

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 426 576**

51 Int. Cl.:

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 3/15 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.10.2002 E 02798417 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.06.2013 EP 1441640**

54 Título: **Dispositivo de imaginología para captar una imagen de un plano focal de una diana en el ojo a través de la pupila del ojo**

30 Prioridad:

16.10.2001 US 329731 P

22.01.2002 US 350836 P

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

24.10.2013

73 Titular/es:

**INDIANA UNIVERSITY RESEARCH AND
TECHNOLOGY CORPORATION (100.0%)
351 WEST 10TH STREET
INDIANAPOLIS IN 46202, US**

72 Inventor/es:

ELSNER, ANN E.

74 Agente/Representante:

FÚSTER OLAGUIBEL, Gustavo Nicolás

ES 2 426 576 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

Dispositivo de imaginología para captar una imagen de un plano focal de una diana en el ojo a través de la pupila del ojo.

5

Antecedentes de la invención

La retina humana es propensa a sufrir daños por una diversidad de factores medioambientales, incluyendo el impacto de luz láser y otros traumatismos, así como enfermedades. Una vez dañadas, las células responsables de captar la energía de la luz y transformarla en una señal neuronal, los fotorreceptores, no se regeneran. De hecho, todavía no puede hacerse que ninguna de las células neuronales de la retina vuelva a crecer fácilmente en el humano adulto. Cuando el daño es lo suficientemente grave, existe una pérdida de visión permanente en un área. Los fotorreceptores sanos no migran por largas distancias hacia el área dañada para sustituir a los dañados.

10

Si la región afectada está en la mácula central, conocida como la fovea, entonces puede perderse la capacidad para ver con precisión de detalle, leer a alta velocidad o reconocer objetos a grandes distancias. Las áreas de visión periféricas no tienen suficiente densidad de muestreo para realizar estas tareas en el mismo grado. Por tanto, la detección y el tratamiento tempranos de los daños que afectan potencialmente a la vista son cruciales para mantener la visión central.

15

Uno de los problemas principales en la detección temprana ha sido la dificultad para obtener imágenes del daño en un área pequeña de la retina. La mácula presenta un objetivo pequeño, 6000 micrómetros. La parte que es necesaria para ver el daño que impide la observación con precisión de detalle y la lectura es incluso menor, de aproximadamente 600 micrómetros. Para examinar esta última parte de manera apropiada, sería deseable obtener una imagen de los 20 grados centrales de la mácula con una ampliación y contraste suficientes para determinar si un individuo tiene riesgo de perder la visión de forma permanente.

20

El oftalmoscopio o cámara de fondo se ha usado para ver y obtener imágenes de la retina. Originalmente, estos dispositivos inundaban la retina con luz blanca. Los dispositivos posteriores han usado longitudes de onda selectivas que se han considerado adecuadas para ver u obtener imágenes de estructuras particulares o un contraste particular entre estructuras.

25

La iluminación por inundación produce imágenes de la retina que a menudo están sujetas a un contraste malo debido a la dispersión de largo alcance no sólo desde tejidos fuera del plano, sino también desde los tejidos biológicos que producen una dispersión inherente, especialmente aquellos dentro y cerca de la retina. La barrido de una fuente de iluminación es un método muy conocido para aumentar el contraste de las imágenes reduciendo la dispersión no deseada. Webb *et al.* dan a conocer aparatos ópticos de doble barrido que barren tanto la luz incidente como la reflejada usando un elemento de barrido horizontal, tal como un reflector poligonal de múltiples facetas rotatorio, y un elemento de barrido vertical, tal como un galvanómetro reflectante. El instrumento puede proporcionar una salida bidimensional representativa de características de reflexión del fondo de ojo. Véanse las patentes estadounidenses n.ºs 4.768.873 y 4.764.005. Webb *et al.* dan a conocer un oftalmoscopio de barrido láser en el que se barre un haz lineal por un ojo. Véase la patente estadounidense n.º 4.768.874.

30

35

Las técnicas de reflectometría con un oftalmoscopio láser de barrido (SLO) las han descrito Elsner *et al.* Véase, por ejemplo, Elsner A.E., *et al.*, Reflectometry with a scanning laser ophthalmoscope, *Applied Optics*, vol. 31, n.º 19 (julio de 1992), págs. 3697-3710. El SLO es ventajoso para la reflectometría, es decir la obtención de imágenes cuantitativa, porque se barre una iluminación puntual en un patrón de trama por el fondo, mejorando el contraste de imagen significativamente sobre la iluminación por inundación. Adicionalmente puede rechazarse la luz dispersada no deseada usando aberturas confocales. La abertura puede ser un círculo de diámetro variable o anular, dependiendo del modo deseado. La luz deseada se transmite a un detector.

40

45

El uso extenso de luz de infrarrojo cercano como fuente de iluminación, en lugar de otras longitudes de onda o imágenes a color, se comenta adicionalmente en Elsner, A.E., *et al.*, Infrared Imaging of Sub-retinal Structures in the Human Ocular Fundus, *Vision Res.*, vol. 36, n.º 1 (1996), págs. 191-205; Elsner, A.E., *et al.*, Multiply scattered light tomography: Vertical cavity surface emitting laser array used for imaging subretinal structures, *Lasers and Light in Ophthalmology*, 1998; Hartnett, M.E. y Elsner, A.E., Characteristics of Exudative Age-related Macular Degeneration Determined In Vivo with Confocal and Indirect Infrared Imaging, *Ophthalmology*, vol. 103, n.º 1 (enero de 1996), págs. 58-71; y Hartnett, M.E., *et al.*, Deep Retinal Vascular Anomalous Complexes in Advanced Age-related Macular Degeneration, *Ophthalmology*, vol. 103, n.º 12 (diciembre de 1996), págs. 2042-2053. Se ha usado la obtención de imágenes con infrarrojos con un oftalmoscopio láser de barrido (SLO) para realizar técnicas de reflectometría para ver el ojo rápidamente y de manera no invasiva. Una vez que se implementa con dispositivos láser de barrido, la obtención de imágenes con infrarrojos e infrarrojos cercanos de estructuras subretinales en el fondo ocular ha podido revelar depósitos subretinales, la papila óptica, los vasos de la retina, los vasos coroidales, la acumulación de fluido, hiperpigmentación, atrofia, y roturas en la membrana de Bruch. La luz infrarroja se absorbe menos que la luz visible y puede dispersarse por distancias más largas. Con la iluminación por inundación, no se han observado estas características con la misma claridad o en menor número. La absorción relativamente menor tiene la ventaja de que

50

55

60

65

puede usarse un mínimo de luz como fuente de iluminación. Sin embargo, la luz reflejada y dispersada debe separarse de alguna manera, y la luz usada para acentuar las características de interés debe ponerse a disposición del usuario.

