutales). Adicionalmente, aunque en la figura 8C se ilustra el incremento, en el campo de visión, de una anchura adicional de 22.5 grados, la presente invención no se limita a esta anchura particular y, dentro del alcance de la presente invención, se incluyen otras anchuras adicionales.

[0099] Como se ha mencionado anteriormente, realizaciones de la presente invención proporcionan una gran ventaja clínica mediante la adición de la OCT al generador de imágenes de mano y contrastan con sistemas convencionales que son pesados, tienen FOVs estrechos, son, en general, difíciles de usar y no tienen incorporada una angiografía fluoresceínica o de campo claro. Algunos sistemas actuales obtienen una imagen en tres dimensiones sobre un área bidimensional, cuadrada, de la retina y guardan estos datos. A continuación, los datos de OCT frontales se visualizan en dos dimensiones (por ejemplo, x e y) con una línea de color aparte sobre la parte superior de esta imagen. Esta línea lleva a cabo un escaneo descendente lentamente al tiempo que se visualizan simultáneamente los datos de OCT bidimensionales (por ejemplo, x y z). Aunque esto proporciona los datos clínicos sobre las capas de la retina, existe una gran dificultad a la hora de ubicar los datos de OCT en el campo claro. Por tanto, para hacer frente a estos inconvenientes, realizaciones de la presente invención presentan la línea que indica la ubicación de los datos de OCT x-z en el campo claro en tiempo real. Se puede utilizar una pluralidad de líneas para proporcionar datos 3D.

[0100] La figura 9A es un diagrama esquemático que ilustra un generador de imágenes de mano con OCT integrada según una realización de la presente invención. Haciendo referencia a la figura 9A, se ilustra la cadena óptica de OCT que se usaría en la formación de imágenes de una retina. El grupo 540 de lentes de formación de imágenes es el segmento del sistema en la parte posterior del sistema de formación de imágenes, partes del cual se describieron en relación con la figura 5C. También se ilustra el conjunto 501 de lentes de objetivo y el segmento 910 de retorno/transmisión de OCT opcional. En la figura 9B, se ilustran detalles de la sección 910 de transmisión/formación de imágenes de OCT. Hay una imagen en el punto focal 920 y una única fibra que transmite/recibe la luz de OCT hacia y desde el motor de OCT. La lente 918 proyecta la luz de IR hacia delante y hay una pupila 916 en el espejo 917 de MEMS. La lente 914 y la lente 912 proyectan la luz de IR hacia el divisor 544 de haz, que refleja la luz de IR hacia el sistema óptico de la cámara.

[0101] En una de las realizaciones, el *software* que se usa para enviar las señales de x e y al espejo 917 de MEMS también proporciona datos a la visualización para añadir una línea de indicación a los datos de campo claro. Se apreciará que se proporciona una corrección de la aberración, tanto en longitudes de onda visibles como de IR, de tal manera que la óptica posterior de la figura 9A satisface los requisitos de resolución de las imágenes de OCT.

[0102] La figura 9C es un esquema óptico que ilustra detalles de un tren de transmisión de haces de OCT según otra realización de la presente invención. El sistema ilustrado en la figura 9C comparte elementos comunes con el sistema ilustrado en la figura 9B y la descripción relacionada con la figura 9B es aplicable al sistema ilustrado en la figura 9C según corresponda. En el sistema de OCT ilustrado en la figura 9C, hay una imagen en el punto focal 920 y una única fibra que transmite/recibe la luz de OCT hacia y desde el motor de OCT. Se proyecta luz de IR hacia el espejo 917 de MEMS. La lente 932 y la lente 930 proyectan la luz de IR hacia el divisor 544 de haz, que refleja la luz de IR hacia el sistema óptico de la cámara.

[0103] La figura 10 es un diagrama esquemático simplificado que ilustra un generador de imágenes de mano para formar imágenes de la retina de un ojo según una realización de la presente invención. El generador 1000 de imágenes de mano incluye una carcasa 1002 que contiene uno o más de los elementos ópticos descritos en la presente. Haciendo referencia a la figura 10, el generador 1000 de imágenes de mano se coloca de manera que sea adyacente al ojo 1010 del cual se van a formar imágenes. El conjunto 501 de lentes de objetivo incluye elementos ópticos que incluyen la lente objetivo 510 y la segunda lente 512 ilustradas en la figura 5A. El dispositivo iluminador 1020, al que también se hace referencia como fuente de iluminación, proporciona la luz 505 de iluminación ilustrada en la figura 5A. El divisor 520 de haz dirige la luz 505 de iluminación hacia el conjunto 501 de lentes de objetivo.

[0104] Luz reflejada desde el ojo pasa a través del conjunto 501 de lentes de objetivo en el camino de retorno, pasa a través del divisor 522 de haz y se forma una imagen con ella usando el conjunto 540 de lentes de formación de imágenes para formar una imagen en el plano 560 de imagen asociado al sensor 562 de imágenes. En algunas realizaciones, se puede montar un segmento 910 de retorno/transmisión de OCT opcional en una superficie exterior de la carcasa 1002. En otras realizaciones, el segmento de OCT puede disponerse en la carcasa junto con otros elementos y segmentos ópticos. Se proporciona un mango 1040 que rodea el conjunto 501 de lentes de objetivo para posibilitar que un usuario sostenga con la mano el generador de imágenes de mano. Típicamente, la longitud del mango es del orden de 15.24 cm (6 pulgadas) para facilitar la sujeción del generador de imágenes de mano por parte del personal médico.

[0105] En algunas realizaciones, el dispositivo iluminador o fuente 1020 de iluminación, el conjunto 501 de lentes de objetivo y el conjunto 540 de lentes de formación de imágenes están dispuestos dentro de la carcasa, proporcionando un conjunto compacto adecuado para uso de mano. A través del cable 1050 de alimentación/comunicaciones, que se puede conectar a la carcasa por el conector 1052 de entrada/salida, se proporcionan alimentación y comunicaciones a la unidad de mano.

[0106] Según una realización de la presente invención, se proporciona un generador de imágenes de mano para formar imágenes de la retina del ojo. El generador de imágenes de mano incluye una carcasa. En la carcasa está dispuesta una serie de elementos ópticos que incluyen una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un divisor de haz operativo para recibir la luz de iluminación y dirigir la luz de iluminación según un eje óptico. Un conjunto de lentes de objetivo está dispuesto a lo largo del eje óptico e incluye una lente de campo dispuesta según el eje óptico y una lente

objetivo dispuesta según el eje óptico y operativa para entrar en contacto con la córnea del ojo. Se forma una imagen aérea adyacente a la lente de campo. En la carcasa también están dispuestos un sensor de imágenes y una o más lentes dispuestas según el eje óptico entre el divisor de haz y el sensor de imágenes. La lente o lentes son operativas para formar una imagen de sensor en el sensor de imágenes.

[0107] En un caso de uso, el generador de imágenes de mano es sujetado por la mano de un usuario para su uso durante la formación de imágenes retinianas. En otro caso de uso, la cabeza del paciente se sustenta en un soporte para barbilla y frente y el generador de imágenes de mano se monta de manera que sea adyacente al soporte para barbilla y frente. De este modo, el uso de la expresión de mano no está destinado a limitar el alcance de la presente invención a solamente una sujeción con la mano de un usuario, sino a incluir aplicaciones en las que el generador de imágenes retinianas está montado.

[0108] La figura 11 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra un método de funcionamiento de un generador de imágenes de mano para formar imágenes de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención. El método 1100 incluye posicionar el generador de imágenes de mano de manera que sea adyacente al ojo del paciente (1110). El generador de imágenes de mano incluye una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un conjunto de lentes de objetivo que incluye una lente objetivo y una segunda lente. En algunas realizaciones, la lente objetivo se puede implementar como una lente objetivo de un solo elemento. En algunas realizaciones, la segunda lente actúa como lente de campo. El método también incluye situar la lente objetivo en contacto con la córnea del ojo (1112) e iluminar la retina del ojo con la luz de iluminación que pasa a través del conjunto de lentes de objetivo (1114).

[0109] El método incluye, además, reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación desde la retina para proporcionar una señal de retorno (1116), dirigir la señal de retorno a lo largo de un camino óptico, (1118), y detectar una imagen de sensor en el plano de imagen usando un sensor de imágenes (1124).

[0110] En algunas realizaciones, el método también incluye formar una imagen aérea a lo largo del camino óptico en una ubicación de imagen aérea adyacente a la lente de campo (1120) y formar la imagen de sensor en un plano de imagen mediante formación de imágenes de la imagen aérea (1122). En estas realizaciones, la imagen aérea está caracterizada por una primera calidad de imagen y la imagen de sensor en el plano de imagen está caracterizada por una segunda calidad de imagen superior a la primera calidad de imagen. Como ejemplo, la imagen aérea puede estar caracterizada por una aberración cromática que no está presente o está presente en un nivel inferior en la imagen de sensor. Meramente a modo de ejemplo, la imagen aérea puede incluir una imagen tangencial y una imagen sagital que tienen milímetros o más de curvatura en el borde y en direcciones diferentes.

[0111] Debe apreciarse que las etapas específicas ilustradas en la figura 11 proporcionan un método particular de funcionamiento de un generador de imágenes de mano para formar imágenes de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención. Se pueden llevar a cabo también otras secuencias de etapas según realizaciones alternativas. Por ejemplo, realizaciones alternativas de la presente invención pueden llevar a cabo las etapas esbozadas anteriormente en un orden diferente. Por otra parte, las etapas individuales ilustradas en la figura 11 pueden incluir múltiples subetapas que pueden llevarse a cabo en varias secuencias según resulte apropiado para la etapa individual. Además, se pueden añadir o eliminar etapas adicionales en función de las aplicaciones particulares.

[0112] La figura 12 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra un método de formación de imágenes de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención. El método 1200 incluye posicionar un generador de imágenes retinianas de mano de manera que sea adyacente al ojo del paciente (1210) y obtener una primera imagen de una primera parte de la retina (1212). La primera imagen está asociada a un área central (por ejemplo, un área circular) y a un primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados). La primera imagen se puede formar en el plano de imagen del sensor de imágenes según se ilustra en la figura 7F.

[0113] El método también incluye obtener una segunda imagen de una segunda parte de la retina (1214). La segunda imagen está asociada a un área anular que rodea el área central. La periferia exterior del área anular está caracterizada por un segundo campo de visión (por ejemplo, 130 grados) mayor que el primer campo de visión. En algunas realizaciones, la primera parte de la retina y la segunda parte de la retina son contiguas. El método incluye además combinar la primera imagen de la primera parte de la retina y la segunda imagen de la segunda parte de la retina para proporcionar una imagen combinada de la retina (1216). Utilizando realizaciones de la presente invención, la imagen combinada proporciona una calidad superior a la disponible si se obtuviese una única imagen.

[0114] En algunas realizaciones, el generador de imágenes de mano incluye una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un conjunto de lentes de objetivo que incluye una lente objetivo y una segunda lente. En una de las realizaciones, obtener la primera imagen de la primera parte de la retina incluye situar la lente objetivo en contacto con la córnea del ojo, iluminar la primera parte de la retina con luz de iluminación que pasa a través del conjunto de lentes de objetivo y reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación desde la primera parte de la retina para proporcionar una señal de retorno. En algunas realizaciones, la parte periférica de la retina que rodea la parte central está enmascarada

de tal manera que no se ilumina mientras se obtiene la primera imagen. Obtener la primera imagen puede incluir además dirigir la señal de retorno a lo largo de un camino óptico y detectar una imagen de sensor en el plano de imagen usando un sensor de imágenes.

5 **[0115]** En otra realización, obtener la segunda imagen de la segunda parte de la retina incluye situar la lente objetivo en contacto con la córnea del ojo, iluminar la segunda parte de la retina con luz de iluminación que pasa a través del conjunto de lentes de objetivo, y reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación desde la segunda parte de la retina para proporcionar una señal de retorno. En algunas realizaciones, la parte central de la retina dentro de la parte periférica está enmascarada de tal manera que no se ilumina mientras se obtiene la segunda imagen. Obtener la segunda imagen puede incluir además dirigir la señal de retorno a lo largo de un camino óptico y detectar una imagen de sensor en el plano de imagen usando un sensor de imágenes.

15 **[0116]** Según se describe en la presente, obtener la primera imagen de la primera parte de la retina puede incluir hacer funcionar un modulador espacial de luz para iluminar el área central y bloquear luz que se propaga en el área anular que rodea el área central. Obtener la segunda imagen de la segunda parte de la retina puede incluir hacer funcionar el modulador espacial de luz para iluminar el área anular que rodea el área central y bloquear luz que se propaga en el área central. El modulador espacial de luz puede estar situado de manera que sea adyacente a un plano de imagen de un sensor de imágenes.

20 **[0117]** Debe apreciarse que las etapas específicas ilustradas en la figura 12 proporcionan un método particular de formación de imágenes de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención. Se pueden llevar a cabo también otras secuencias de etapas según realizaciones alternativas. Por ejemplo, realizaciones alternativas de la presente invención pueden llevar a cabo las etapas esbozadas anteriormente en un orden diferente. Por otra parte, las etapas individuales ilustradas en la figura 12 pueden incluir múltiples subetapas que se pueden llevar a cabo en varias secuencias según resulte apropiado para la etapa individual. Además, se pueden añadir o eliminar etapas adicionales en función de las aplicaciones particulares.

30 **[0118]** La figura 13 es un diagrama de flujo simplificado que ilustra un método de formación de una imagen, de campo de visión amplio, de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención. El método 1300 incluye posicionar un generador de imágenes retinianas de mano de manera que sea adyacente al ojo del paciente (1310) y obtener una primera imagen de una primera parte (por ejemplo, una parte central) de la retina. El generador de imágenes de mano puede incluir una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un conjunto de lentes de objetivo que incluye una lente objetivo y una segunda lente. La primera imagen está asociada a un área central (por ejemplo, un área circular) y un primer campo de visión (por ejemplo, 100 grados).

35 **[0119]** En una de las realizaciones, obtener la primera imagen de la primera parte de la retina incluye situar la lente objetivo en contacto con la córnea del ojo e iluminar la primera parte de la retina del ojo con la luz de iluminación que pasa a través del conjunto de lentes de objetivo. Obtener la primera imagen también puede incluir reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación desde la primera parte de la retina para proporcionar una señal de retorno, dirigir la señal de retorno a lo largo de un camino óptico y detectar una imagen de sensor central en el plano de imagen usando un sensor de imágenes.

45 **[0120]** El método también incluye obtener una primera imagen adicional de una primera parte adicional de la retina (1314). La primera imagen adicional está asociada a un primer rango azimutal que cubre una primera parte de un área anular que rodea el área central. Una periferia exterior del área anular está caracterizada por un segundo campo de visión (por ejemplo, 150 grados) mayor que el primer campo de visión. El método incluye además obtener una segunda imagen adicional de una segunda parte adicional de la retina (1316). La segunda imagen adicional está asociada a un segundo rango azimutal que cubre una segunda parte del área anular que rodea el área central. Adicionalmente, el método incluye obtener una tercera imagen adicional de una tercera parte adicional de la retina (1318). La tercera imagen adicional está asociada a un tercer rango azimutal que cubre una tercera parte del área anular que rodea el área central. En algunas realizaciones, el primer rango azimutal, el segundo rango azimutal y el tercer rango azimutal, juntos, cubren un rango de 360 grados.

55 **[0121]** En una de las realizaciones, obtener la primera, segunda y tercera imágenes adicionales de la primera, segunda y tercera partes adicionales de la retina incluye situar la lente objetivo en contacto con la córnea del ojo e iluminar secuencialmente la primera, segunda y tercera partes adicionales de la retina del ojo con la luz de iluminación que pasa a través del conjunto de lentes de objetivo. Obtener la primera, segunda y tercera imágenes adicionales puede incluir también reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación que proviene de la primera, segunda y tercera partes adicionales de la retina para proporcionar primera, segunda y tercera señales de retorno, dirigir la primera, segunda y tercera señales de retorno a lo largo de un camino óptico, y detectar primera, segunda y tercera imágenes de sensor periféricas en el plano de imagen usando un sensor de imágenes.

[0122] Como ejemplo, obtener la primera imagen de la primera parte de la retina puede incluir hacer funcionar un modulador espacial de luz para iluminar el área central y bloquear luz que se propaga en el área anular que rodea el área

central. El modulador espacial de luz puede estar situado de manera que sea adyacente al plano de imagen del sensor de imágenes. Obtener la primera imagen adicional de la primera parte adicional de la retina puede incluir hacer funcionar el modulador espacial de luz para iluminar el primer rango azimutal que cubre la primera parte del área anular que rodea el área central y bloquear luz que se propaga en el área central, en el segundo rango azimutal que cubre la segunda parte del área anular que rodea el área central, y en el tercer rango azimutal que cubre la tercera parte del área anular que rodea el área central.

[0123] Obtener la segunda imagen adicional de la segunda parte adicional de la retina puede incluir hacer funcionar el modulador espacial de luz para iluminar el segundo rango azimutal que cubre la segunda parte del área anular que rodea el área central y bloquear luz que se propaga en el área central, en el primer rango azimutal que cubre la primera parte del área anular que rodea el área central, y en el tercer rango azimutal que cubre la tercera parte del área anular que rodea el área central. Obtener la tercera imagen adicional de la tercera parte adicional de la retina puede incluir hacer funcionar el modulador espacial de luz para iluminar el tercer rango azimutal que cubre la tercera parte del área anular que rodea el área central y bloquear luz que se propaga en el área central, en el primer rango azimutal que cubre la primera parte del área anular que rodea el área central, y en el segundo rango azimutal que cubre la segunda parte del área anular que rodea el área central.

[0124] El método también incluye combinar la primera imagen de la primera parte de la retina, la primera imagen adicional de la primera parte adicional de la retina, la segunda imagen adicional de la segunda parte adicional de la retina, y la tercera imagen adicional de la tercera parte adicional de la retina para proporcionar una imagen combinada de la retina (1320).

[0125] Según se ilustra en la figura 8C, la primera parte de la retina puede ser contigua a la primera parte del área anular que rodea el área central, la segunda parte del área anular que rodea el área central y la tercera parte del área anular que rodea el área central. Adicionalmente, la primera parte del área anular que rodea el área central puede ser contigua a la segunda parte del área anular que rodea el área central, la segunda parte del área anular que rodea el área central puede ser contigua a la tercera parte del área anular que rodea el área central, y la tercera parte del área anular que rodea el área central puede ser contigua a la primera parte del área anular que rodea el área central.

[0126] Debe apreciarse que las etapas específicas ilustradas en la figura 13 proporcionan un método particular de formación de una imagen de campo de visión amplio de la retina de un ojo de un paciente según una realización de la presente invención. Se pueden llevar a cabo también otras secuencias de etapas según realizaciones alternativas. Por ejemplo, realizaciones alternativas de la presente invención pueden llevar a cabo las etapas esbozadas anteriormente en un orden diferente. Por otra parte, las etapas individuales ilustradas en la figura 13 pueden incluir múltiples subetapas que se pueden llevar a cabo en varias secuencias según resulte apropiado para la etapa individual. Además, se pueden añadir o eliminar etapas adicionales en función de las aplicaciones particulares.