5 Los métodos para detectar y ubicar tales características se describen en la técnica anterior del inventor y sus
 10 compañeros: Elsner, A.E., *et al.*, Infrared Imaging of Subretinal Structures in the Human Ocular Fundus, *Vision Res.*,
 vol. 36, n.º 1 (1996), págs. 191-205; Elsner, A.E., *et al.*, Multiply scattered light tomography: Vertical cavity surface
 emitting laser array used for imaging subretinal structures, *Lasers and Light in Ophthalmology*, (1998); Elsner, A.E.,
 15 *et al.*, Foveal Cone Photopigment Distribution: Small Alterations Associated with Macular Pigment Distribution,
Investigative Ophthalmology & Visual Science, vol. 39, n.º 12 (noviembre de 1998), págs. 2394-2404; Hartnett, M.E.
 y Elsner, A.E., Characteristics of Exudative Age-related Macular Degeneration Determined In Vivo with Confocal and
 Indirect Infrared Imaging, *Ophthalmology*, vol. 103, n.º 1 (enero de 1996), pp. 58-71; y Hartnett, M.E., *et al.*, Deep
 20 Retinal Vascular Anomalous Complexes in Advanced Age-related Macular Degeneration, *Ophthalmology*, vol. 103,
 n.º 12 (diciembre de 1996), págs. 2042-2053, como ejemplos. Específicamente, cuando una imagen adquirida de la
 retina es sólo de la mácula, centrada en la fóvea, las únicas características presentes con la iluminación de infrarrojo
 cercano son los vasos sanguíneos coroidales y de la retina normal, y reflexiones potencialmente superficiales tales
 como desde la fóvea. En una imagen monocromática, cualquier diferencia con respecto a estas características en la
 intensidad de imagen, más allá del ruido inherente en cualquier señal electrónica, se interpreta como patología. Si la
 papila óptica también está en la imagen, o bien debido a un campo de visión suficientemente grande o bien al
 25 posicionamiento del ojo con respecto al instrumento para incorporar esta característica, entonces los cambios de
 intensidad en la retina también definen la posición y condición de tal estructura. Hartnett y Elsner, 1996, y Miura *et al.*,
 2002, han demostrado que tales imágenes monocromas que usan iluminación infrarroja son superiores para la
 detección de determinadas características con respecto a los métodos que usan fotografía a color. Hartnett, M.E. y
 Elsner, A.E., Characteristics of Exudative Age-related Macular Degeneration Determined In Vivo with Confocal and
 Indirect Infrared Imaging, *Ophthalmology*, vol. 103, n.º 1 (enero de 1996), págs. 58-71; Miura, M., *et al.*, Grading of
 Infrared Confocal Scanning Laser Tomography and Video Displays of Digitized Color Slides in Exudative Age-
 Related Macular Degeneration, *Retina*, vol. 22, n.º 3 (2002), págs. 300-308. Se pone a disposición a un precio nada
 módico, un instrumento fácil de usar que opera usando este método.

30 Los instrumentos de obtención de imágenes de la retina de la técnica anterior actuales usan un fotodiodo, un tubo
 fotomultiplicador u otro detector de puntos, es decir, una detección de puntos única. En los dispositivos de obtención
 de imágenes de la retina publicados anteriormente se han colocada detectores de puntos únicos ópticamente en el
 plano de la retina en los instrumentos anteriores, (Webb, como se ha indicado anteriormente) o el plano de la pupila
 (van Norren). Norren, D. y J. van der Kraats, A continuously recording retinal densitometer, *Vision Research* 21
 35 (1981), págs. 8971-905. Koester *et al.* han descrito un microscopio confocal que usa un sistema de barrido de ranura
 para estudiar la capa de células endoteliales de la córnea del ojo, así como el oído. Koester, C.J., *et al.*, Optical
 sectioning with the scanning slip confocal microscope: applications in ophthalmology and ear research, *SPIE: New
 Methods in Microscopy and Low Light Imaging*, vol. 1161 (1989), págs. 378-388. Koester, C.J., Scanning mirror
 40 microscope with optical sectioning characteristics: applications in ophthalmology, *APPLIED OPTICS*, vol. 19, n.º 11
 (1 de junio de 1980), págs. 1749-1757.

Un oftalmoscopio láser de barrido es una pieza de equipo grande y cara prevista para su uso por oftalmólogos u
 otros especialistas de los ojos en sus consultas o laboratorios. Un equipo de esta naturaleza no es adecuado para
 45 su uso por personal no especializado o de urgencias en el campo. Hasta la fecha, han sido necesarias fuentes de
 alimentación de corriente alterna y conjuntos de circuitos de sincronización complejos para producir y adquirir
 imágenes y normalmente son necesarios sistemas informáticos de control o auxiliares. Esto supone un problema
 respecto al peso, tamaño y la potencia. Las configuraciones europeas y estadounidenses tuvieron que diseñarse con
 110 a diferencia de 220 V de potencia y 60 a diferencia de 50 Hz. Además, los estándares de vídeo difieren de un
 país a otro, de modo que la obtención de imágenes a velocidad de vídeo se ha hecho más difícil y complicada al
 50 requerir dos conjuntos de circuitos. El personal en el campo se basa en o bien un instrumento de oftalmoscopio o
 bien de cámara de fondo para obtener una vista de la retina humana. Ambos oftalmoscopios directo e indirecto
 requieren una experiencia considerable para obtener una vista de la mácula de cada ojo, que a menudo no posee el
 personal médico no entrenado en una subespecialidad de los ojos. Estas imágenes no se ven por nadie alejado del
 paciente, y por tanto una descripción del personal con poca experiencia son a menudo los únicos datos disponibles
 55 para su transferencia a un experto ubicado en cualquier otro lugar. Los oftalmoscopios directos e indirectos no
 producen imágenes que puedan almacenarse y examinarse en otro momento u otra ubicación. Los dispositivos de
 cámara de fondo proporcionan un almacenamiento digital o en forma de película del área examinada; sin embargo,
 los dispositivos de cámara de fondo que usan iluminación por inundación de una área amplia de la retina a menudo
 no pueden producir imágenes de alto contraste. El personal poco entrenado a menudo no produce resultados de alta
 60 calidad. La calidad de la imagen de la retina tanto de las cámaras de fondo como de los oftalmoscopios depende del
 diámetro de la pupila, con siendo necesaria una pupila de gran diámetro para imágenes aceptables en el
 oftalmoscopio indirecto y muchas cámaras de fondo. Las cámaras de fondo no midriáticas, que requieren poca
 dilatación o ninguna, dependen de disposiciones de detector relativamente caras, de alta sensibilidad e iluminación
 de destello para obtener una imagen. Estos dispositivos usan iluminación por inundación y no dependen de la
 65 eficiencia de luz de un diseño de barrido, y por tanto normalmente operan usando luces brillantes molestas que
 producen una constricción de la pupila en los ojos que no han recibido medicación para la dilatación.

Estos instrumentos desarrollados comercialmente hasta la fecha para la obtención de imágenes digital de la retina requieren sistemas informáticos para su operación, incluyendo software propietario. La persona sin experiencia requiere un entrenamiento considerable para poder operar tal dispositivo. A menudo se requiere un alto grado de experiencia en informática para adquirir y transmitir los datos de imagen desde estos dispositivos. Los datos a menudo se almacenan en formatos de archivos propietarios y requieren métodos de almacenamiento, procesamiento o transmisión de imágenes que requieren un software adicional, que puede no ser compatible con datos de otros pacientes. Es necesario un entrenamiento adicional para interpretar estas imágenes, o los datos de las mismas, lo que requiere a menudo tiempo de consulta y desplazamiento por parte del individuo al sitio del instrumento para el entrenamiento.

Los dispositivos de obtención de imágenes actuales no son fácilmente adecuados para su uso asistentes personales digitales, transmisión inalámbrica o los dispositivos de almacenamiento consabidos usados con las cámaras digitales de consumidor. Tales imágenes, cuando se usan formatos de archivo o software propietarios, no se transfieren y usan fácilmente con portátiles u otros ordenadores en un entorno compartido.

El documento EP 0.314.471 A da a conocer un aparato de medición de forma tridimensional, que usa un haz láser para iluminar un objeto. La luz reflejada desde el objeto se procesa para obtener información sobre la forma del objeto en tres dimensiones. A medida que el haz se mueve sobre las características del contorno del objeto, se produce un desplazamiento correspondiente del punto focal de la luz reflejada de vuelta desde el objeto, que se calcula para su conversión en información de forma según la profundidad.

El documento US 4.213.678 da a conocer un oftalmoscopio de barrido para barrer de manera repetida una parte seleccionada de un fondo de ojo. El oftalmoscopio de barrido comprende una fuente láser, que produce una salida de haz estrecho dirigida y medios para barrer el fondo con al menos una secuencia de barrido seleccionada.

El documento US 4.991.953 da a conocer un instrumento para obtener una imagen del vítreo de un ojo en el que unas ventanas primera y segunda en el plano del iris albergan una iluminación de ranura o haz de observación, y los dos haces se barren de manera sincrónica. Ambos haces pasan a través de un sistema óptico de objetivo común, que incluye una lente oftálmica no esférica, y el haz de observación se somete a barrido de retorno mediante un espejo y se filtra espacialmente mediante una ranura de observación conjugada con la ranura que forma el haz de iluminación. El ajuste del ancho o posición lateral de una ranura varía la posición o extensión axial de la región focal, para producir una imagen libre de reflexión de la retina. Puede aumentarse el ancho de ranura para obtener una imagen simultánea con una buena resolución y contraste de todos los planos dentro de un amplio rango de profundidades. En una disposición binocular, los trayectos de observación e iluminación se intercambian de manera alterna para producir un par de imágenes estereoscópicas formadas a lo largo de trayectos ópticos idénticos, pero inversos, con un conjunto único de óptica. En una disposición diferente, un elemento de barrido común ilumina el vítreo, que se ve a lo largo de trayectos de obtención de imágenes de observación izquierdo y derecho simétricos. Se muestran diferentes medios de barrido sincrónico y de formación de una imagen binocular. Una imagen lineal variable en el tiempo con barrido de retorno puede convertirse en una señal de imagen eléctrica, o puede volverse a barrerse ópticamente para exponer una placa fotográfica o formar una imagen directamente visible.

El documento US 5.847.805 da a conocer un dispositivo de obtención de imágenes de barrido para formar una imagen estereoscópica del ojo. Un dispositivo de obtención de imágenes de barrido que puede generar una imagen estereoscópica de un objeto que va a examinarse proyecta dos haces de luz y barre el objeto con los haces de luz, y los haces de luz reflejados se obtienen a través del mismo trayecto de luz y se reciben respectivamente por dos detectores de luz para generar un conjunto de imágenes con un paralaje. Las imágenes se visualizan de manera alterna en un monitor de televisión y se ven con gafas con pantallas de polarización, con lo que el examinador puede obtener una vista estereoscópica del objeto.

El documento US 4.241.257 da a conocer un sistema óptico de barrido para generar de manera incremental una imagen compuesta de un objeto barrido por franjas. Un haz de luz se barre mediante un primer espejo rotatorio por el objeto para barrerlo e iluminarlo. A continuación se proyecta la luz de obtención de imágenes desde el objeto a una estación de imagen intermedia que se barre mediante un segundo espejo rotatorio. Una abertura estacionaria en la estación de imagen intermedia transmite o refleja en cualquier instante, sólo una imagen incremental deseada del objeto barrido. Esta imagen incremental deseada se relaciona a su vez con un plano de imagen final mediante reflexión desde un tercer espejo rotatorio para disponer de manera sincrónica sobre el plano de imagen un compuesto de los incrementos instantáneos.

Sumario de la invención

Según la presente invención, se proporciona un dispositivo de obtención de imágenes para obtener una imagen de un plano focal de un objetivo dentro del ojo a través de la pupila del ojo tal como se indica en la reivindicación 1.

La presente invención también proporciona un método para usar el dispositivo tal como se indica en la reivindicación 35.

En las reivindicaciones dependientes se indican características opcionales.

Descripción de los dibujos

5 La invención se entenderá más completamente con referencia a la siguiente descripción detallada considerada en relación con los dibujos adjuntos, en los que:

10 la figura 1 es un diagrama esquemático de un ojo que muestra tejidos seleccionados y el plano de la retina como plano focal objetivo tal como se distingue de los planos ópticos altamente reflectantes y más anteriores;

la figura 2 es un diagrama esquemático de un sistema de obtención de imágenes óptico generalmente según la presente invención;

15 la figura 3 es un diagrama esquemático que ilustra una realización del sistema de obtención de imágenes óptico de la presente invención que incorpora un elemento de barrido;

20 la figura 4 es un diagrama esquemático que ilustra una realización del sistema de obtención de imágenes óptico de la presente invención que incorpora un elemento de barrido y tres ejemplos de barrido utilizando tres partes del elemento;

25 la figura 5 es un diagrama esquemático que ilustra una realización de una ranura en la trayectoria de iluminación para controlar la extensión o intensidad de la luz de iluminación, y que también ilustra que una abertura confocal en la trayectoria de detección limita el muestreo antes que el detector para iluminar principalmente en el plano de enfoque de un objetivo en un plano óptico conjugado;

30 la figura 6 es un diagrama esquemático que ilustra una realización del sistema de obtención de imágenes óptico que incorpora un elemento de barrido, más un elemento de enfoque adicional con respecto al de la figura 3 para permitir obtener imágenes de un objetivo que no tiene una lente;

35 la figura 7 es un diagrama esquemático que ilustra una realización del sistema de obtención de imágenes óptico de la presente invención que incorpora un elemento de barrido y tres ejemplos de barrido utilizando tres partes del elemento, más un elemento de enfoque adicional con respecto al de la figura 4 para permitir obtener imágenes de un objetivo que no tiene una lente;

la figura 8 es un diagrama esquemático que ilustra una carcasa para el dispositivo que tiene un apoyo telescópico o plegable para la cabeza o barbilla y un ocular; y

40 la figura 9 es un diagrama esquemático que ilustra una carcasa para el dispositivo, que muestra un control de botón único, una pantalla LCD, un localizador de la visión para localizar el ojo, y un puerto para localizar los conectores o medios de transferencia de datos.