[0127] En resumen, un generador de imágenes retinianas para formar imágenes de la retina de un ojo incluye una fuente de iluminación operativa para generar luz de iluminación y un divisor de haz operativo para recibir la luz de iluminación y dirigir la luz de iluminación según un eje óptico. El generador de imágenes retinianas también incluye una lente de campo dispuesta según el eje óptico y una lente objetivo dispuesta según el eje óptico y operativa para entrar en contacto con la córnea del ojo. Se forma una imagen aérea de manera que sea adyacente a la lente de campo. El generador de imágenes retinianas incluye además un sensor de imágenes y una o más lentes dispuestas a lo largo del eje óptico entre el divisor de haz y el sensor de imágenes. La lente o lentes son operativas para formar una imagen de sensor en el sensor de imágenes.

REIVINDICACIONES

1. Generador de imágenes retinianas para formar imágenes de la retina de un ojo, comprendiendo el generador de imágenes retinianas:
5 un sistema de iluminación que tiene una fuente (126) de iluminación y una máscara anular (51) y operativo para generar luz (505) de iluminación;
un divisor (520) de haz operativo para recibir la luz (505) de iluminación y dirigir la luz (505) de iluminación según un eje óptico;
10 una lente (512) de campo dispuesta según el eje óptico;
una lente objetivo (510) dispuesta según el eje óptico y operativa para entrar en contacto con la córnea (508) del ojo, en donde se forma una imagen aérea (514) de manera que es adyacente a la lente (512) de campo;
un sensor (562) de imágenes; y
15 una o más lentes (542, 548, 572) dispuestas según el eje óptico entre el divisor (520) de haz y el sensor (562) de imágenes, en donde la lente o lentes (542, 548, 572) son operativas para formar una imagen de sensor en el sensor (562) de imágenes;
en donde un anillo (49) de iluminación es una imagen retransmitida de la máscara anular (51);
caracterizado por que una pupila (45) de entrada del generador de imágenes retinianas y el anillo (49) de iluminación están desplazados longitudinalmente;
20 en donde el desplazamiento longitudinal varía de 1 mm a 5 mm; y
en donde, durante su uso, la pupila (45) de entrada del generador de imágenes retinianas se posiciona entre el cristalino (18) y la córnea (508) del ojo y el anillo (49) de iluminación se posiciona en una parte frontal del cristalino (18), paralelo al iris del ojo.
- 25 2. Generador de imágenes retinianas de la reivindicación 1,
comprendiendo además el generador de imágenes retinianas una carcasa que tiene un mango operativo para ser sujetado por la mano de un usuario.
- 30 3. Generador de imágenes retinianas de la reivindicación 1 ó 2,
en el que la imagen aérea comprende un objeto para la imagen de sensor en el sensor de imágenes; y/o
en el que la imagen aérea (514) se forma entre la lente (512) de campo y el divisor (520) de haz.
- 35 4. Generador de imágenes retinianas de una de las reivindicaciones 1 a 3,
en el que la lente objetivo (510) comprende una lente objetivo de un solo elemento; y
en el que, en particular, la luz (505) de iluminación se inyecta opcionalmente en el ojo a través de la lente objetivo de un solo elemento.
- 40 5. Método de funcionamiento de un generador de imágenes retinianas, en el que el generador de imágenes retinianas es el generador de imágenes retinianas según una de las reivindicaciones 1 a 4, comprendiendo el método:
posicionar el generador de imágenes retinianas de manera que sea adyacente a un ojo de un paciente, en el que el generador de imágenes retinianas incluye:
45 la fuente (126) de iluminación operativa para generar luz (505) de iluminación; y
un conjunto de lentes de objetivo que incluye la lente objetivo (510) y una segunda lente (512);
situar la lente objetivo (510) en contacto con la córnea (508) del ojo;
iluminar la retina (13) del ojo con la luz de iluminación que pasa a través de la lente objetivo (510);
50 reflejar por lo menos una parte de la luz de iluminación desde la retina (13) para proporcionar una señal de retorno;
dirigir la señal de retorno a lo largo de un camino óptico; y
detectar una imagen de sensor en el plano de imagen usando un sensor (562) de imágenes.
- 55 6. Método de la reivindicación 5,
en el que el método comprende además formar una imagen aérea (514) a lo largo del camino óptico en una ubicación de imagen aérea adyacente a la segunda lente (512), y formar la imagen de sensor en un plano de imagen mediante la formación de imágenes aplicada a la imagen aérea; y/o
en el que una primera resolución medida en pares de líneas por milímetro en la ubicación de imagen aérea es
60 menor que una segunda resolución medida en pares de líneas por milímetro en el plano de imagen.
7. Método de la reivindicación 5 ó 6,

en el que la imagen aérea (514) comprende una imagen tangencial y una imagen sagital que tienen milímetros o más de curvatura en el borde y en direcciones diferentes.