Descripción detallada de la invención

45 A continuación se describe un dispositivo denominado "sensor de ojos" para su uso general, que consigue una operación simple, comodidad para el paciente y requisitos de potencia baja. El dispositivo es pequeño, ligero y portátil y presenta una imagen de alto contraste. El dispositivo es adecuado para tecnología por ordenador para aplicaciones de telemedicina o remotas. El dispositivo puede operar con calor o frío extremo, cuando está mojado, sobre una superficie móvil, y sin cables. El dispositivo puede fabricarse de manera relativamente económica con un coste significativamente menor que en el caso de los oftalmoscopios láser de barrido convencionales.

50 El dispositivo incluye una fuente de iluminación, una disposición de barrido, una disposición de detección, una disposición de separación de haz y un controlador. La disposición de barrido está dispuesta en un trayecto de iluminación desde la fuente de iluminación hasta un objetivo y es operativa para barrer la luz que pasa a través de una ranura en el trayecto de iluminación por un plano focal deseado del objetivo a través de la pupila, por ejemplo el plano de la retina, a través de una entrada más estrecha que el plano focal deseado, por ejemplo, la pupila. La disposición de detección está dispuesta para recibir luz enviada desde el objetivo y es operativa para producir una imagen. La disposición de separación de haz está dispuesta en un trayecto de retorno desde el objetivo separado del trayecto de iluminación y es operativa para recibir luz enviada desde el objetivo y para dirigir la luz enviada en un trayecto de detección a la disposición de detección. La disposición de separación de haz está configurada para espaciar el trayecto de iluminación y el trayecto de retorno lo suficientemente lejos para reducir las reflexiones desde las fuentes fuera del plano focal deseado y lo suficientemente cerca para obtener una imagen de una resolución deseada suficiente. El controlador está en comunicación con la fuente de iluminación, la disposición de barrido y la disposición de detección.

65 El dispositivo difiere de los instrumentos actualmente en el mercado porque produce un barrido de una o más

fuentes de luz, una de las cuales es preferiblemente de infrarrojo cercano, a una fracción del coste de los dispositivos de alta gama. El dispositivo puede tener una memoria digital integrada u otro dispositivo de almacenamiento, tal como se usa en una cámara digital. El instrumento es autónomo; en la realización preferida, no se requiere un ordenador personal para operar el dispositivo. Los datos pueden transmitirse a un ordenador, dispositivo de memoria, u otro dispositivo incluyendo a través de difusión inalámbrica. Lo único que se requiere es un portátil y software de tipo consumidor para acceder a las imágenes en casos en los que se usa un ordenador.

El dispositivo tiene un peso o masa mínimo y es portátil, de modo que es adecuado para su uso fuera de las consultas y laboratorios oftalmológicos especializados. Las partes móviles se eliminan o minimizan, particularmente aquellas que requieren potencia para operar. El dispositivo puede operar solamente con baterías. El dispositivo puede monitorizarse para su acceso remoto, usando una operación con CC o una operación con CA, según lo permitan los suministros eléctricos. Puede hacerse que el dispositivo extraiga su potencia a través de un único cable, tal como a un ordenador. El ordenador puede ser un portátil, que concuerde con el uso como dispositivo portátil.

La presente invención se refiere a un instrumento o dispositivo ligero, portátil y pequeño de bajo coste particularmente adecuado para examinar las capas de la retina y subrutina del ojo 10 (véase la figura 1) para detectar anomalías. El dispositivo es sin contacto y no requiere gotas para dilatar la pupila del ojo.

Con referencia a la figura 1, el plano 12 de enfoque del dispositivo para la retina 14 es aquél con la mayor cantidad de retorno de luz. Cuando se obtiene una imagen de una retina humana, la luz de una fuente de iluminación se hace pasar a través de una ranura para producir una fuente lineal y se barre por un plano focal deseado en el ojo después de pasar a través de la pupila 16 de entrada del ojo, que es más estrecho que el plano focal de interés. La luz entra a través de una o más partes de la pupila (véase el trayecto 18 de iluminación a modo de ejemplo) y se envía y recoge a través de principalmente otras partes (véase el trayecto 20 de detección a modo de ejemplo), lo que minimiza la recogida de luz no deseada que se refleja desde otros planos 22, tales como el cristalino 24 y la córnea 26, que estarían en el mismo eje óptico si las trayectorias de iluminación y detección fueran coincidentes. El barrido de ranura de la iluminación sobre el objetivo, que se comenta más abajo, reduce la cantidad de área objetivo iluminada cada vez, reduciendo así la cantidad de dispersión no deseada desde estructuras tanto próximas como distantes, que no se iluminan simultáneamente con la luz iluminada por la ranura. Esto proporciona una imagen de mayor contraste. La luz desde el plano focal deseado se recoge y almacena de manera digital en formato electrónico o magnético y/o se transmite a un sitio remoto si se requiere. El tamaño de los componentes ópticos puede minimizarse y el dispositivo puede operar con potencia de batería de CC. Los controles principales son pocos y sencillos, principalmente un interruptor de potencia, un mecanismo de enfoque y un mecanismo para aumentar o disminuir el nivel de luz de la fuente de iluminación.

La figura 2 representa en general un sistema de obtención de imágenes óptico según la presente invención. Uno o más elementos 30 de barrido dirigen la luz a y, en algunas realizaciones, desde un objetivo 32 para disminuir la luz dispersada no deseada que resultaría con la iluminación por inundación. Este sistema incluye una óptica de fuente de iluminación conformación de haz, ilustrada conjuntamente con 34, para dirigir la luz incidente al elemento 30 de barrido, que a continuación dirige la luz a través de un elemento 36 de separación de haz, a continuación al objetivo 32. El objetivo previsto para el presente dispositivo está dentro del ojo, aunque el dispositivo puede usarse con otros objetivos. Una parte iluminada en el objetivo 32 envía la luz a través de un elemento 36 de separación de haz a componentes a lo largo de una trayectoria de detección, ilustrada esquemáticamente en 38, en la que se forma una imagen del objetivo, y la energía de la luz se cambia a energía eléctrica o magnética, con fines de captura de imágenes o almacenamiento de imágenes. A continuación se muestra esta imagen en una pantalla 40 y/o se almacena en un dispositivo 42 de almacenamiento en comunicación con los componentes en la trayectoria 38 de detección. La imagen puede transmitirse adicional o alternativamente o bien por medios de almacenamiento, cables o comunicación inalámbrica a una base 48 de datos o a una pantalla, ordenador, asistente personal digital, u otro dispositivo 44 digital o analógico para los fines de examinar el objetivo 32.