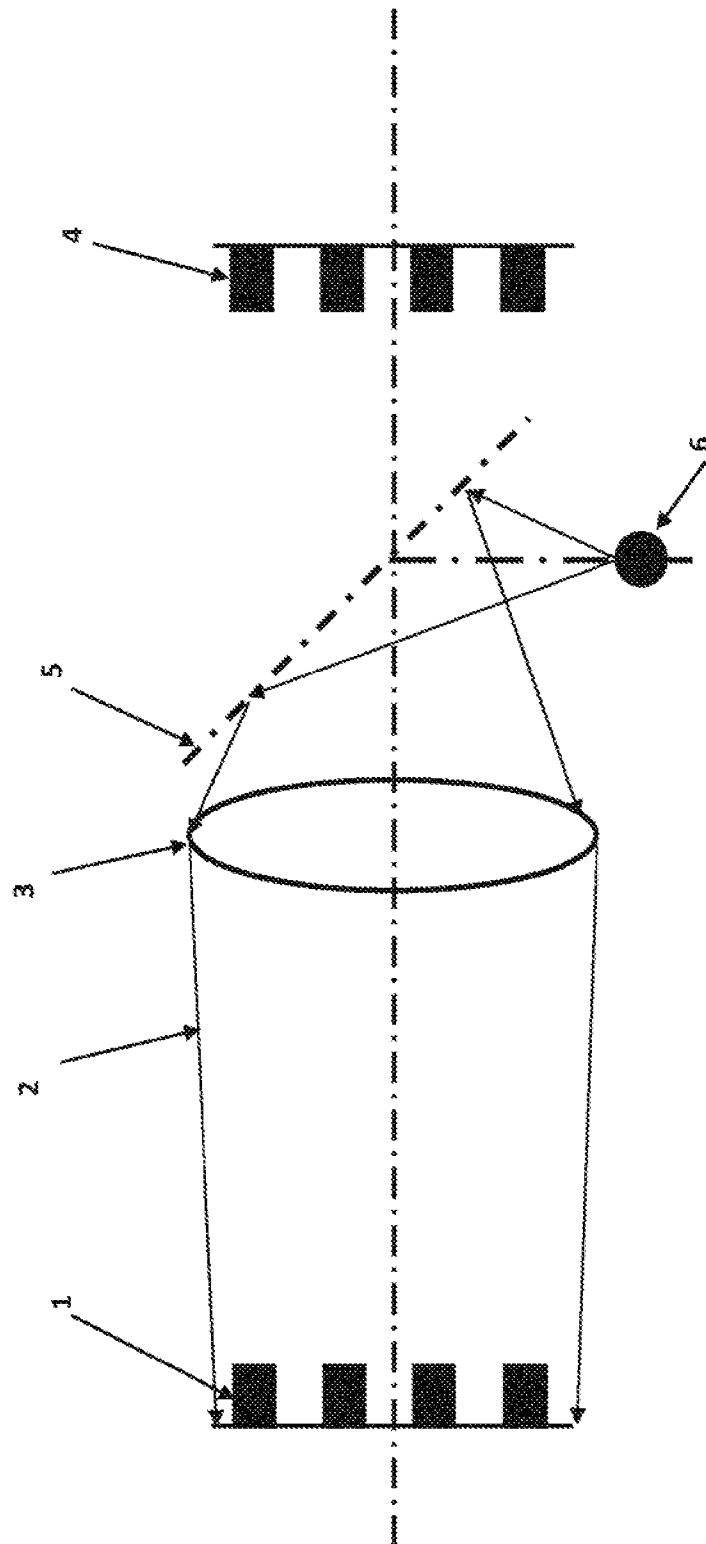


Figura 1A

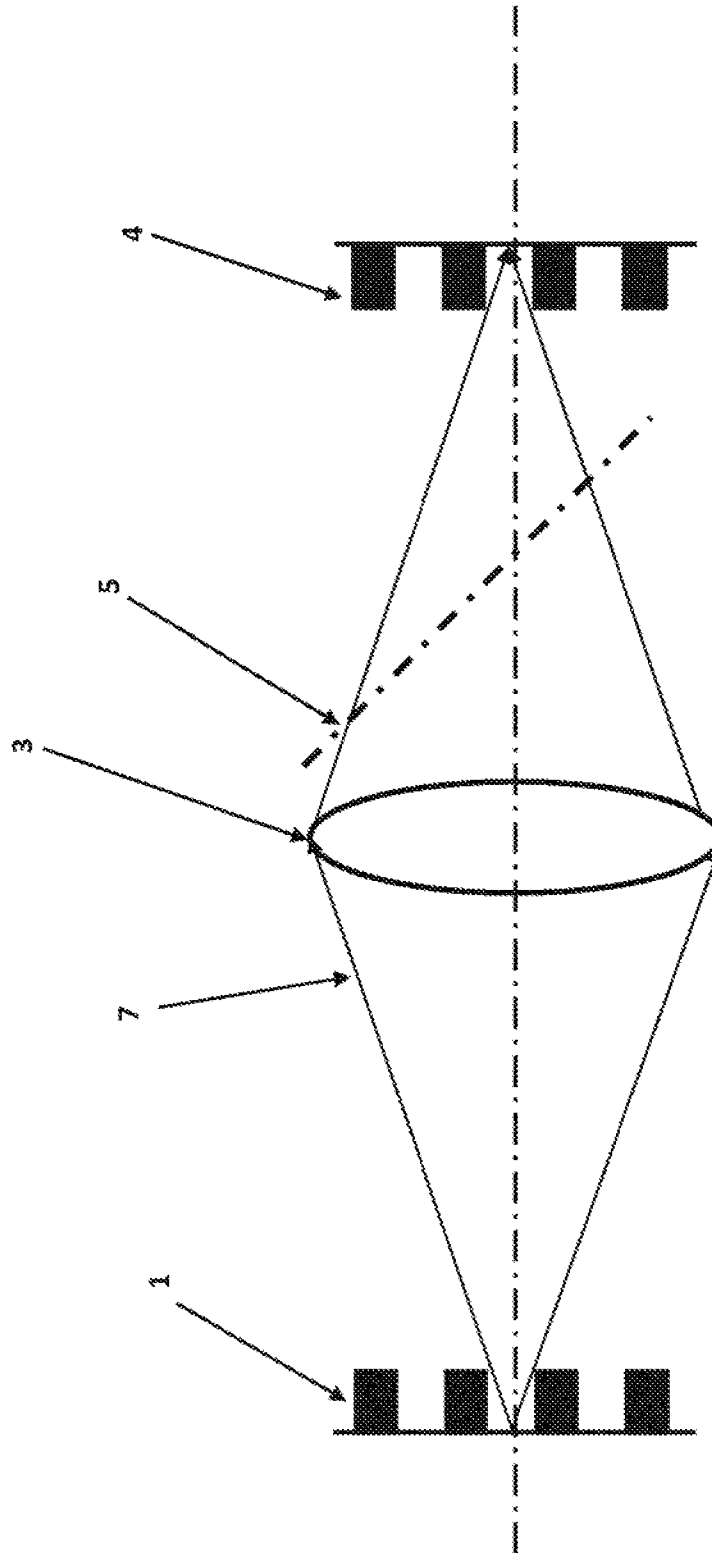


Figura 1B

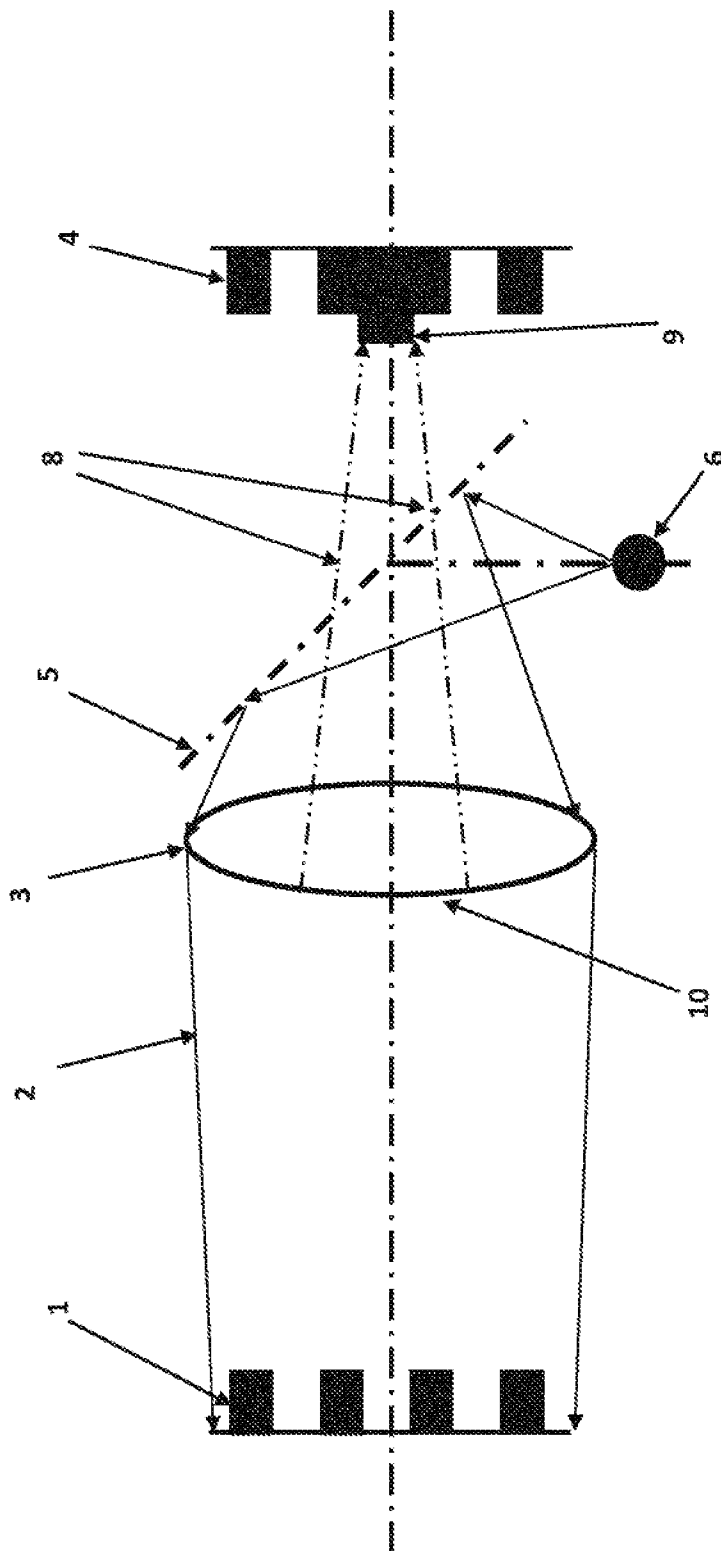


Figura 1C

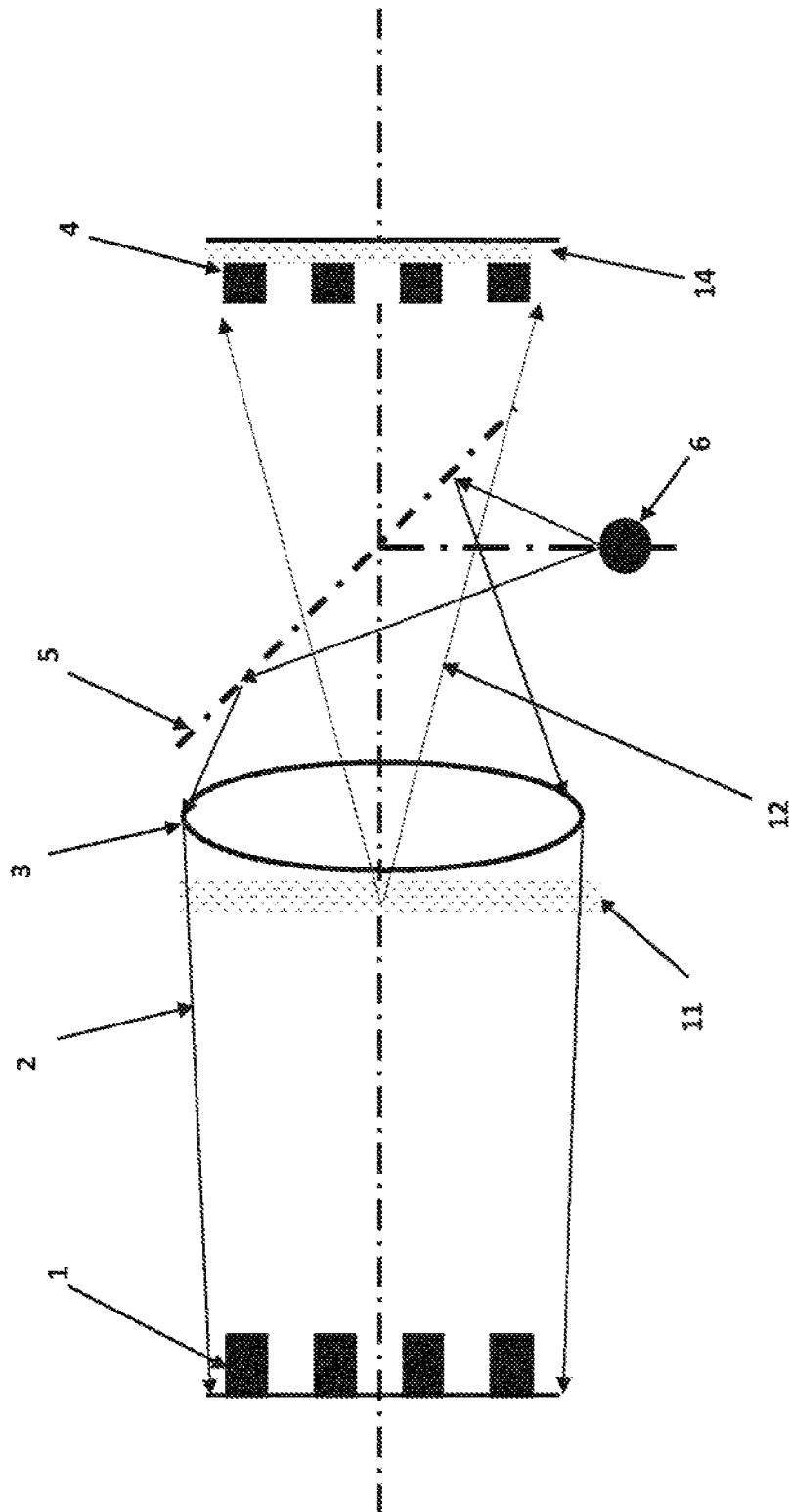


Figure 1D

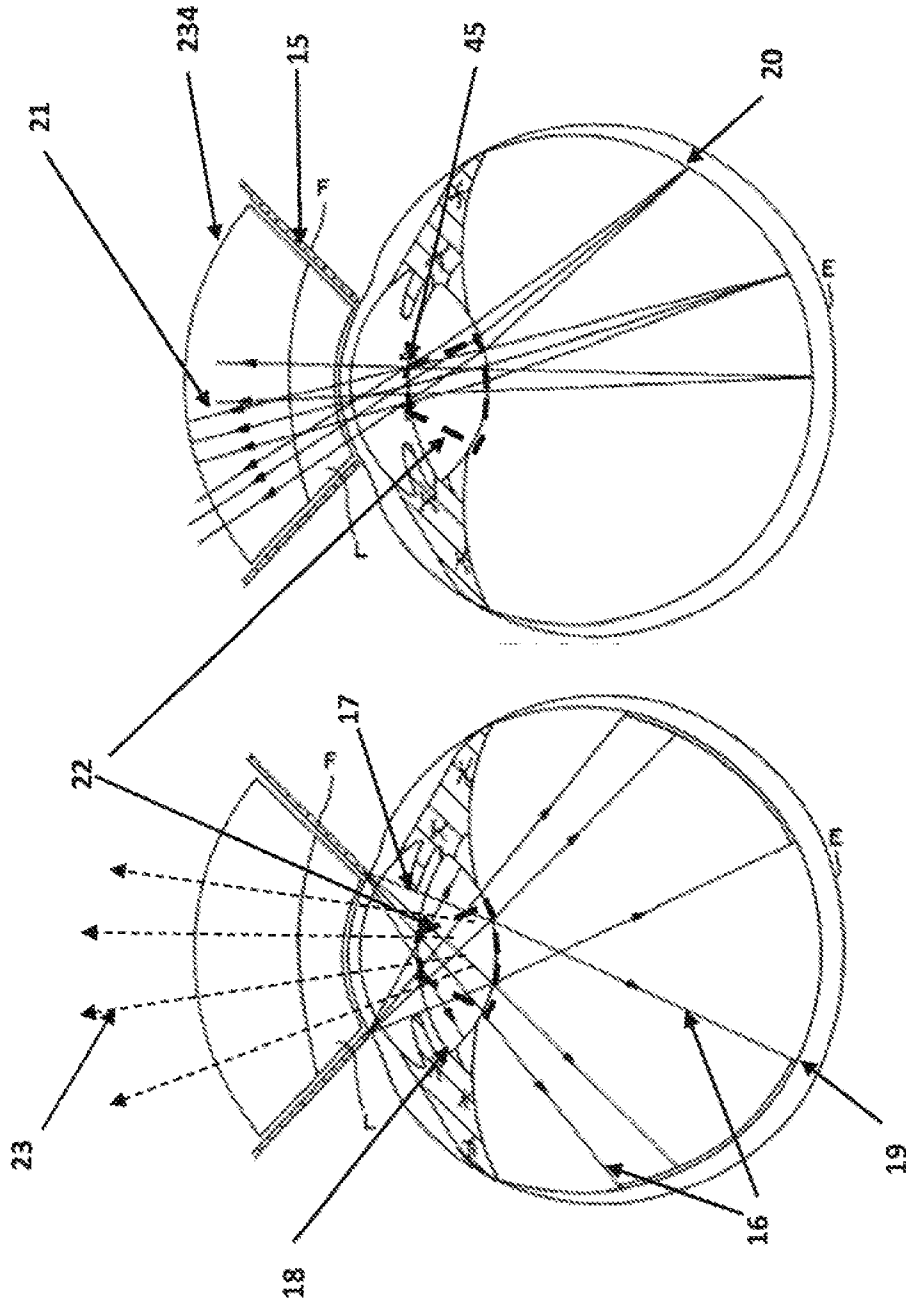


Figura 2B
(Técnica Anterior)

Figura 2A
(Técnica Anterior)

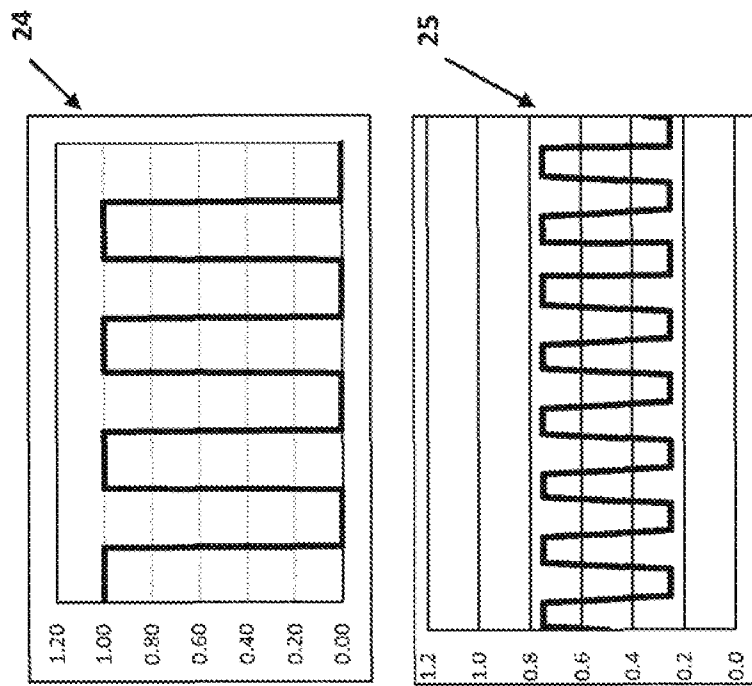


Figura 3A

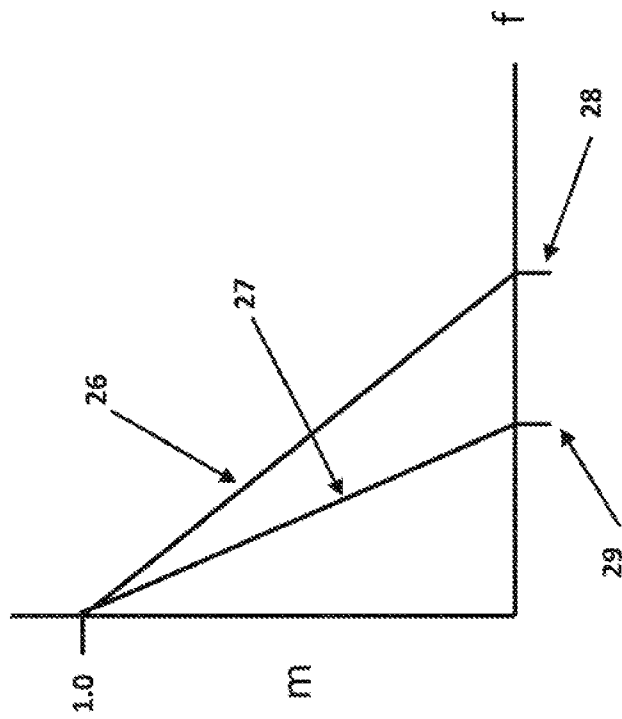


Figura 3B

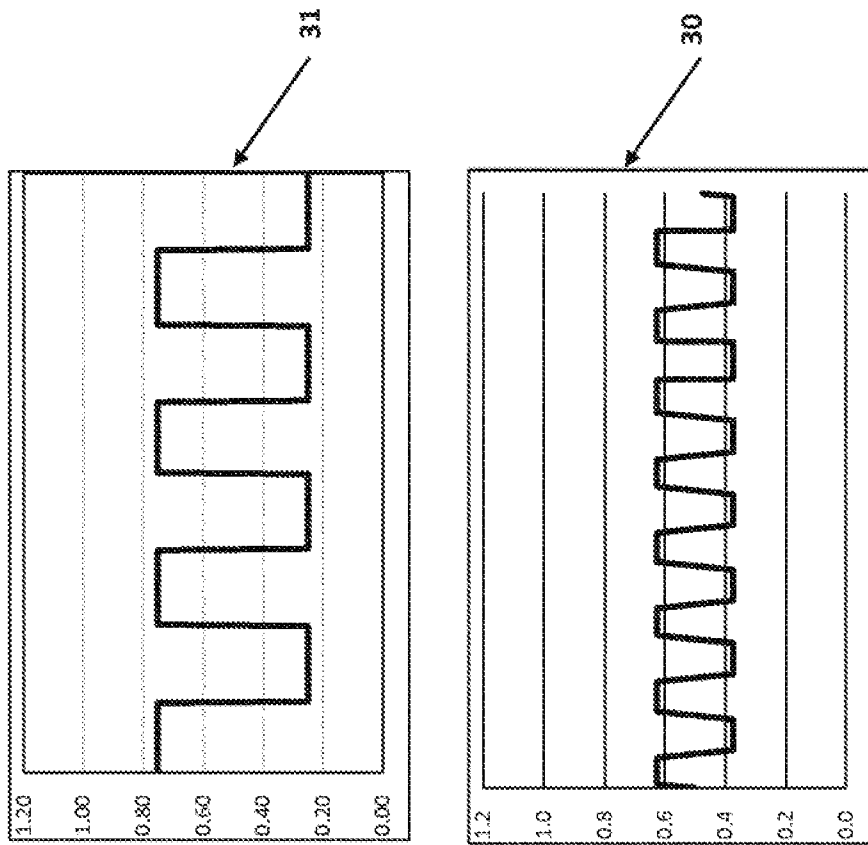


Figura 3C

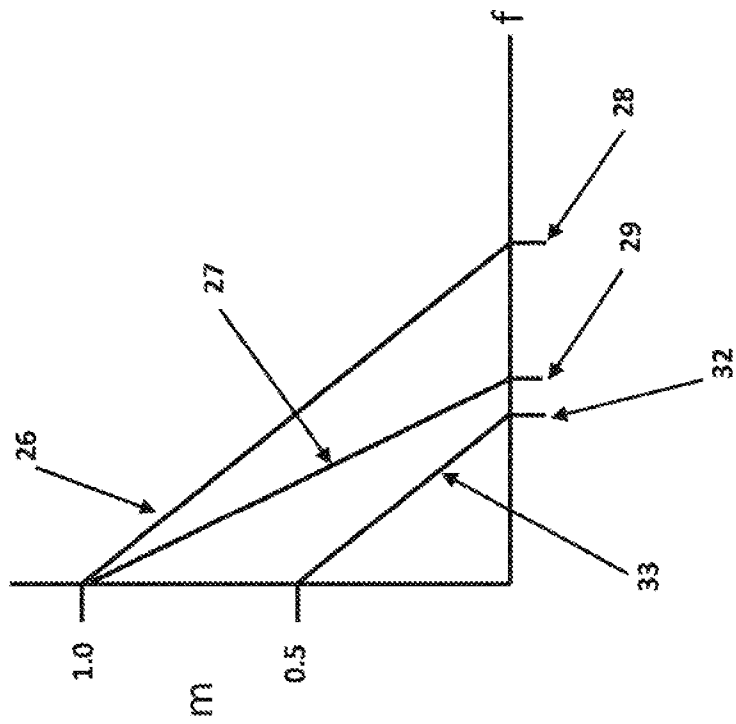


Figura 3D

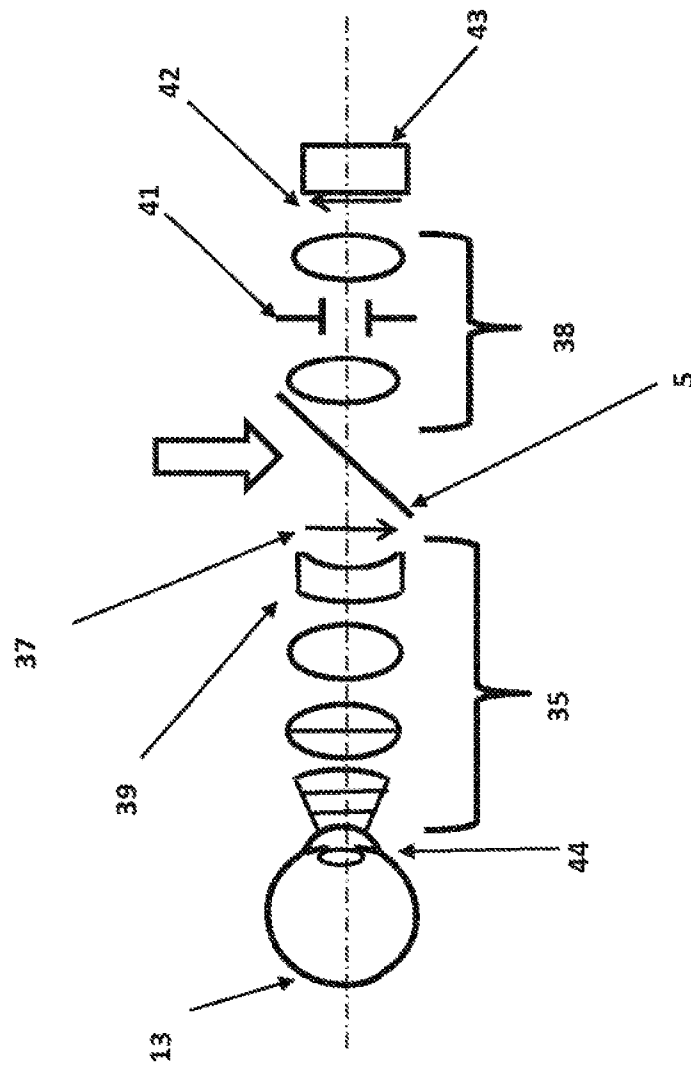


Figura 4A

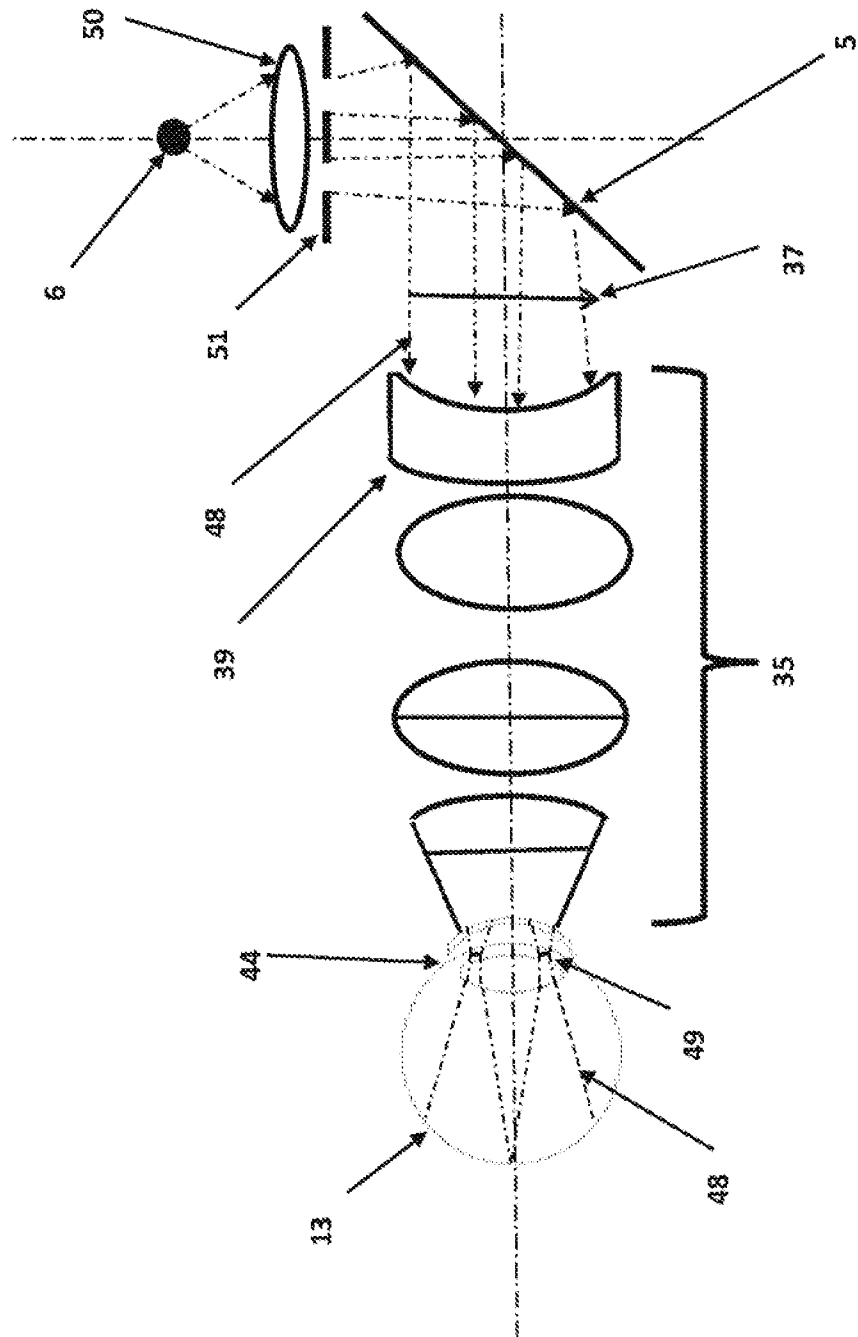


Figura 4B

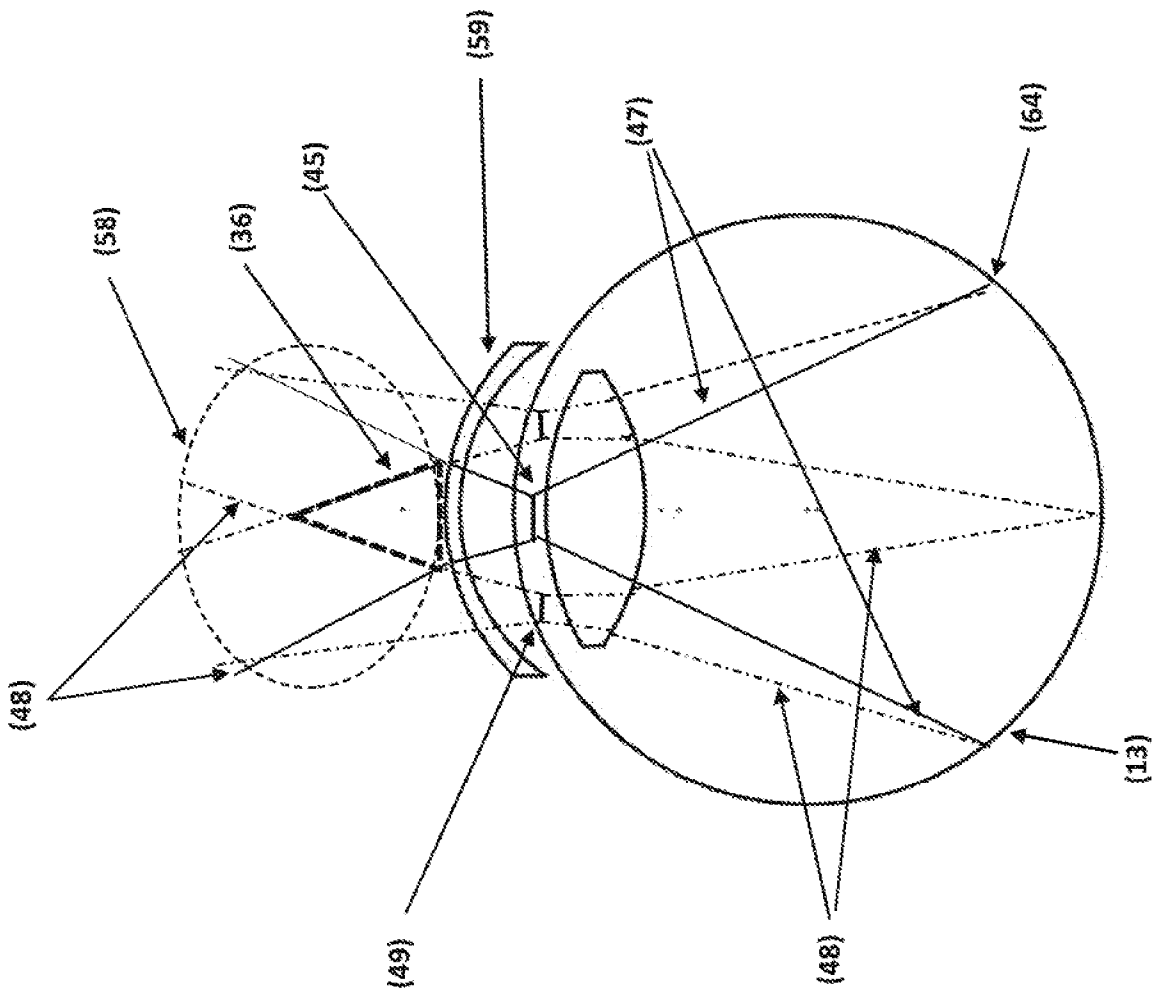


Figura 4C

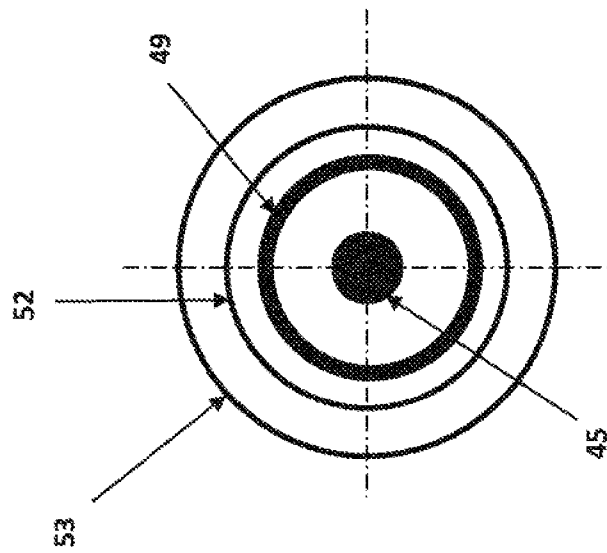


Figura 4D

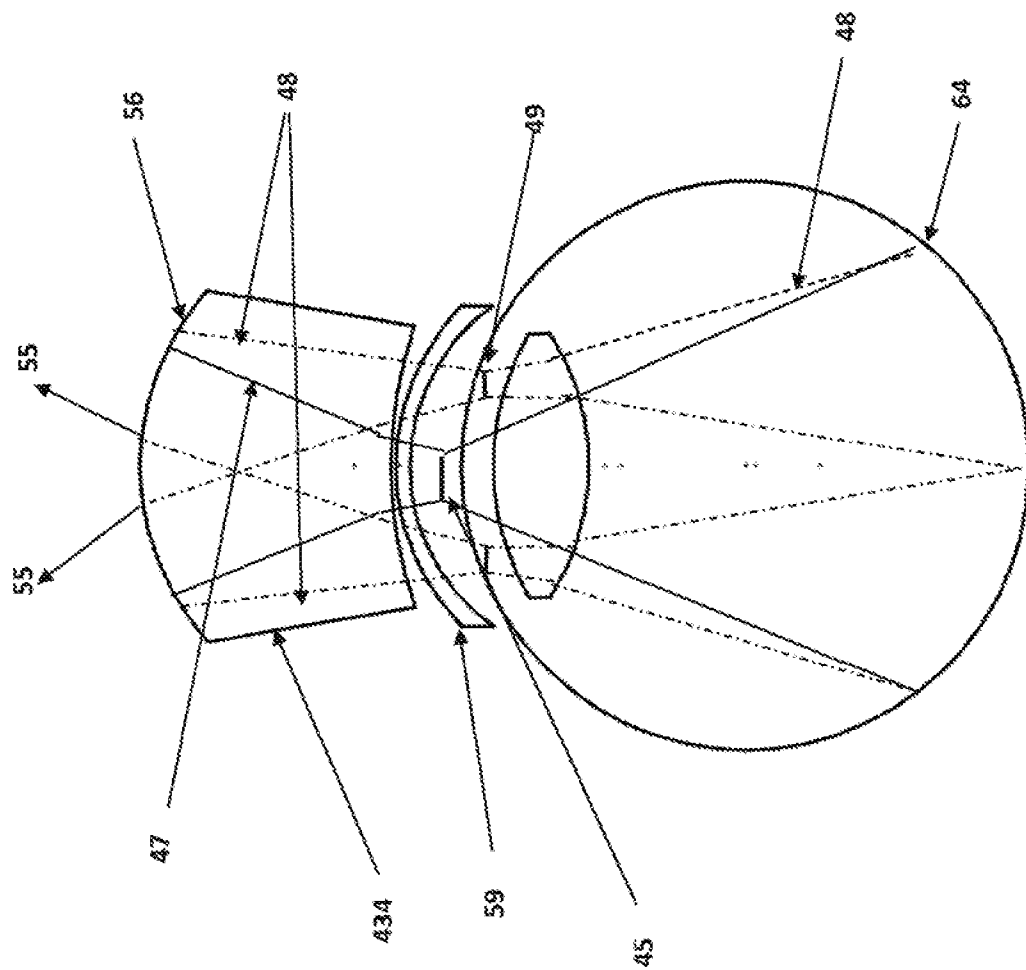


Figura 4E