Unos ajustes mecánicos o un sistema electrónico de control, ilustrado esquemáticamente en 46, permiten al usuario final controlar la fuente 34 de iluminación, el elemento 30 de barrido, los componentes 38 de trayectoria de detección, la pantalla 40 y la base 48 de datos, así como dispositivos tales como monitores de alineación o enfoque, un conjunto de circuitos de sincronización, transmisión usando métodos por cable o inalámbricos, monitores de imágenes adicionales, dispositivos de captación o grabación de imágenes, y dispositivos de almacenamiento de imágenes interconectados con los mismos. Estas imágenes resultantes pueden alimentarse a la base de datos de datos 48 de imágenes, o usarse con referencia a la base de datos. La base de datos de imágenes 48 puede usarse a través de los componentes 44 para telemedicina, entrenamiento y educación a distancia con respecto al estado o salud del objetivo, puesto que el usuario de este instrumento puede estar alejado de una persona que toma las decisiones o puede no tener experiencia en la técnica de adquisición de imágenes o interpretación de imágenes de este tipo de imagen. La base de datos también puede contener datos normativos, de clasificación o cuantitativos y procedimientos para la toma de decisiones con respecto al resultado de los datos.

El elemento 36 de separación puede ser cualquier tipo de elemento de separación, tal como un divisor de haz con la parte reflectante cortando el haz de luz y dirigiéndolo hacia el objetivo 32, mientras que la parte más transmisiva

pasa la luz hacia la trayectoria 38 de detección, mostrada esquemáticamente en la figura 2. El separador de haz también puede funcionar de modo que la parte transmisiva corte el haz de luz dirigido hacia el objetivo, pero refleje la luz que vuelve desde el objetivo. Un separador de haz que permite sólo una cantidad mínima de solapamiento espacial entre la luz dirigida hacia el objetivo 32 y la luz enviada desde el objetivo, y de manera similar la pupila de entrada al objetivo, proporciona la ventaja de minimizar la recogida de luz desde las superficies reflectantes que no están en el plano del objetivo. Cuando el ojo humano es el objetivo 32, la luz entra en una o más partes de la pupila del ojo, y se envía y recoge desde principalmente otras partes de la pupila, como se comentó anteriormente en relación con la figura 1. El separador 36 de haz puede tener una o más partes reflectantes o transmisivas. Estas partes reflectantes y transmisivas pueden realizarse a partir de reflectores de una naturaleza relativamente permanente, o pueden realizarse a partir de elementos que separan los haces por medio de propiedades de polarización de la luz dirigida hacia y desde el objetivo. Con un divisor de haz de espejo, la luz que entra en el ojo puede tener una mayor pérdida de transmisión a través del divisor de haz, para conservar más de la luz que vuelve desde el ojo. El separador de haz puede controlarse por dispositivos electroópticos conocidos tales como LCD, modulador de luz espacial, o elementos polarizantes. Con un divisor de haz polarizante, pueden usarse elementos de polarización adicionales para reducir las reflexiones no deseadas desde el segmento anterior. El separador de haz puede usar elementos posicionados mecánicamente, controlando así la posición o cantidad de la luz hacia o desde el objetivo. El separador de haz puede contener elementos reflectantes o transmisivos que sólo son parcialmente reflectantes, tales como un divisor de haz 90/10. Cuando el objetivo es el ojo humano, la realización preferida incluye un elemento de separación que puede usar una fuente 34 de iluminación pequeña y potente, con un retorno relativamente menor desde el ojo.

La figura 3 ilustra una realización, que describe un grupo de configuraciones, en las que hay un único elemento 50 de barrido que dirige la luz a un objetivo 52 pero no la luz enviada desde el objetivo 52. La luz de una fuente 54 de iluminación sufre una conformación de haz y se lleva a un foco en un plano conjugado con el objetivo 52 en una ranura 56. La ranura se ilustra en más detalle en la figura 5. (En las figuras 3 y 4, la ranura tiene un eje largo ortogonal al plano de la figura.) En la figura 3, la luz que pasa a través de la ranura 56 se dirige mediante un elemento 58 de enfoque sobre el elemento 50 de barrido, que rota u oscila para reflejar la luz de manera secuencial por el objetivo en una dirección perpendicular al eje largo de la ranura 56. A continuación, desde el elemento 50 de barrido la luz se dirige por uno o más elementos 60 de enfoque, a través de un ángulo estrecho de la entrada, por ejemplo, la pupila 62, a un foco en el objetivo 52, por ejemplo, el plano de la retina. (En la figura 3, los planos de entrada y focal se ilustran sólo esquemáticamente; véase la figura 1 para más detalle.) La luz en la ranura 56 está en un plano óptico conjugado con el objetivo 52. La luz en el elemento 50 de barrido está en un plano óptico conjugado con el plano del ángulo estrecho de la entrada 62. Un elemento 64 de enfoque está montado preferiblemente para su movimiento en una dirección axial para permitir el enfoque de la luz sobre el objetivo 52.

Como se indicó anteriormente, el barrido de la luz por el objetivo a través de una ranura (y el barrido de nuevo en la trayectoria de detección, descrito más adelante) ayuda a disminuir la luz dispersada no deseada en la imagen resultante. El barrido puede conseguirse de varias maneras. Por ejemplo, un componente de espejo puede estar montado en un elemento rotatorio u oscilante, un dispositivo magnético, un resorte, una varilla de torsión u otro dispositivo controlado mecánicamente tal como un solenoide, o un dispositivo controlado por la gravedad. El elemento de barrido puede activarse de manera adecuada, tal como mediante una presión de palanca o botón, un interruptor deslizante, un interruptor basculante, o una rotación de botón por el operario. El elemento de barrido se acciona preferiblemente mediante un motor de CC operado con baterías, que es una configuración económica y permite que el dispositivo sea portátil.

La luz que vuelve desde el objetivo 52 se separa de la luz que incide en el objetivo en el elemento 66 de separación de haz. En la realización mostrada en la figura 3, el elemento de separación se ilustra como un espejo que no corta la luz dirigida hacia el objetivo 52 en la trayectoria de iluminación. El espejo se ubica en la trayectoria de retorno para cortar y de este modo reflejar la luz enviada desde el objetivo 52 en la trayectoria de detección a una disposición de detector 68. El elemento 66 de separación también puede ser un divisor de haz con la parte reflectante cortando el haz de luz dirigido al objetivo 52, con la parte transmisiva dirigiendo la luz enviada desde el objetivo, o cualquier otra combinación de elementos tal como se describe en relación con la figura 2 anterior para separar la luz de la trayectoria de iluminación de la enviada desde el objetivo 52 y dirigir la luz enviada hacia la trayectoria de detección. Separando espacialmente la luz dirigida hacia el objetivo 52 de la luz que vuelve desde el objetivo, pueden eliminarse reflexiones no deseadas, directas desde planos focales que no están en el plano del objetivo minimizando el solapamiento espacial en el separador 66 de haz. Con respecto al objetivo, la iluminación se dirige al objetivo desde una posición ligeramente diferente que en el caso de la trayectoria de detección desde la luz enviada, de manera que hay un solapamiento espacial mínimo entre las trayectorias de detección e iluminación, minimizando así cualquier reflexión no deseada de elementos ópticos, incluyendo los hallados a menudo en asociación con el objetivo tal como la córnea y el cristalino del ojo humano cuando la retina es el objetivo (véase la figura 1).