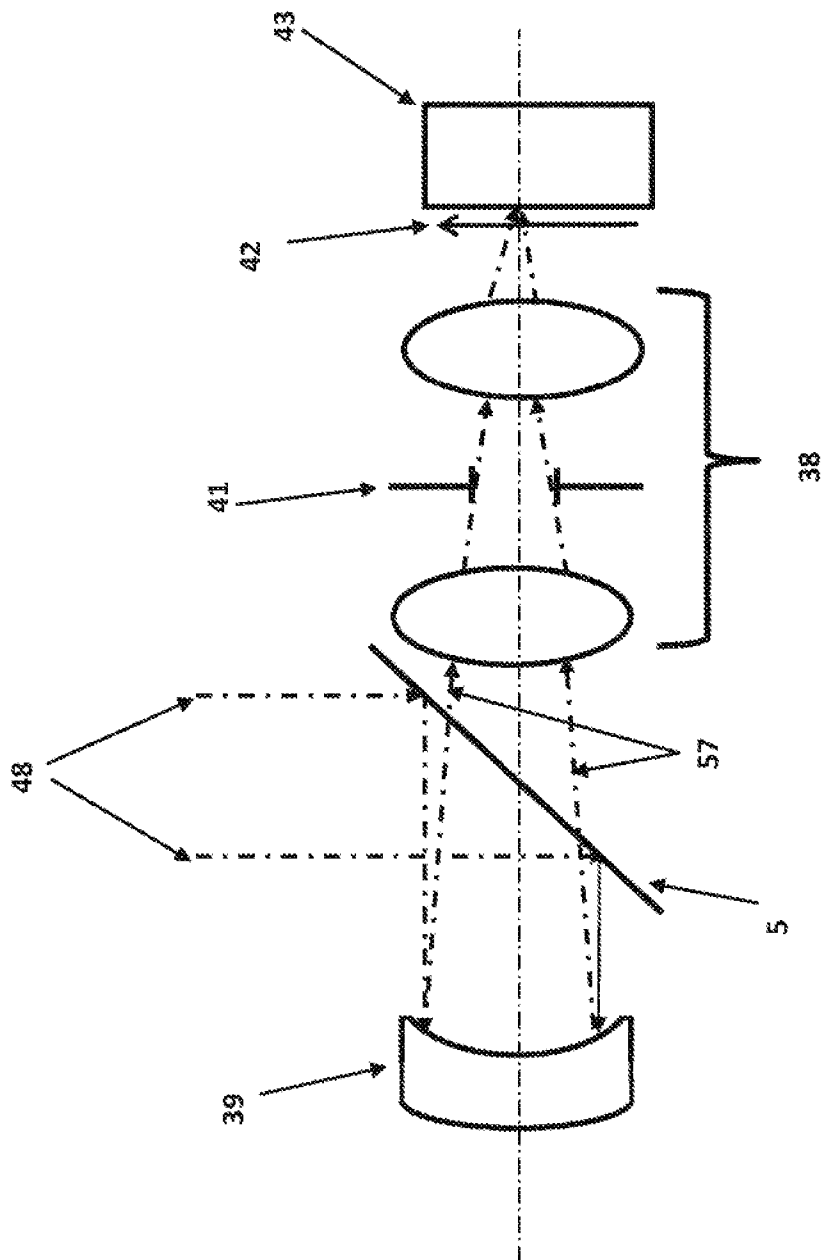


Figura 4F

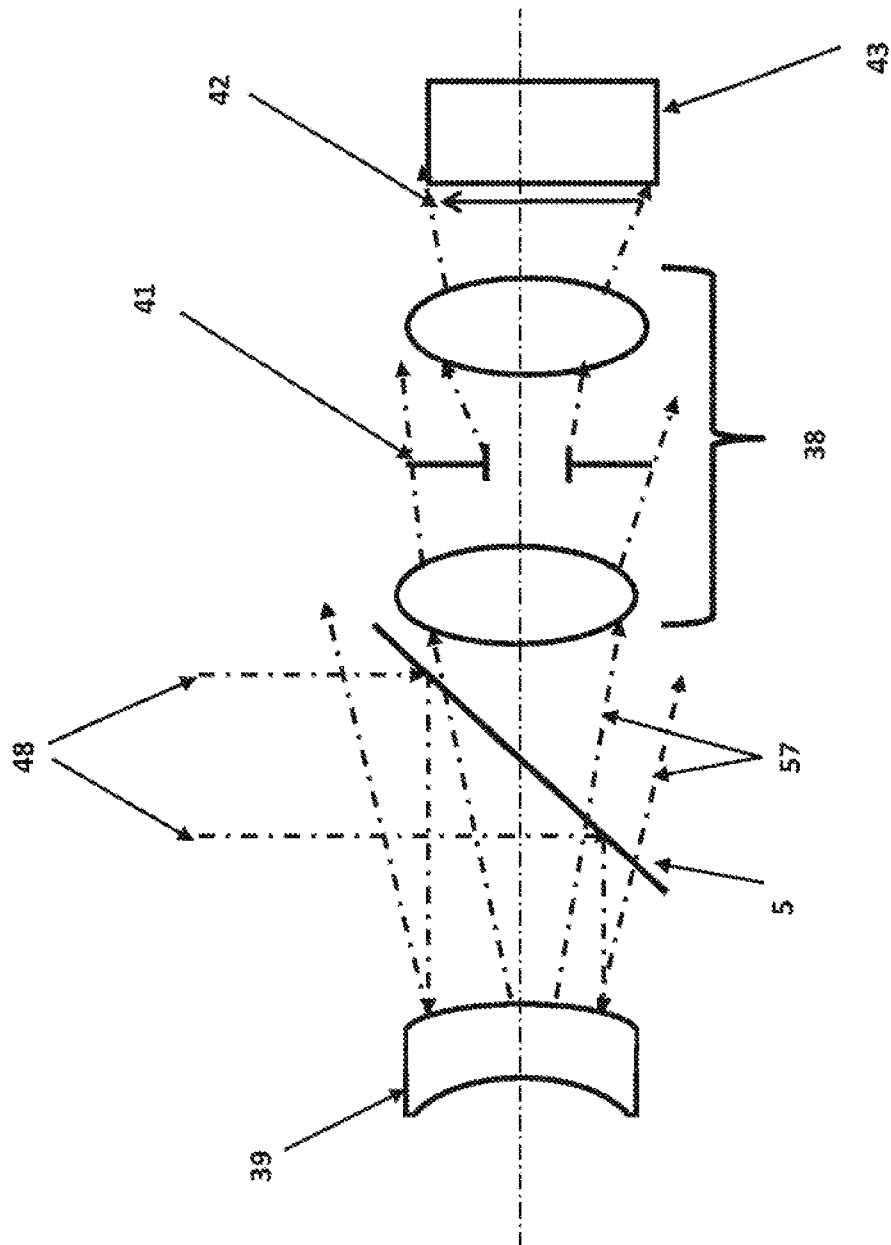


Figure 4G

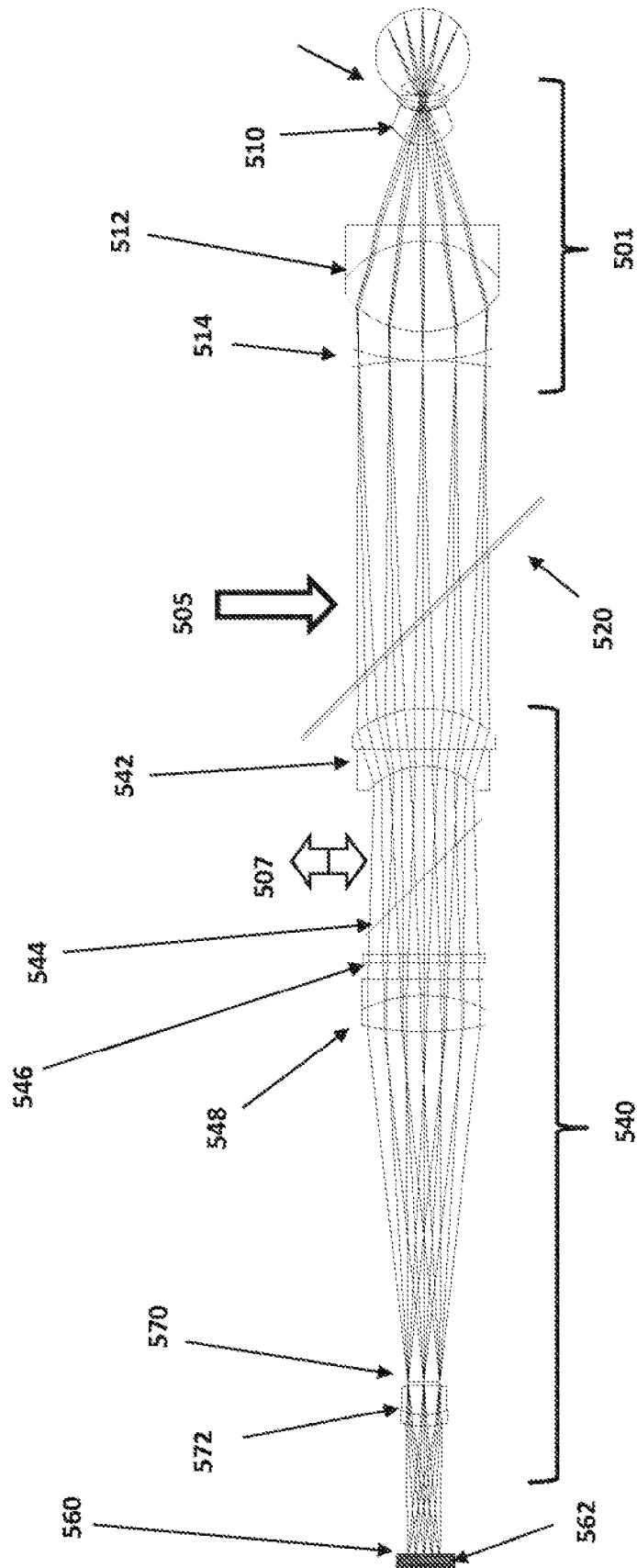


Figure 5A

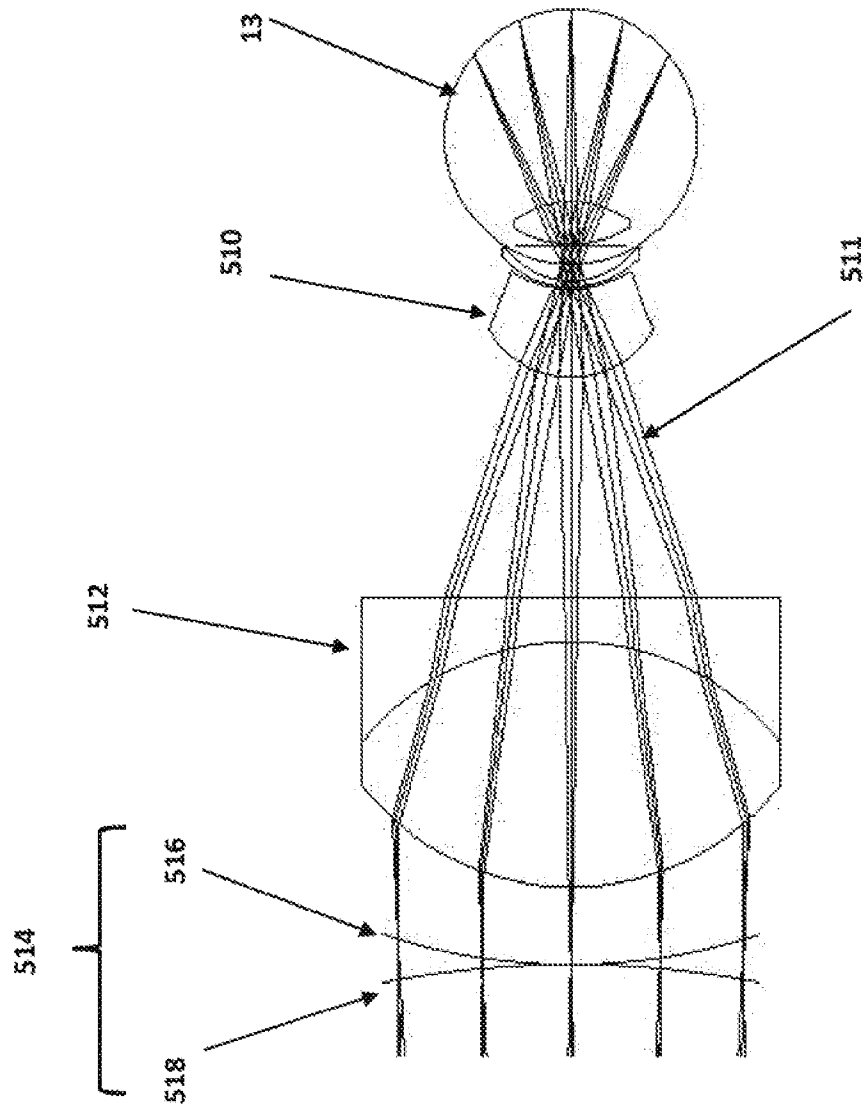


Figure 5B

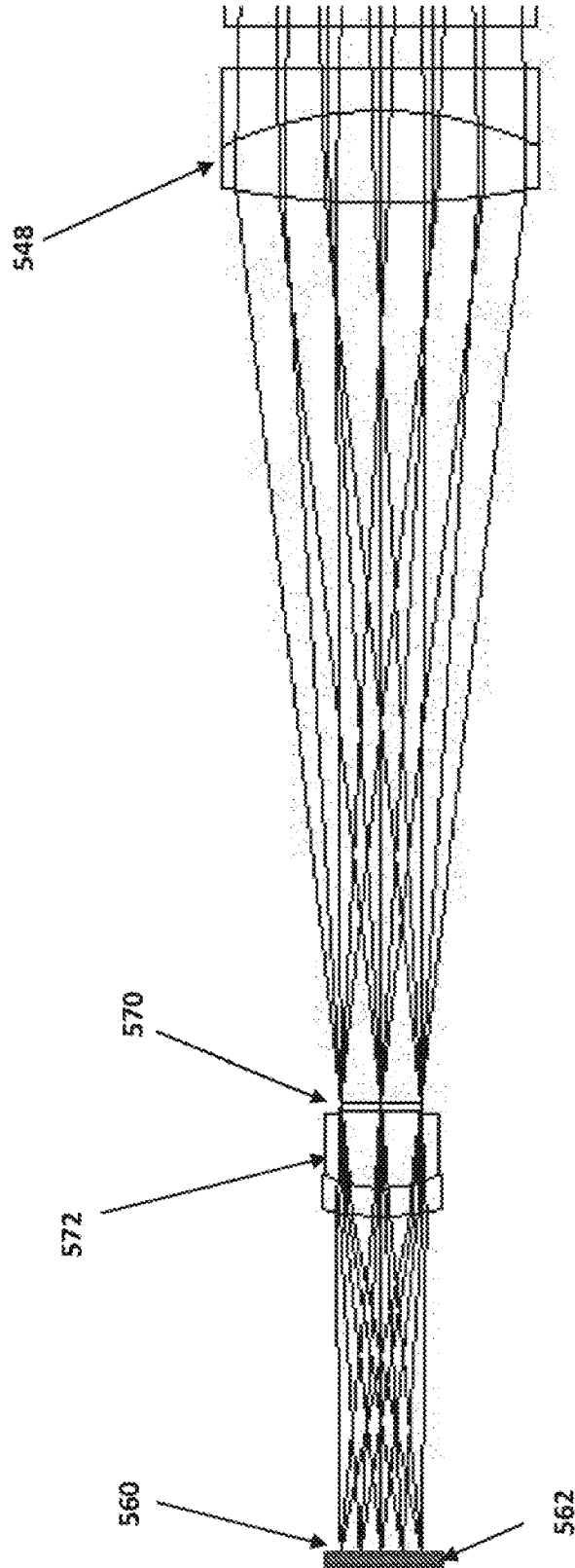


Figure 5C

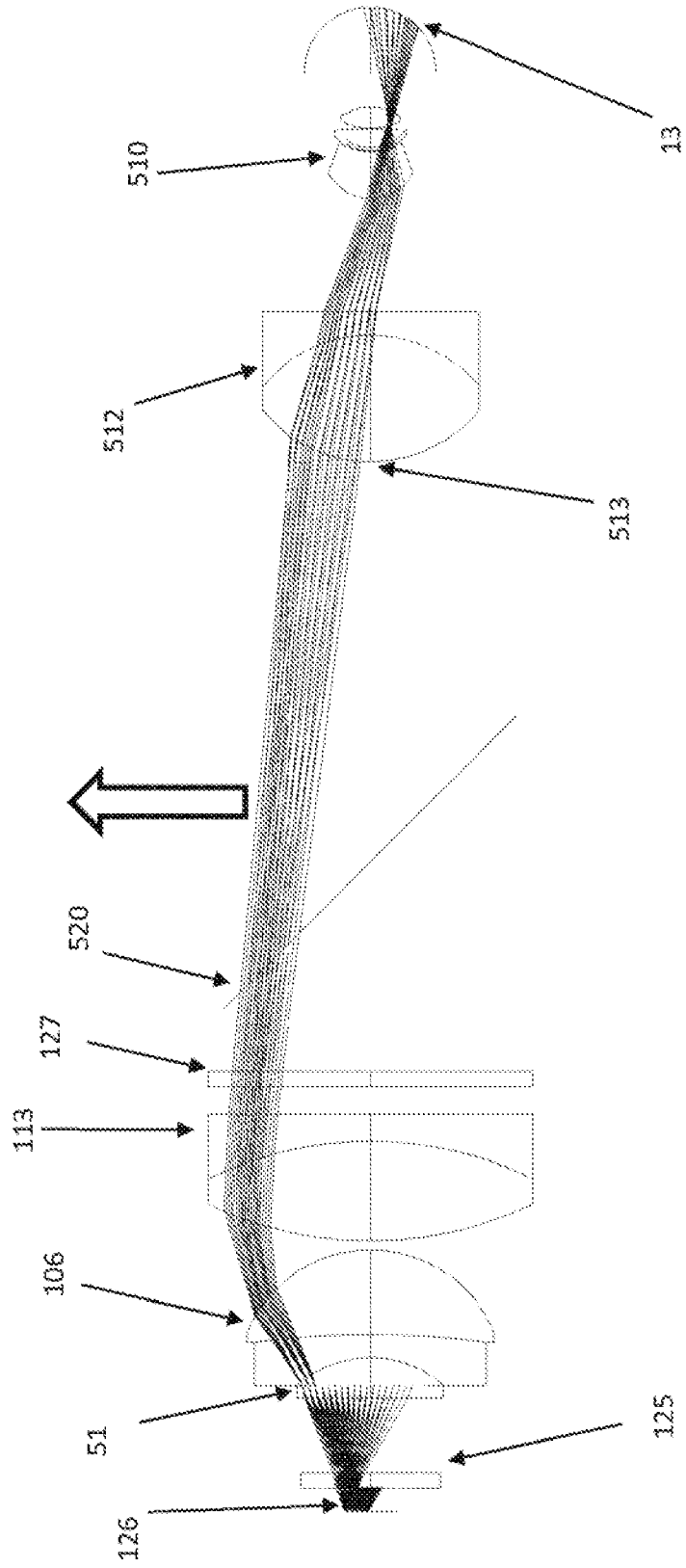


Figure 5D

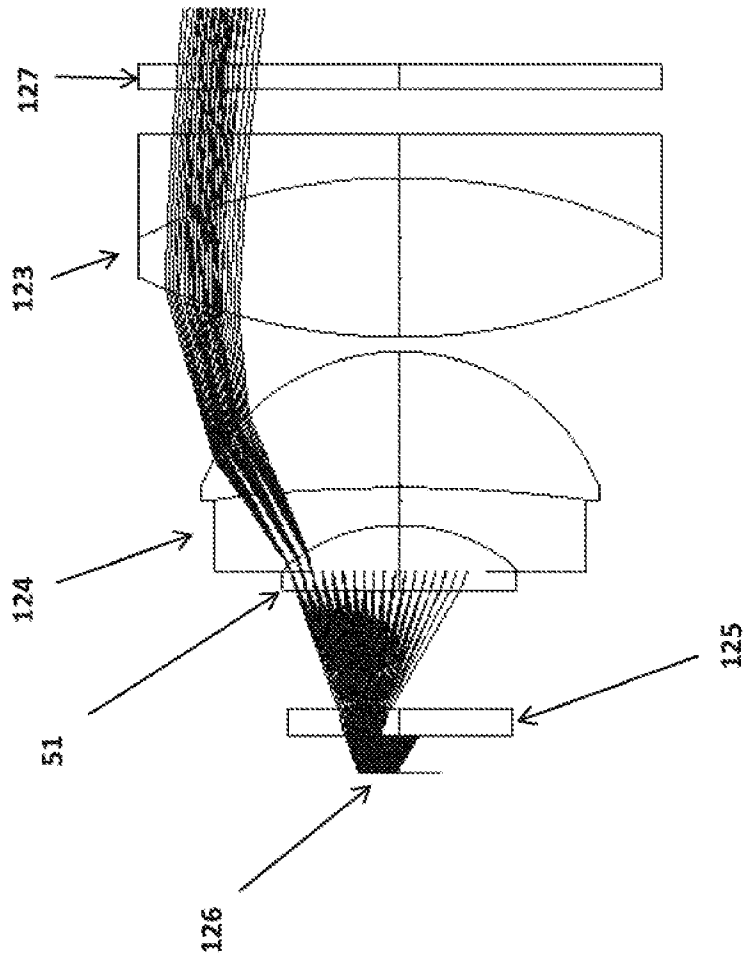


Figura 5E

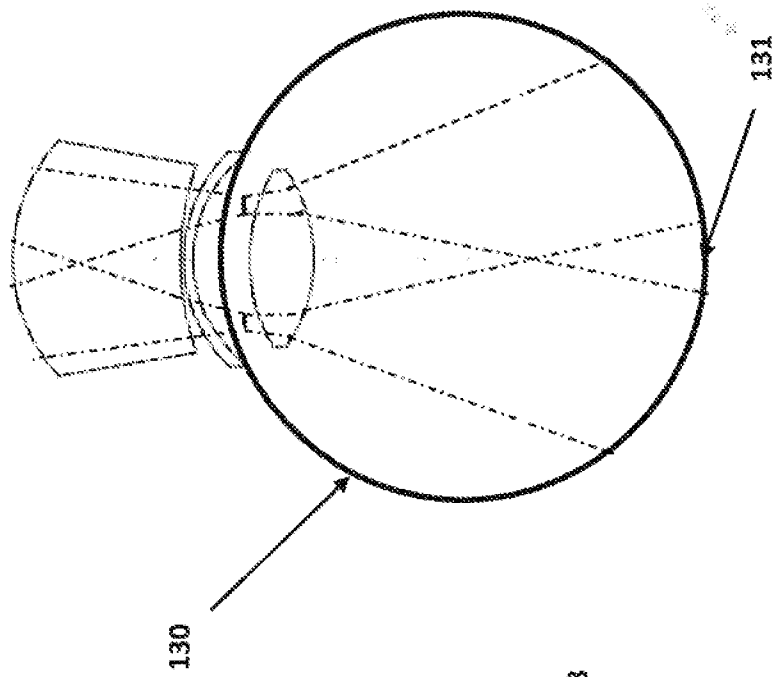


Figura 5G

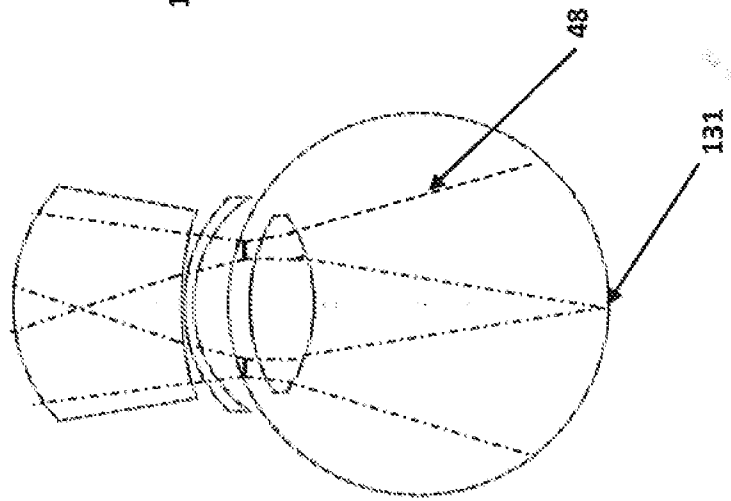


Figura 5F

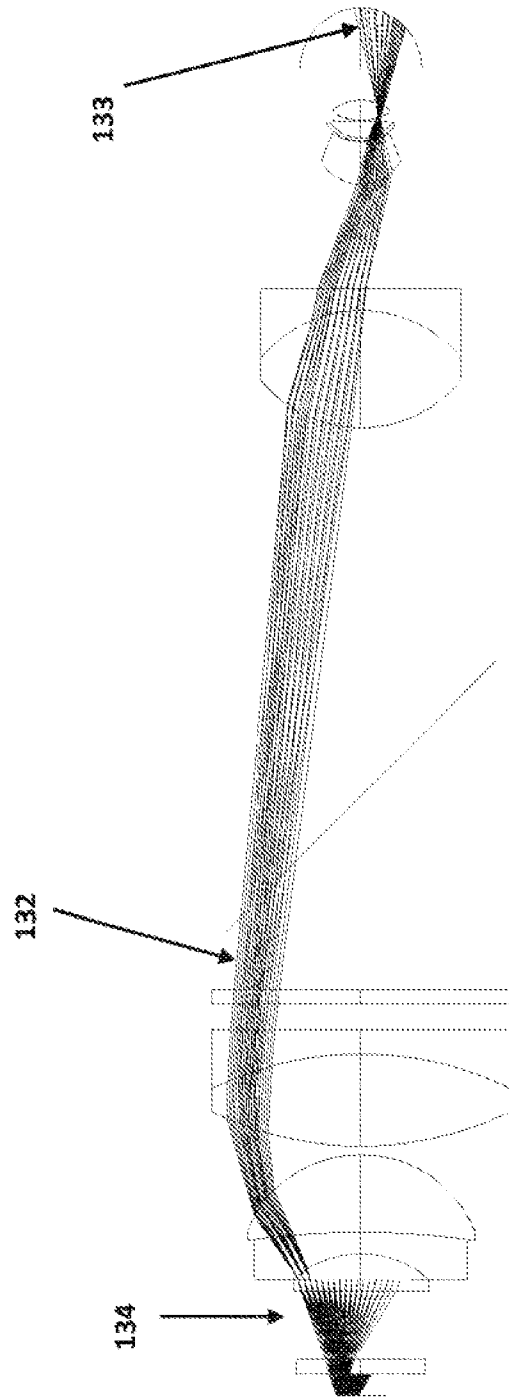


Figura 5H



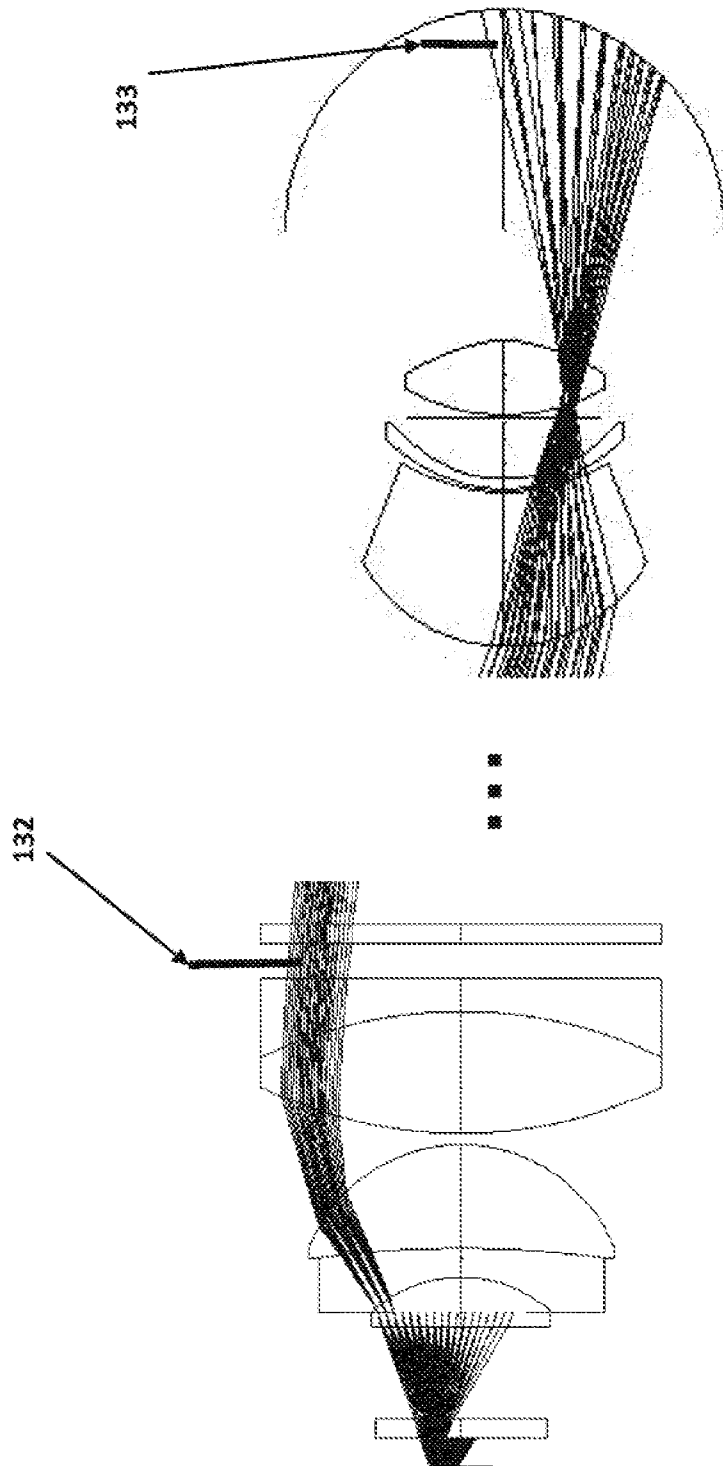


Figura 5I

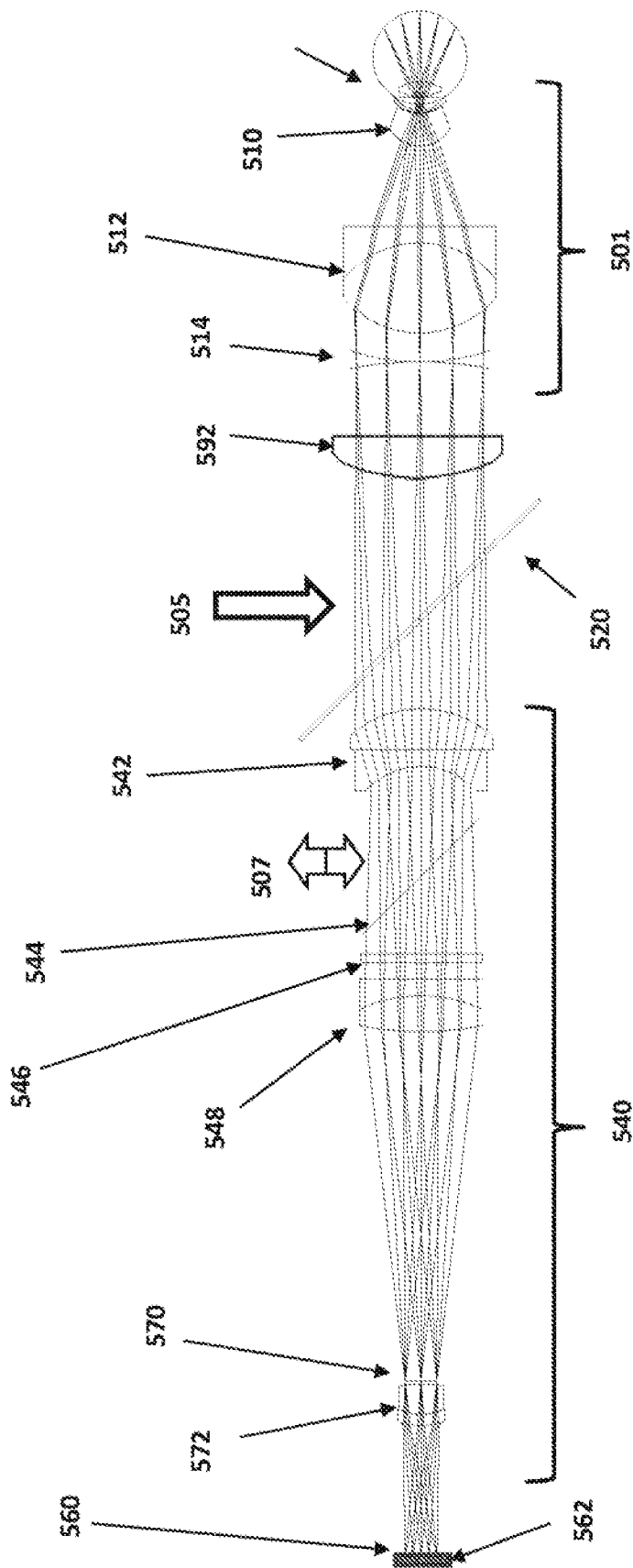


Figure 5J

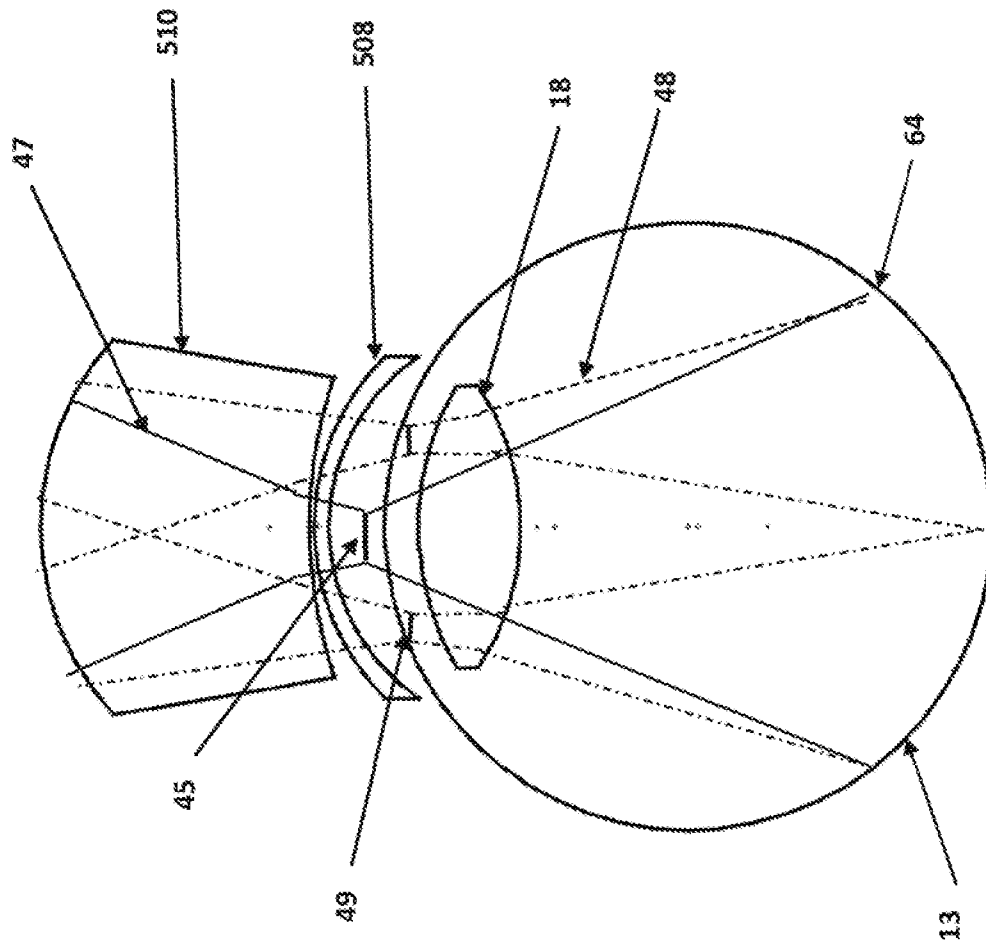


Figura 6A

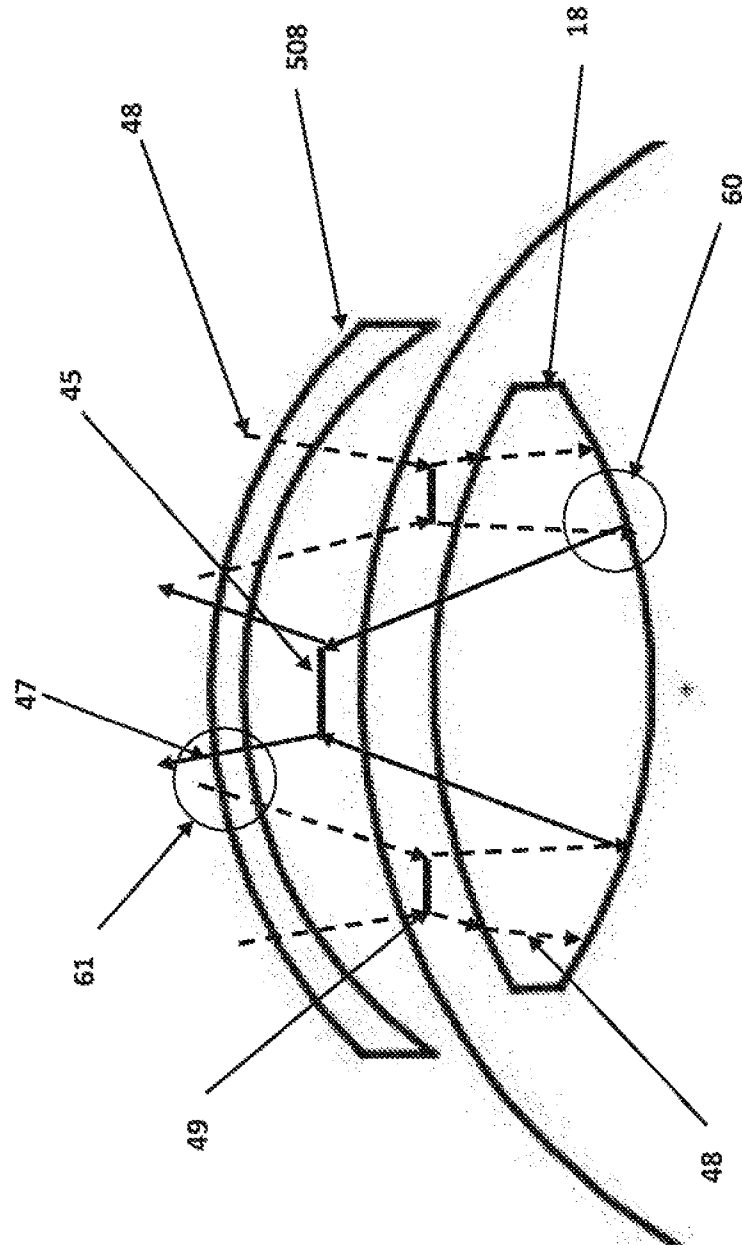


Figura 6B

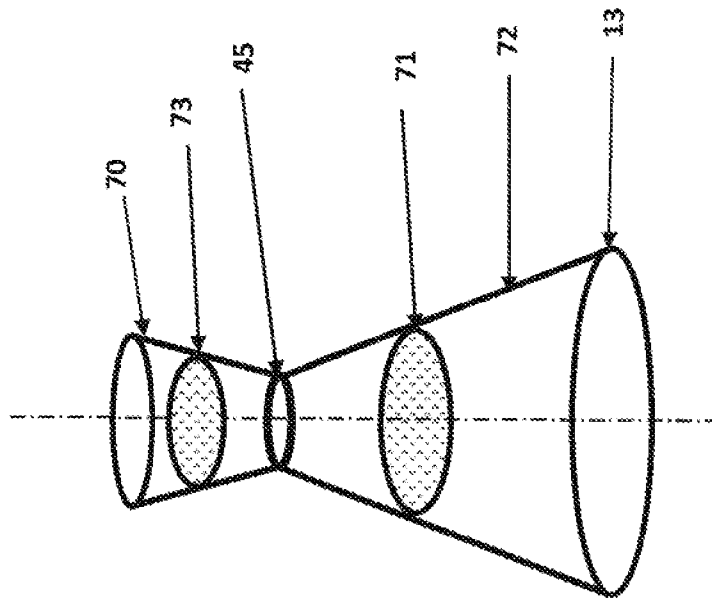


Figura 6D

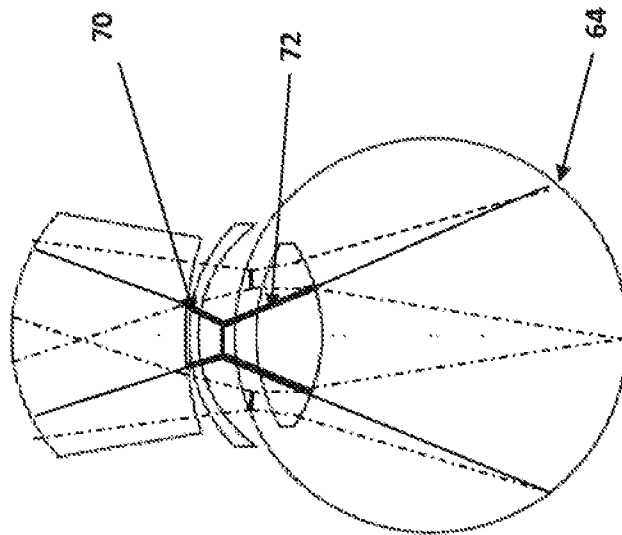


Figura 6C

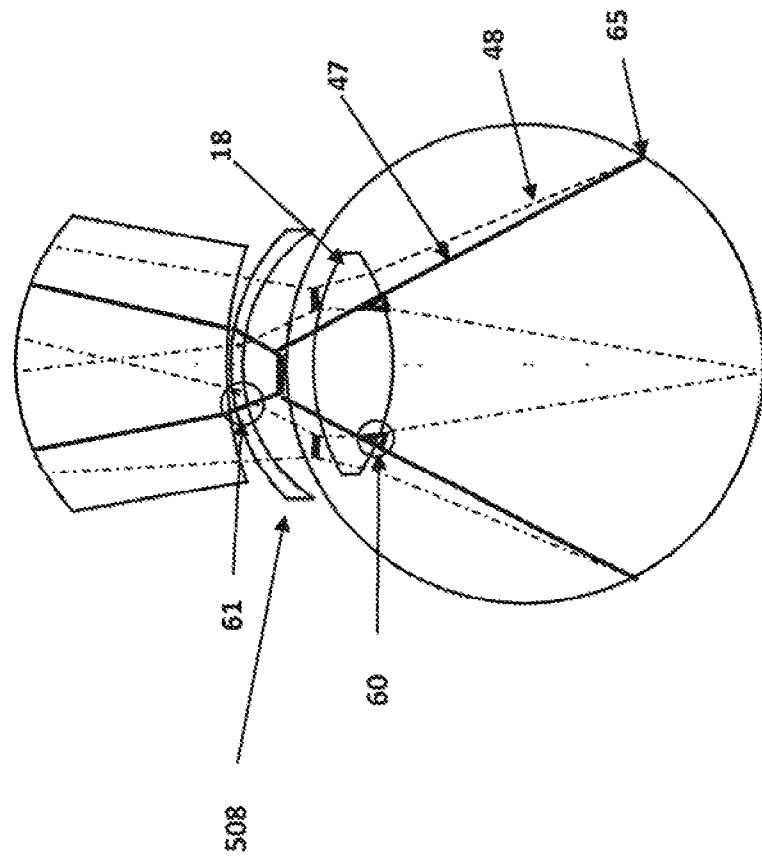


Figura 7A

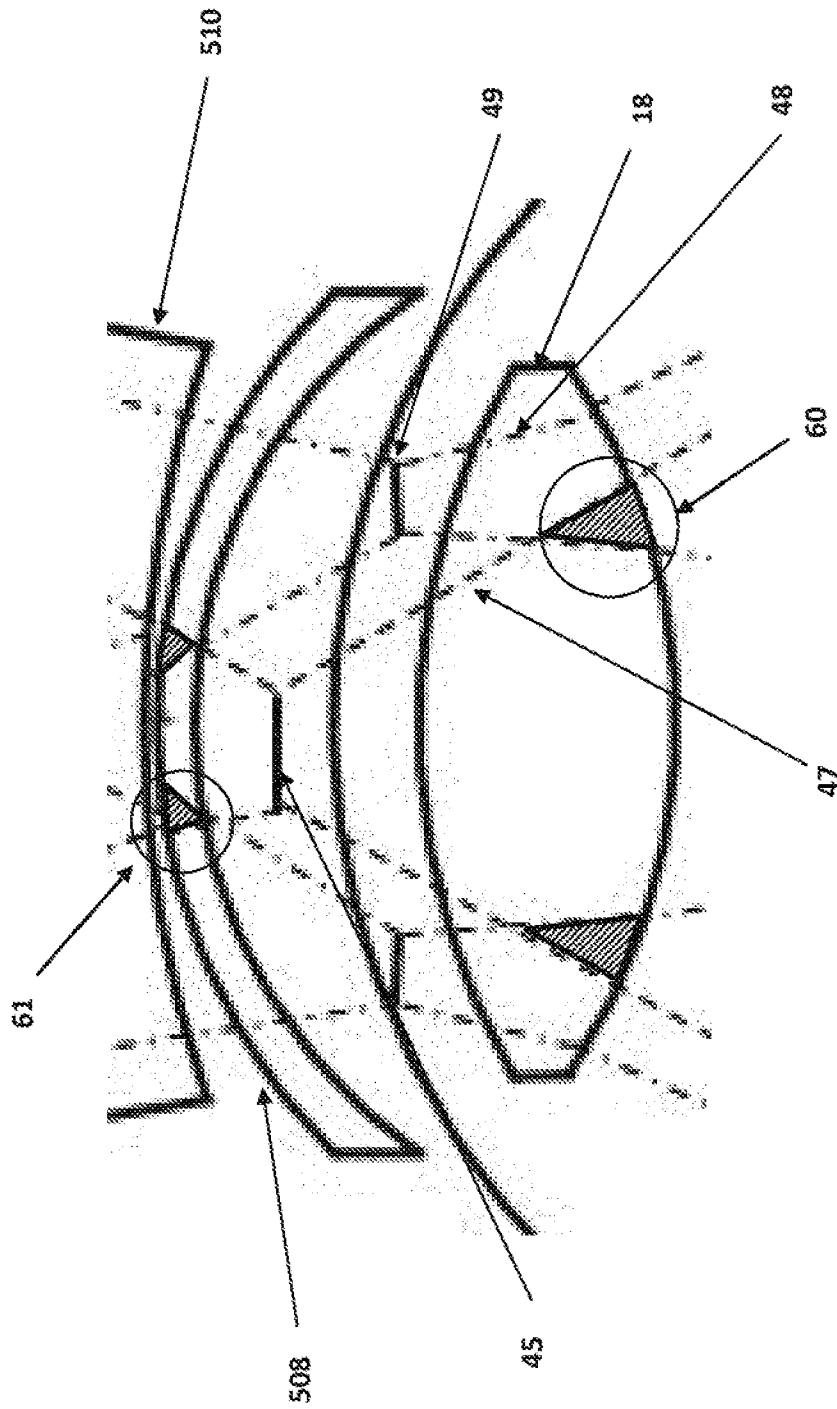
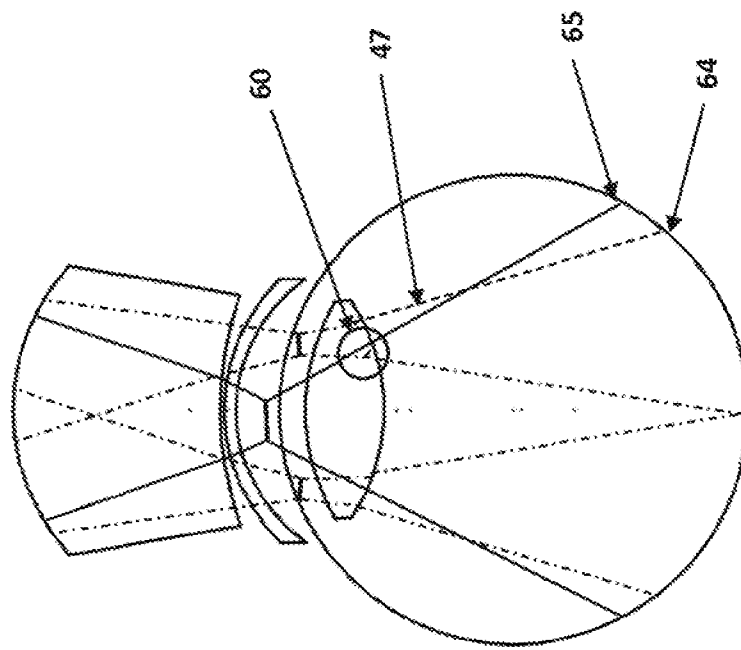