El elemento 66 de separación puede ser una superficie parcial o completamente reflectante que no corta la luz dirigida hacia el objetivo 52. La superficie reflectante puede ser un espejo o un divisor de haz con la parte reflectante que no corta el haz de luz dirigido al objetivo, tal como se muestra. El elemento de separación también puede ser cualquier número de otros elementos de separación, tales como un divisor de haz con una parte reflectante que corta el haz de luz dirigida hacia el objetivo y una parte transmisiva que incluye un espejo que refleja menos que el

100% de la luz hacia el objetivo o una parte transmisiva que corta el haz de luz dirigido hacia el objetivo y la parte reflectante que permite que la luz pase desde el objetivo.

5 Puede obtenerse una disminución adicional de luz desde planos no deseados dirigiendo la luz en la trayectoria de detección desde el objetivo 52 a través del/de los elemento(s) de enfoque(s) 70 y haciéndola pasar a través de abertura 72, que está en un plano óptico conjugado con el objetivo 52. A continuación la luz pasa a través de los elementos 74 y 76 de enfoque, y forma una imagen en una disposición 68 de detector bidimensional. La disposición de detector puede ser un CCD, CMOS, cámara de vídeo, u otra disposición que cambie la energía de la luz en energía electrónica o magnética para la adquisición y/o visualización de imágenes.

10 La figura 4 representa una realización adicional de un sistema de obtención de imágenes óptico según la presente invención. Este sistema incluye los elementos básicos comentados en relación con las figuras 1 y 2, en los que la luz de una fuente se dirige a través de un elemento de barrido a un objetivo y se devuelve a una trayectoria de detección, estando separada la luz de iluminación y retorno por un elemento de separación. En la realización de la figura 4, la luz desde la fuente de iluminación se barre tres veces antes de alcanzar una disposición 80 de detector. Un primer barrido es en la trayectoria de iluminación antes del objetivo 82. Los siguientes dos barridos son en la trayectoria de detección desde el elemento de separación al detector 80. En la realización de la figura 4, se ilustra un elemento 84 de barrido como un cubo rotatorio con cuatro superficies reflectantes. El primer barrido se realiza usando una cara del elemento 84 de barrido en una primera disposición, y los siguientes dos barridos se realizan usando caras del elemento de barrido en otras disposiciones, estando todas las disposiciones en planos conjugados ópticamente de manera aproximada con la pupila de entrada. En esta realización, el elemento 84 de barrido también funciona como elemento de separación para la trayectoria de detección.

15 La realización representada en la figura 4 incluye las fuentes 86, 88, y 90 de iluminación para dirigir la luz incidente al objetivo 82. La obtención de imágenes puede realizarse con un dispositivo que tiene una, dos, tres, o más fuentes de este tipo, siendo cada fuente diferente para proporcionar propiedades únicas y beneficiosas, tales como una longitud de onda diferente, potencia aumentada, o diferentes propiedades de polarización. Todas las fuentes de iluminación pueden controlarse mediante el sistema 46 electrónico de control (véase la figura 2), por ejemplo, para encender y apagar, operar en un modo en estado estacionario o un modo de destello, o para controlar la intensidad de la luz, según se comenta más abajo. La luz desde cada fuente de iluminación puede someterse a una conformación de haz antes de dirigirse hacia los elementos adicionales en el sistema de obtención de imágenes óptico.

20 La luz desde las fuentes de iluminación puede dirigirse con espejos 92, 94 y 96 giratorios y a continuación combinarse en un único haz con elementos 98 y 102 de combinación de haz. Estos elementos pueden ser elementos reflectantes y transmisivos; puede ser espejos dicróicos para aprovecharse de las diferencias de longitud de onda de las fuentes 86, 88, y 90 de iluminación; o pueden reflejar o transmitir según las propiedades de polarización de las fuentes 86, 88, y 90 de iluminación. A medida que se combina la luz, la realización preferida es combinar cada una de las fuentes de iluminación con la siguiente mediante un par de elementos de combinación de haz: un primer elemento, tal como un espejo, para dirigir y un segundo elemento para combinar dos haces y dirigir adicionalmente uno u otro haz. En la realización preferida ilustrada, la luz desde la fuente 90 de iluminación se combina con el haz principal desde las fuentes 86 y 88 mediante el espejo 96 giratorio y el elemento 102 de combinación de haz. La posición de los elementos de combinación puede configurarse para minimizar el espacio ocupado por el dispositivo, en lugar de configurarse para facilitar la alineación óptica.

25 La intensidad de la luz de las fuentes puede controlarse de cualquier manera adecuada si se desea, tal como para disminuir el nivel a partir del nivel aprobado por FDA para la técnica anterior existente para la visualización continua. Por ejemplo, en la figura 4, la luz de las fuentes 86 y 88 de iluminación se controla mediante un elemento 104 de control de intensidad, que puede ser un elemento óptico, tal como un filtro de densidad neutra. La intensidad de la luz también puede controlarse mecánicamente, en cuyo caso la ranura 56 en la figura 3 ó 106 en la figura 4 representa un diafragma de iris o ranura ajustable que puede controlarse mecánicamente. (Por ejemplo, cuando el elemento en la figura 5 representa la ranura en la trayectoria de iluminación, el ancho de la ranura puede aumentarse o disminuirse tal como se ilustra mediante las flechas.) Por tanto, el dispositivo de control de iluminación puede operarse mecánicamente o electrónicamente, tal como con un tornillo que se manipula con los dedos. La intensidad de la luz también puede aumentarse o disminuirse con un elemento polarizante en una posición representada por 104 en la figura 4. Existen muchos planos ópticos conjugados con 104 que proporcionarían la colimación adecuada del haz de luz que va a controlarse, pero posicionar el ajuste de intensidad de luz antes de los elementos ópticos adicionales reduce la cantidad de dispersión no deseada en el instrumento. Una cuarta manera de ajuste de la intensidad de la luz de iluminación usa un control electrónico, por ejemplo, a partir del sistema electrónico de control representado como 46 en la figura 2 en comunicación con las fuentes de luz o el elemento de control de intensidad para ajustar la potencia, tensión o corriente. Un control de ganancia de detector puede usarse también para aumentar o disminuir el contraste.

30 En una realización a modo de ejemplo que usa tres fuentes de iluminación tales como las mostradas en la figura 4, la fuente 86 de iluminación es un láser de HeNe a 543 nm, la fuente 88 es un láser de diodo a 830 nm, y la fuente 90 es un láser de emisión superficial de cavidad vertical (VCSEL) a 850 nm. Los láseres de diodo y VCSEL tales como

las fuentes 88 y 90 de iluminación pueden operarse fácilmente usando corriente continua y de este modo pueden operarse mediante una o más baterías. La operación con baterías permite que el dispositivo de obtención de imágenes óptico sea portátil y se use en ubicaciones remotas.