Figura 7B



Q₂ x

Figura 7C

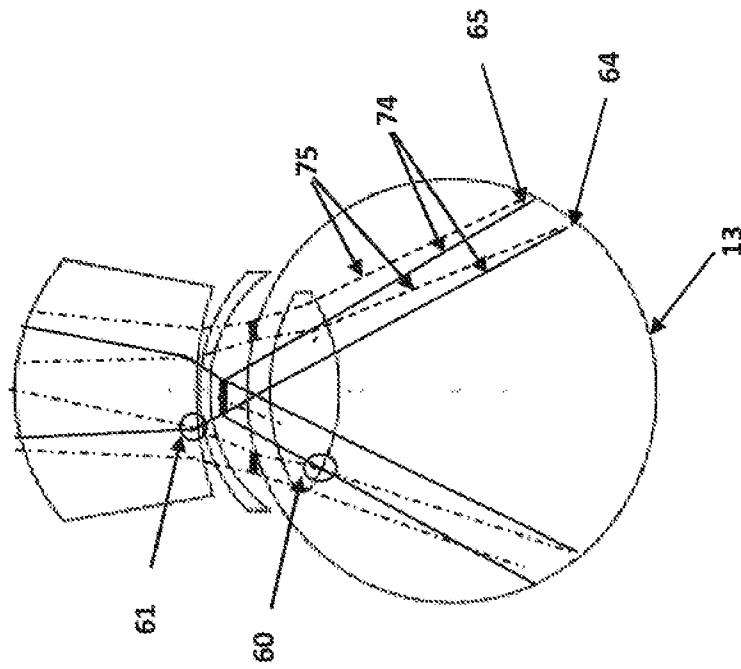


Figura 7E

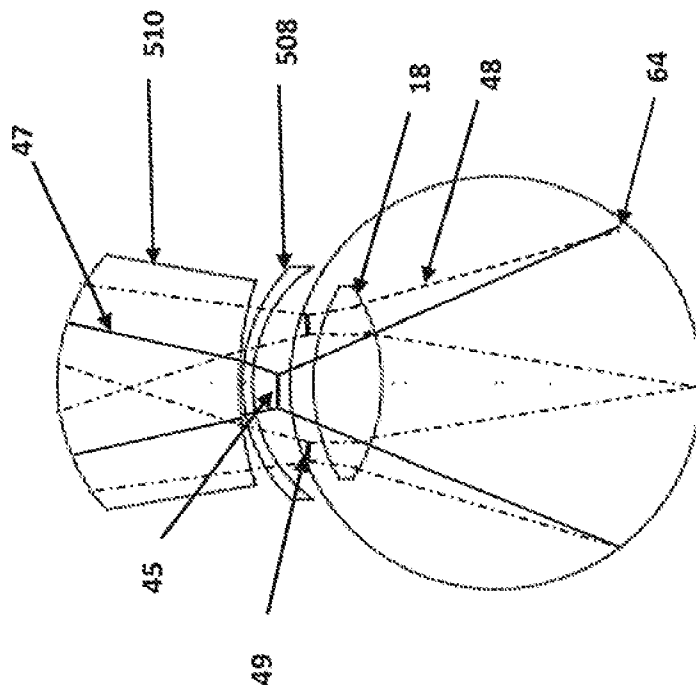


Figura 7D

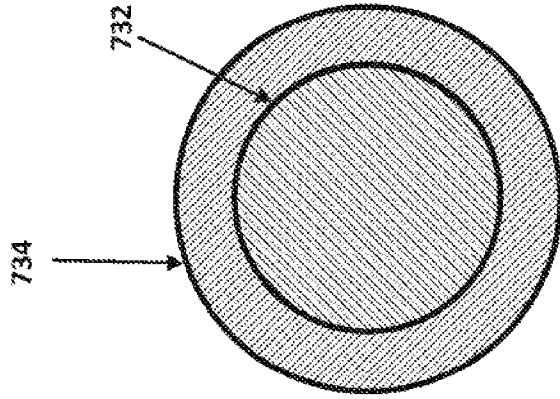


Figura 7H

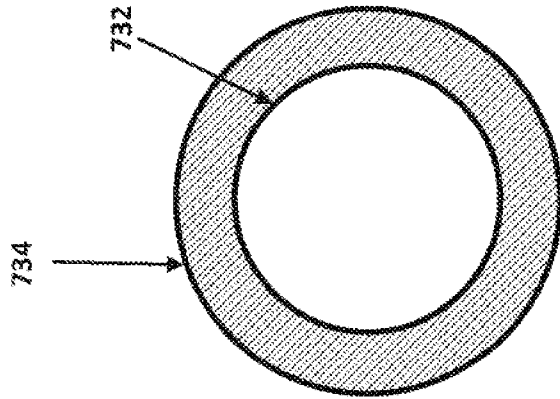


Figura 7G

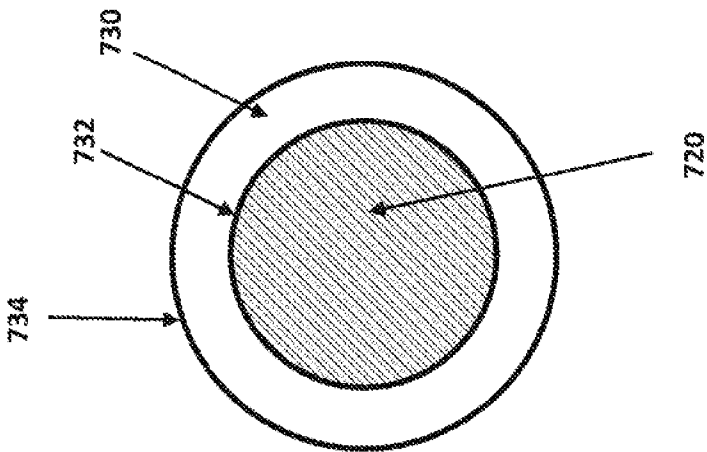


Figura 7F

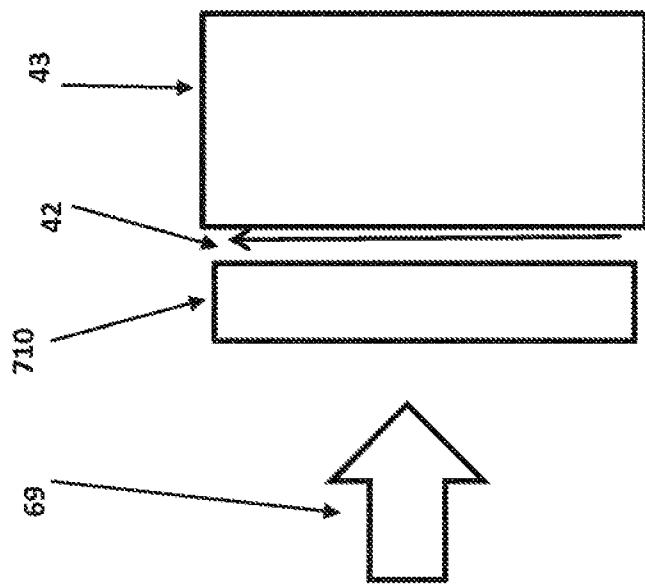


Figura 7I

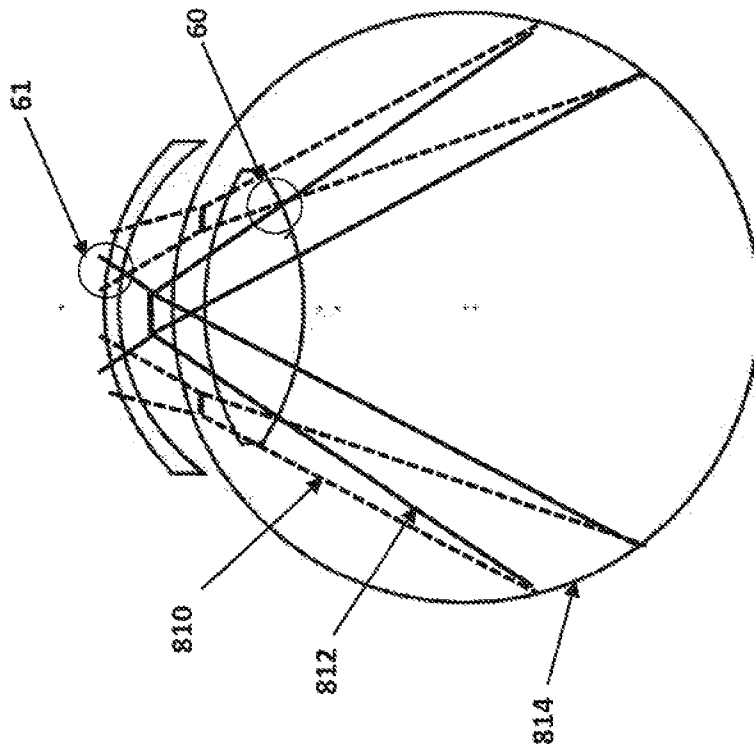


Figura 8A

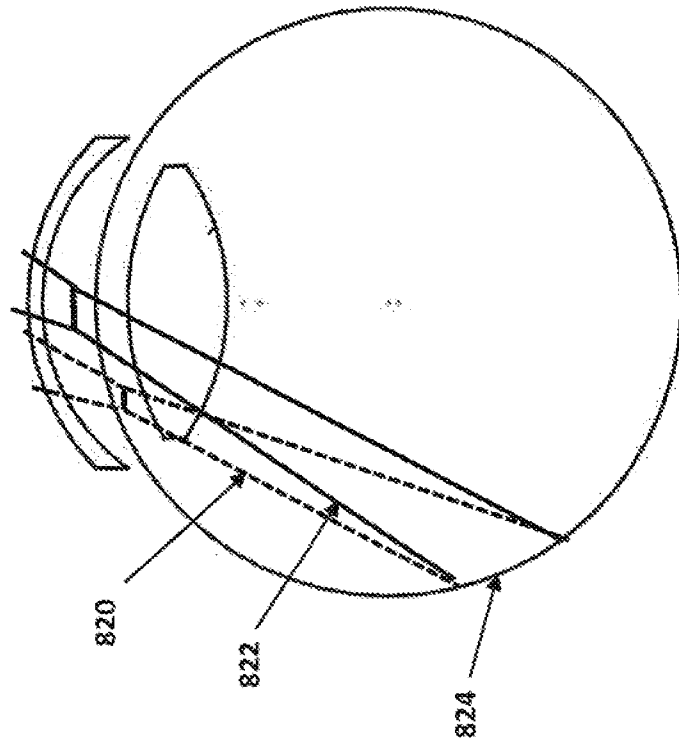


Figura 8B

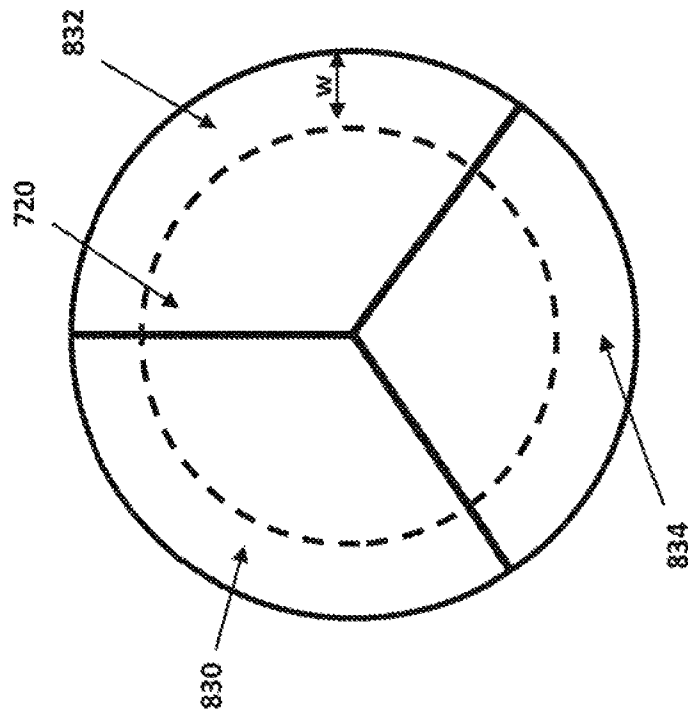


Figura 8C

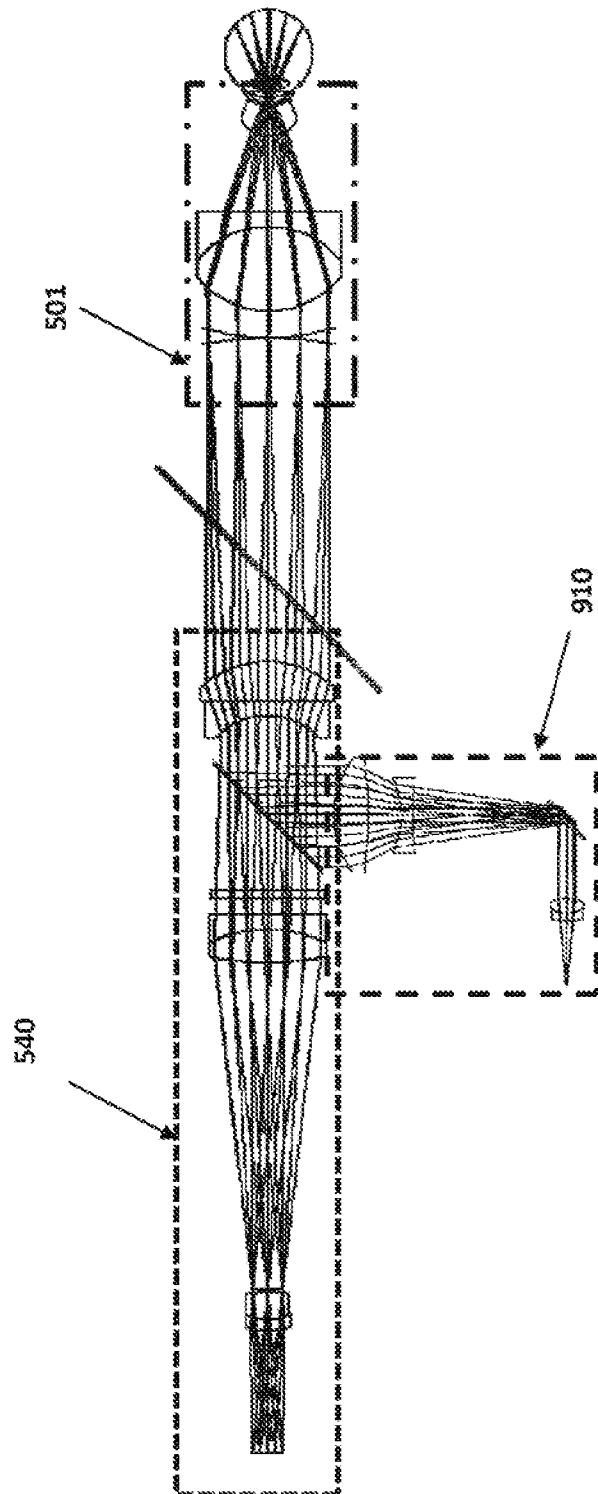


Figura 9A

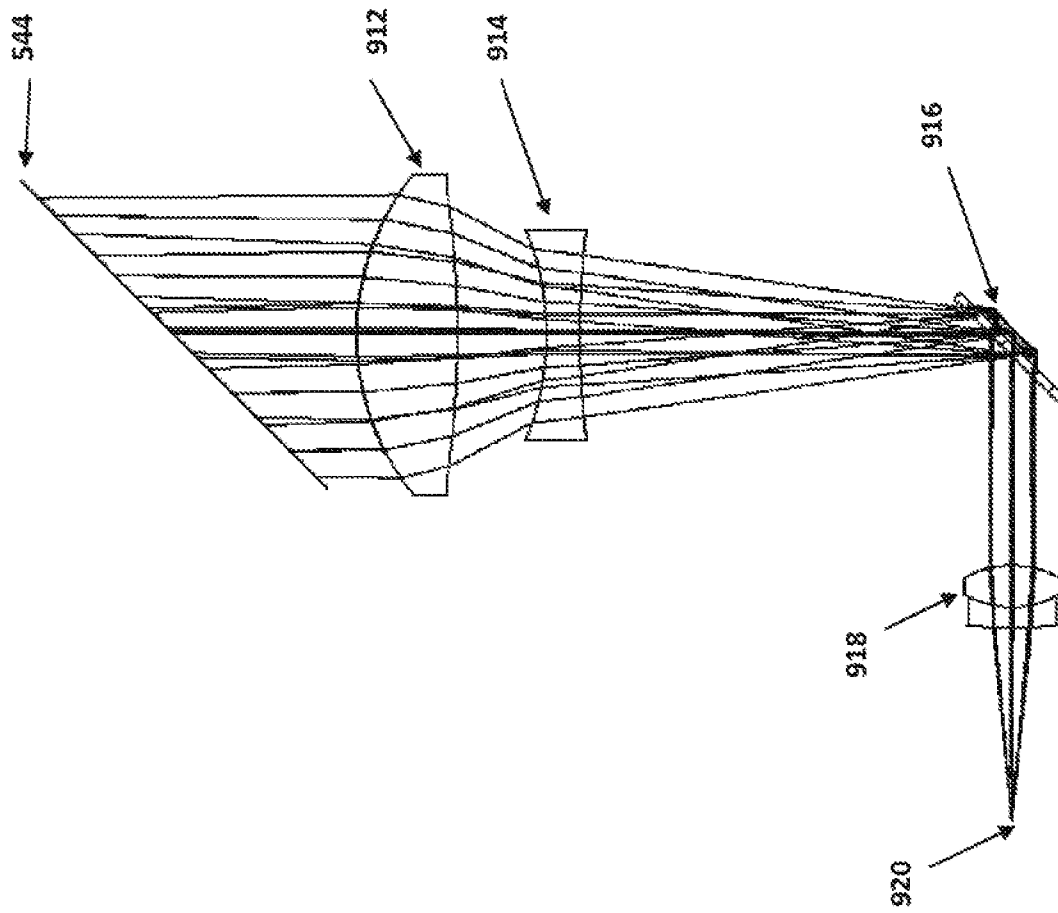


Figura 9B

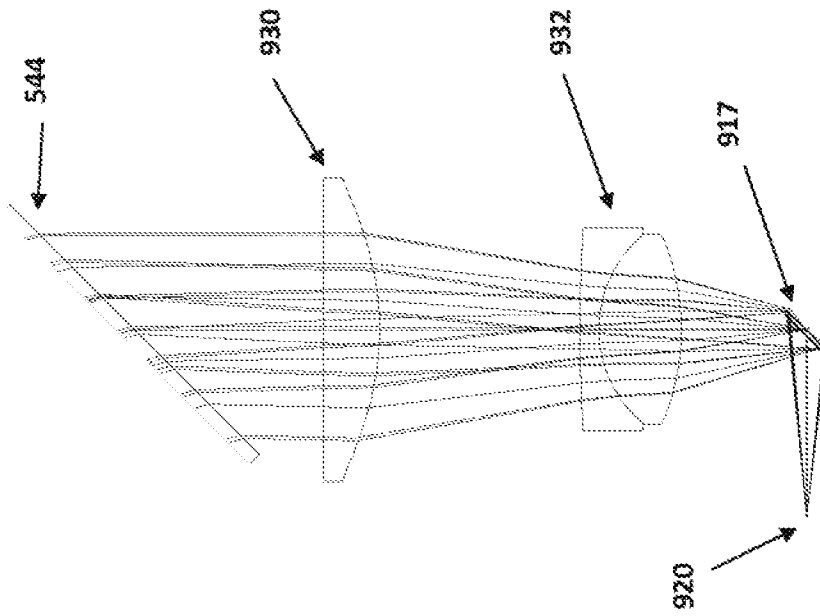