5 En esta realización, el VCSEL 90 es de un tamaño excepcionalmente pequeño para una fuente de iluminación en un instrumento de obtención de imágenes óptico, ya que los VCSEL se usan normalmente en comunicaciones e informática óptica, no en instrumentos de obtención de imágenes ópticos. Por tanto, el tamaño del dispositivo que usa esta fuente es más compacto, y el peso se reduce en comparación con dispositivos de obtención de imágenes convencionales. El rendimiento energético del VCSEL 90, que es excepcionalmente alto, además de la posibilidad de utilizar corriente continua tal como a partir de una batería, también ayuda a reducir el peso y el tamaño del presente dispositivo de obtención de imágenes. Este diámetro del elemento láser de un VCSEL puede ser tan pequeño como de 50 micrómetros, más el alojamiento asociado y los elementos de conformación de haz que son más grandes; el conjunto total excepto el suministro de potencia es aproximadamente del tamaño de un circuito integrado pequeño o transistor en un soporte de caja. En este contexto, el VCSEL es meramente un componente electrónico más en el circuito. El alto rendimiento energético permite que la salida esté en el intervalo de mW bajo cuando se usa una única batería, tal como una batería de 9 V más el conjunto de circuitos limitadores de corriente.

La fuente 88 de iluminación láser de diodo es de un tamaño intermedio y proporciona un tamaño y peso intermedio, y también soporta la posibilidad de la operación con baterías y uso remoto. Cualquier fuente de infrarrojo o infrarrojo cercano que tenga un tamaño, rendimiento energético, densidad de potencia, calidad de haz y peso apropiado puede usarse como fuente de iluminación para sustituir las fuentes descritas en relación con 86, 88 ó 90 en la figura 4.

25 Cuando el objetivo es el ojo humano u otra sustancia que envía luz infrarroja o de infrarrojo cercano, la realización en la figura 4 permite que el objetivo se vea con una cantidad segura y (cuando corresponda) cómoda de iluminación, usando las fuentes 88 ó 90 de iluminación. Una fuente de infrarrojo cercano es importante para penetrar las capas de sangre delgadas y el cristalino con cambios por cataratas. Las fuentes de infrarrojo cercano, cuando se usan para obtener imágenes de la retina, no conducen a la constricción de la pupila humana, proporcionando así suficiente iluminación para usar el dispositivo de obtención de imágenes de una manera no midriática, con o bien iluminación de destello o bien regular. Una fuente de iluminación con longitud de onda de infrarrojo cercano que tiene un haz de calidad aceptable produce una imagen de calidad aceptable cuando se usa en un sistema de barrido, tal como los representados en las figuras 2, 3 ó 4. El dispositivo de obtención de imágenes puede limitarse al uso con una fuente de infrarrojo cercano para su uso en un entorno de luz natural, luz artificial, u otra luz de longitud de onda visible posicionando un filtro que bloquea la luz de longitud de onda visible, usando cualquier posición adecuada, en la que la luz está aproximadamente en un plano conjugado ópticamente con el plano del objetivo 82, tal como entre el objetivo 82 y una lente 108 de enfoque en la figura 4.

La fuente 86 de iluminación, tal como se representa en la figura 4, puede ser de una longitud de onda más corta que las fuentes 88 ó 90. Los ejemplos incluyen pero no se limitan a láseres de HeNe, láseres de argón, láseres de estado sólido tales como un láser YAG de doble frecuencia, y otras fuentes de longitud de onda corta tales como lámparas y diodos emisores de luz de densidad de potencia y calidad de haz suficiente para permitir el barrido de una ranura de intensidad uniforme por el objetivo, tal como se conoce por los expertos en la técnica. En el ojo y otros tejidos biológicos, el uso de una longitud de onda más corta, específicamente en el intervalo de desde 514 a 594 nm, potencia el contraste de estructuras que contienen sangre, pero puede conducir a la constricción de la pupila humana. Para que la trayectoria de detención utilice una disposición de detector de coste moderado, es necesario usar una fuente suficientemente brillante para proporcionar una imagen a pesar de esta constricción. Por tanto, la fuente de luz de longitud de onda corta puede usarse en un modo de destello, tras la alineación del objetivo y el dispositivo de obtención de imágenes que usa una fuente de iluminación de infrarrojo cercano, tal como las fuentes 88 ó 90 en la figura 4. Un ejemplo en el ojo humano es la detección o gestión de la retinopatía diabética. De manera similar, para la obtención de imágenes de reflectancia o fluorescencia, puede usarse una fuente de luz de un intervalo de longitud de onda para la alineación antes de que se obtengan imágenes para impedir una exposición luminosa excesiva, cambios térmicos o el fotoblanqueo. En el ojo tres ejemplos son la angiografía con fluoresceína y la fluorofotometría en la retina y el vítreo, y la tinción con fluoresceína para la película lacrimal para el segmento anterior.

55 Tal como se observó anteriormente, la luz en la trayectoria de iluminación sufre una conformación de haz. Por ejemplo, en la figura 4, la luz de las fuentes de iluminación se lleva a un foco mediante el elemento 110 cilíndrico, de modo que la potencia de las fuentes se concentra en la forma de una ranura, que puede hacerse pasar a través de un filtro espacial, la ranura 106, produciendo así una fuente lineal. Una ranura puede estar formada por o bien el elemento 110 o bien el 106, pero usando ambos elementos 110 y 106 se mejora el rendimiento energético acoplando más luz a través de la ranura y dirigiéndola hacia el objetivo de lo que lo hace, por ejemplo, la realización representada en la figura 3. La luz en la ranura está en un plano óptico conjugado con el plano del objetivo 82. La ranura puede generarse por un filtro espacial transmisivo o reflectante, además de uno electrónico, tal como un modulador de luz espacial. Tras la formación de una ranura, la luz está dirige mediante un elemento 112 de enfoque sobre el elemento 84 de barrido de modo que el movimiento en la dirección ortogonal al eje largo de la ranura conduce a la formación de un patrón de trama sobre el objetivo 82. La luz puede utilizar el mismo elemento 84 de

barrido tres veces, estando el plano óptico de tres superficies de 84 aproximadamente conjugado. Por ejemplo, el elemento 84 de barrido puede ser un cubo con cuatro superficies reflectantes montado para su rotación sobre un eje central (que se extiende de manera ortogonal al plano de la figura).