Figura 9C

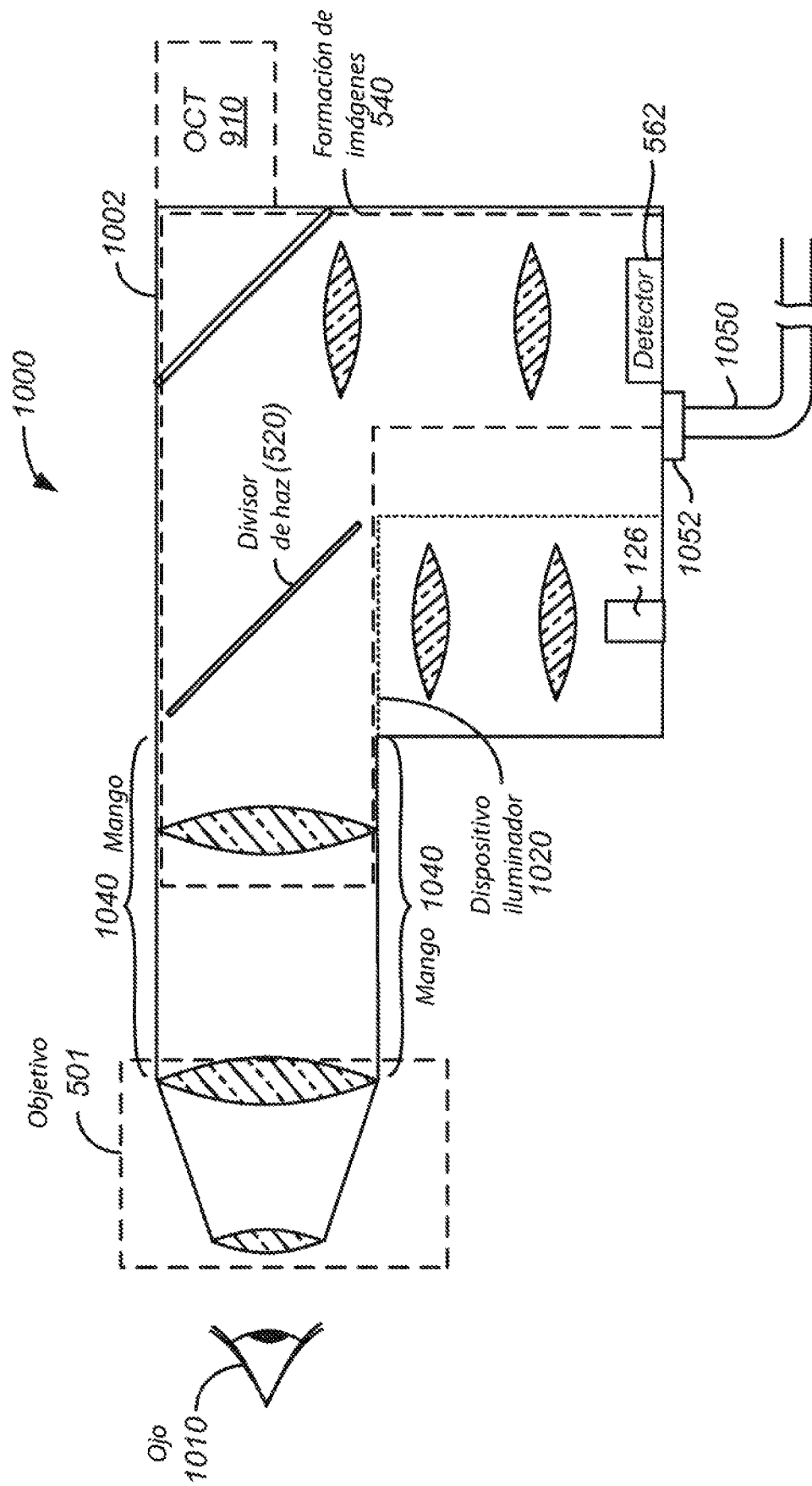
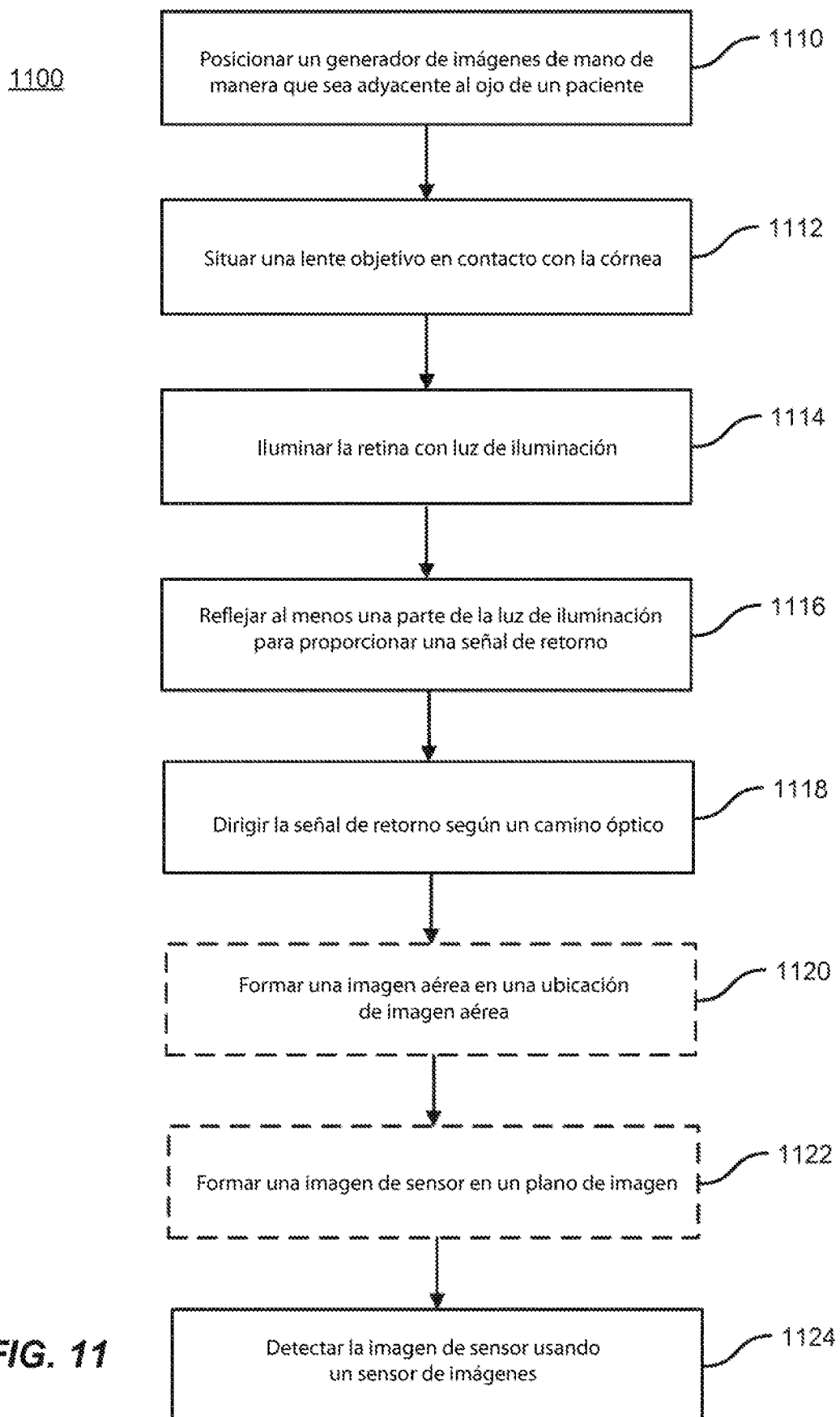
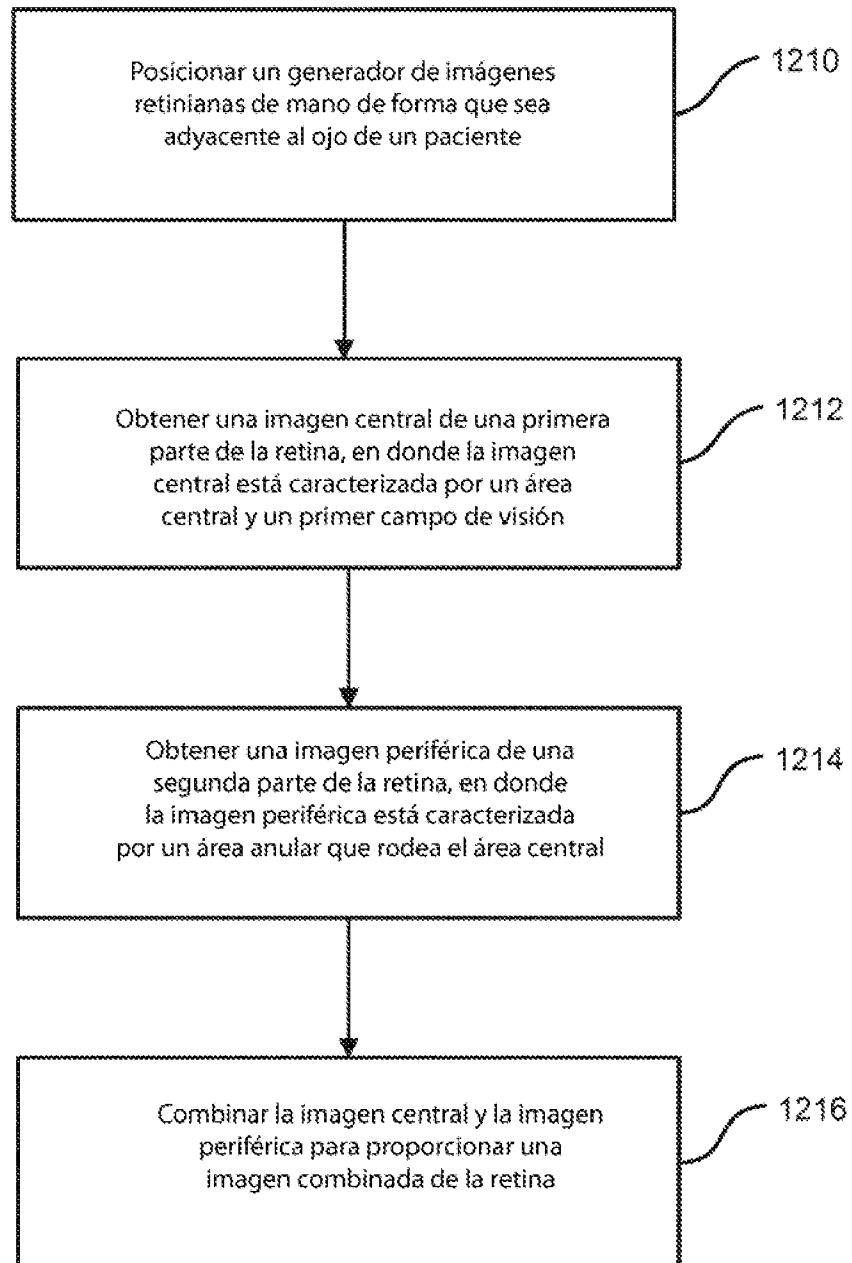
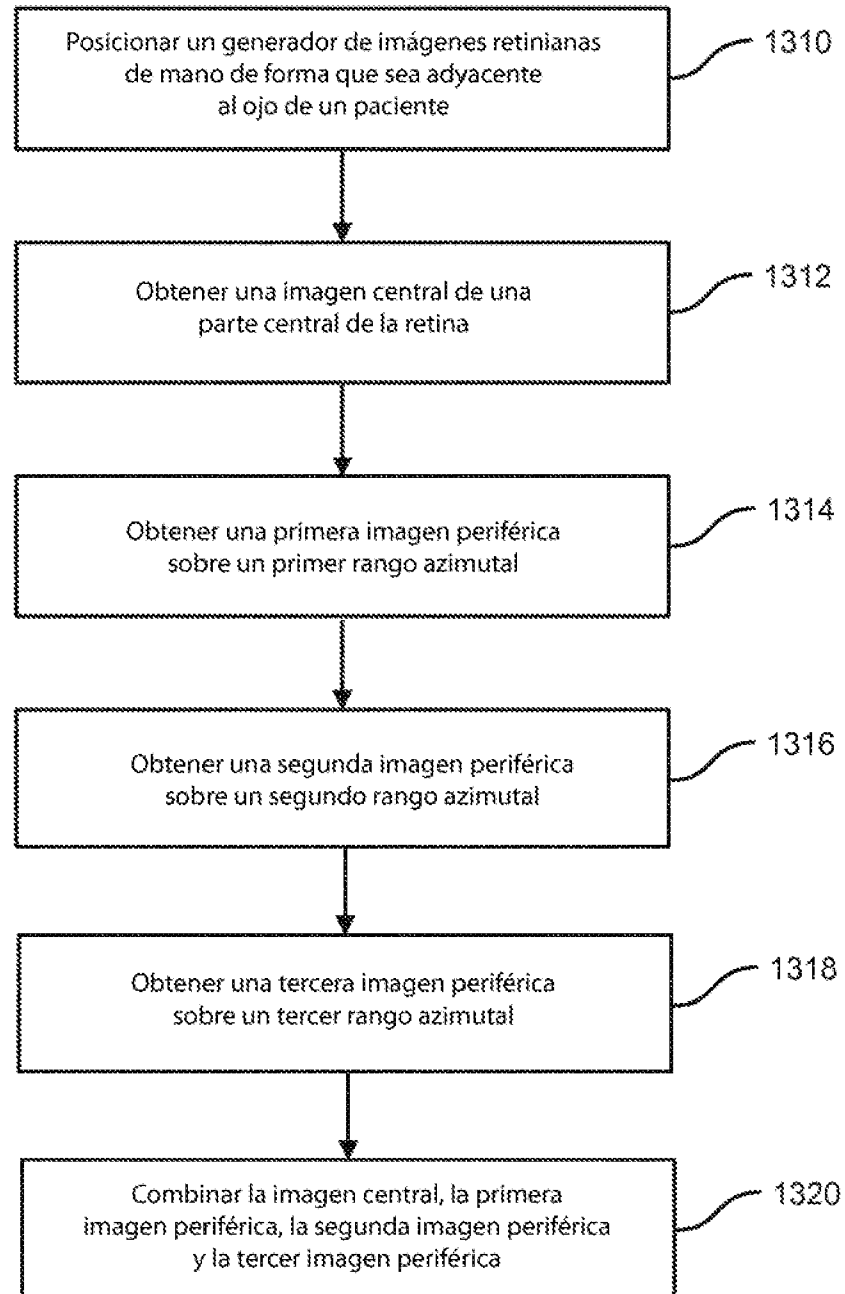


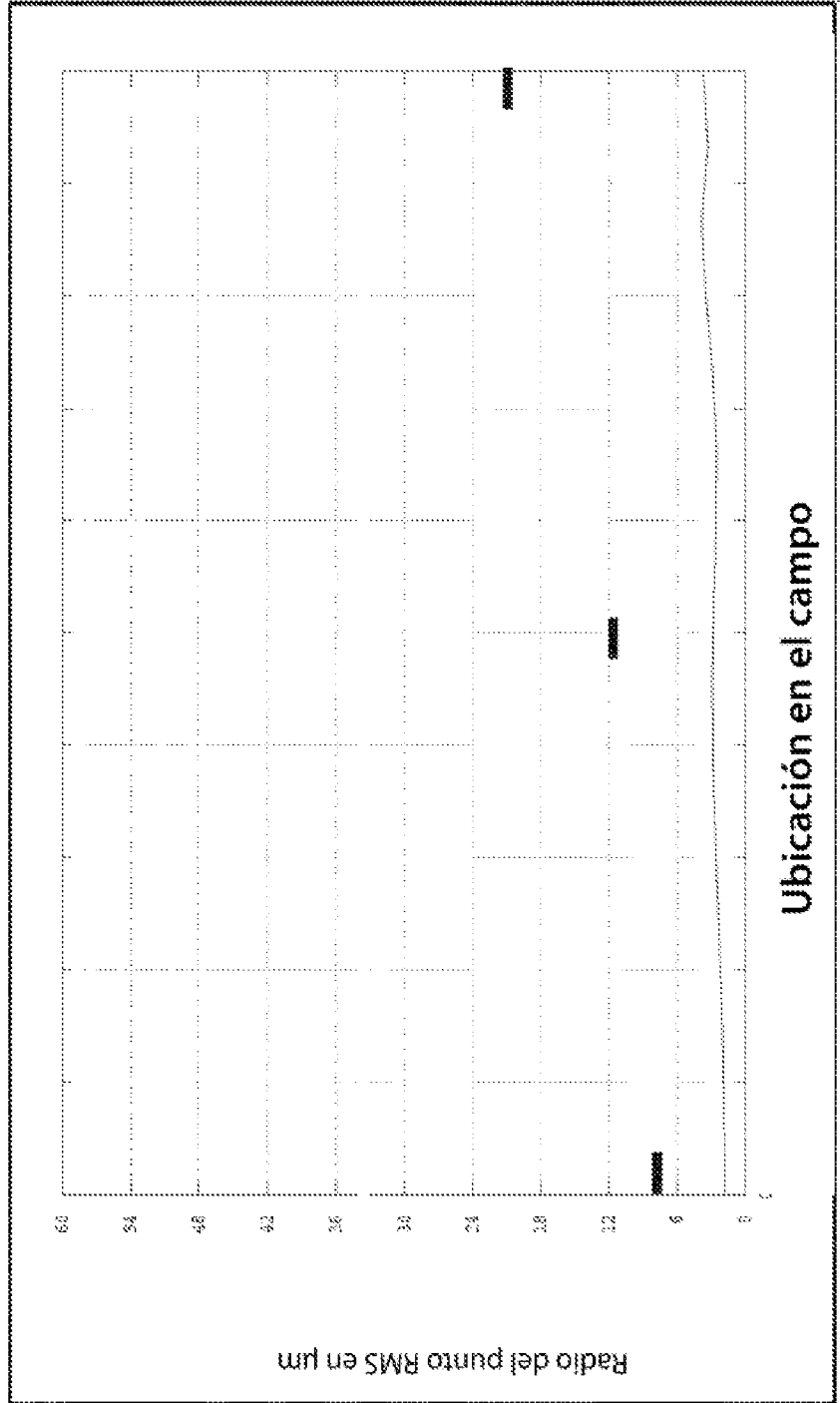
FIG. 10

**FIG. 11**

1200**FIG. 12**

1300**FIG. 13**

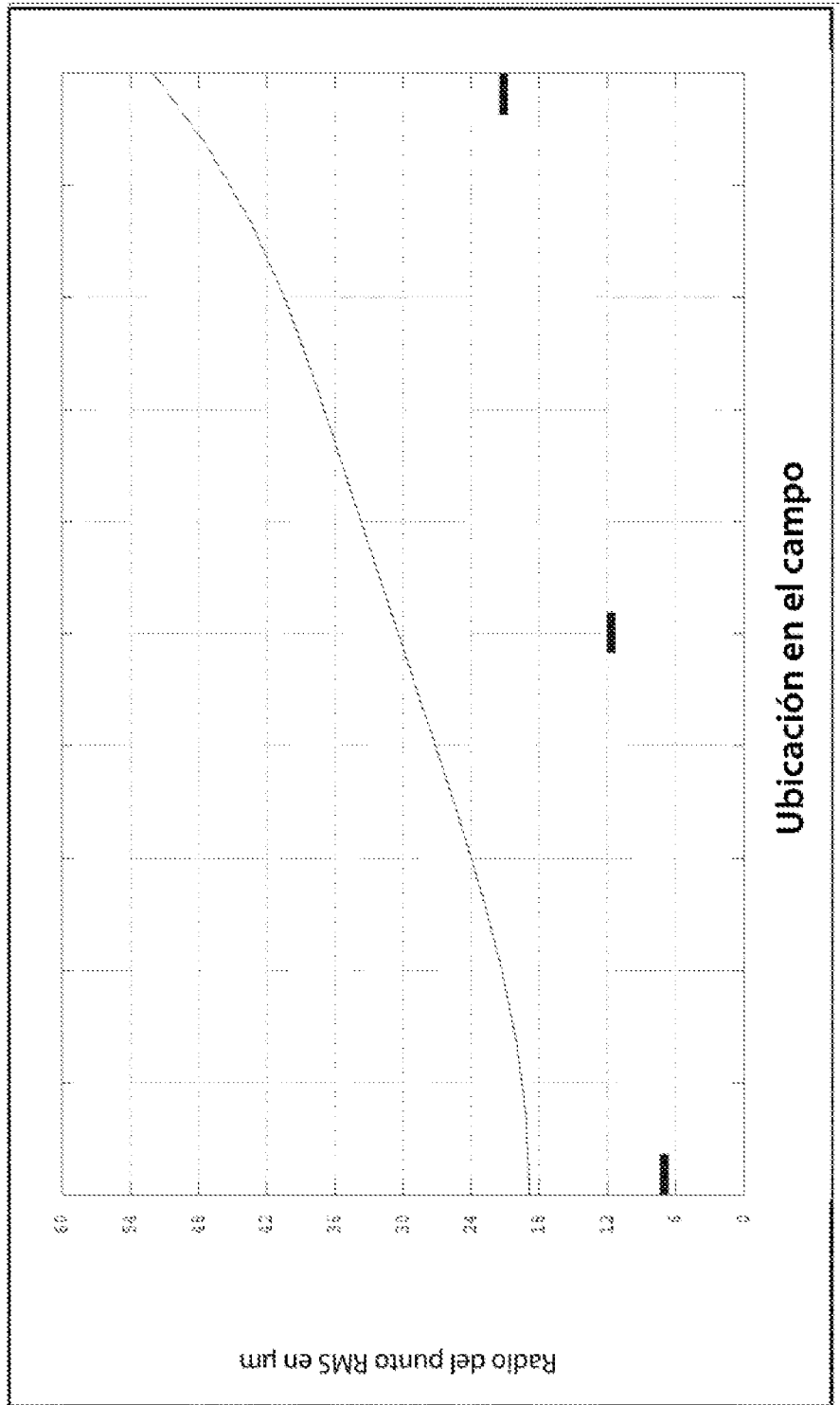
(Las barras negras cortas son requisitos de resolución de la ISO 10940)



Radio del punto RMS con respecto a ubicación en el campo
(Imagen corregida en el detector de imágenes)

Figura 14A

(Las barras negras cortas son requisitos de resolución de la ISO 10940)



Radio del punto RMS con respecto a ubicación en el campo
(Imagen aérea)

Figura 14B