5 A continuación, la luz dirigida mediante el elemento 84 de barrido se dirige mediante un elemento 108 de enfoque y un elemento 114 de enfoque hacia un foco en el objetivo 82. En la figura 4, el elemento 114 de enfoque puede moverse hacia y desde el objetivo 82 bajo o bien control mecánico o bien electrónico, de manera similar a un ajuste de enfoque en una cámara convencional. El plano óptico en la entrada 116 de pupila al objetivo 82 está conjugado ópticamente con los planos de todas las superficies de barrido, ilustrado mediante el elemento 84 de barrido. A
10 continuación, la luz enviada por el objetivo 82 se dirige de vuelta mediante los elementos 114 y 108 de enfoque al elemento 84 de barrido, en el que el haz incide en una parte del elemento de barrido que está separada espacialmente de la parte que dirige la iluminación hacia el objetivo 82. La luz que vuelve desde el objetivo 82 puede mantener una trayectoria separada espacialmente de la tomada cuando se dirige hacia el objetivo 82, e incide en el elemento 84 en una ubicación diferente, eliminando así la necesidad de un elemento físico separado para proporcionar la separación de haz de la iluminación desde las trayectorias de detección. En otra realización, puede haber un divisor de haz físico para separar las trayectorias de iluminación y detección, con las restricciones de que la luz que vuelve desde el objetivo 82 debe llevarse a una parte del elemento 84 de barrido o un elemento de barrido en sincronización con 84 y que el plano óptico de todas las superficies de barrido está conjugado con el de la pupila 116 de entrada. El segundo barrido devuelve el haz a una configuración de ranura para filtrar espacialmente la luz por medio de una abertura 118 confocal en la trayectoria de detección en un plano conjugado ópticamente con el objetivo 82.

En la figura 4, la luz enviada desde el objetivo 82 y que alcanza una segunda cara del elemento 84 de barrido se dirige a continuación mediante una serie de espejos 120 y 122 giratorios a un elemento 124 de enfoque, seguido por
25 espejos 126 y 128 giratorios adicionales. La abertura 118 confocal está ubicada en un plano de la retina entre los espejos 126 y 128 giratorios. Después del espejo 128 giratorio, la luz se dirige a un elemento 130 de enfoque y los espejos 132 y 134 giratorios. A continuación la luz se dirige a una tercera cara del elemento 84 de barrido. Este tercer barrido forma de nuevo una trama a partir de la luz dirigida desde la ranura en la abertura 118 confocal que se dirige hacia un elemento 136 de enfoque y a continuación a la disposición 80 de detector bidimensional.

30 El detector puede ser una disposición CCD, una disposición CMOS, una cámara de barrido lineal, u otro detector electrónico bidimensional o lineal. Una disposición lineal debe situarse antes del tercer barrido, en la ubicación de la abertura 118 confocal o un plano conjugado con la misma, o si está en un plano conjugado con la pupila, debe estar en movimiento en sincronización con la entrada a la abertura 118 confocal. A partir de estas líneas individuales, a continuación debe construirse una trama. Por tanto, uno o tres barridos, tal como se implementa mediante las figuras 3 ó 4, representan respectivamente realizaciones preferidas hasta que estén disponibles cámaras o disposiciones de barrido lineales con precios moderados. El detector puede tener de manera adecuada una calidad de tipo de sistema electrónico para consumidor, lo que reduce el gasto y el peso. El detector está ubicado en el plano focal deseado, tal como un plano de la retina o de la subretina, o el cuerpo vítreo del ojo. La posición del plano objetivo se manipula por las lentes móviles u otros elementos de enfoque, por ejemplo la lente 64 en las figuras 3 y 6, y la lente 114 en las
40 figuras 4 y 7.

En la realización preferida para la retina humana, las dimensiones de la pupila de entrada al objetivo 82 son pequeñas, no más de 2,5 mm en diámetro. Esto permite el uso del dispositivo en ambientes intensamente
45 iluminados o con gente mayor en un ajuste remoto. El tamaño del objetivo del que va a obtenerse una imagen, cuando el ojo humano es el objetivo, es de aproximadamente 6-8 mm, difiriendo de los instrumentos experimentales ampliados enormemente pero que proporcionan un campo de visión de ángulo visual de aproximadamente 20-30° tal como en las cámaras oftálmicas convencionales.

50 Como las pupilas de entrada y salida están limitadas a un total de desde 2 a 2,5 mm, la eficiencia de luz es una preocupación, particularmente cuando la pupila no está dilatada. A diferencia de los dispositivos comerciales de la técnica anterior, que barren en dos dimensiones, el barrido se realiza en una dimensión. El barrido también puede realizarse con dos dispositivos de barrido, de la manera realizada actualmente en los dispositivos comercialmente disponibles, que o bien oscilan sobre un eje o rotan 360°, para proporcionar el movimiento de un haz por la parte trasera del ojo. Una mejora en la relación señal a ruido, y por tanto la calidad de la imagen, se consigue reduciendo la velocidad de barrido en una o dos direcciones.

Un criterio en el diseño es la conservación de la cantidad de luz que alcanza el detector desde el ojo; esto es necesario en la condición privada de luz de obtención de imágenes de la retina a través de una pupila pequeña de modo que la calidad de imagen es aceptable. El dispositivo de barrido puede operar lentamente cerca del intervalo de desde 1-20 Hz, en lugar de los dispositivos típicos usados para la obtención de imágenes de la retina tal como un galvanómetro o dispositivo rotatorio que se mueve de manera continua que opera a 25-60 Hz. Esto permite también menos consumo de potencia y que un dispositivo menos sofisticado mecánicamente se use para barrido. El barrido lento puede realizarse tal que, cuando se activa el dispositivo de barrido por el operario, el barrido puede realizarse
60 con un número único o limitado de barridos por el objetivo.

Algunos dispositivos pueden requerir una parte del tiempo de barrido para funcionar al máximo rendimiento. Para mantener la luz que alcanza el detector en el mismo intervalo de intensidad, debe haber una velocidad de barrido similar para todos los puntos sobre el objetivo. Esto puede lograrse mediante un obturador proporcionado para impedir que la luz alcance el detector hasta que el barrido está a la velocidad correcta. En una realización adicional, la fuente de iluminación no se enciende o no se aumenta su luminosidad hasta que el componente de barrido puede producir una velocidad lo suficientemente constante y rápida por el objetivo.

En otra realización que usa un número limitado de barridos, se usa resolución reducida durante uno o más fotogramas para ayudar con el nivel de luz, el posicionamiento del objetivo y el enfoque usando adquisición de datos más rápida, y a continuación se usa una resolución mayor para una o más imágenes fijas de buena calidad. Muchas disposiciones bidimensionales usadas en sistemas electrónicos de consumidor permiten ahora el funcionamiento en más de un modo, fijo o de video; de manera similar, las disposiciones de detector ofrecen más de una resolución. Por tanto, la velocidad de barrido y adquisición, el nivel de luz y la ganancia pueden equilibrarse frente a la resolución.

El tamaño de pupila pequeño y el tamaño de dispositivo pequeño imponen restricciones en el campo de visión, que lo más probable es que sea de aproximadamente 20° con resolución óptica que soporta una resolución digital de aproximadamente 512 x 512 ó 640 x 480 píxeles. Se prefiere una profundidad de campo grande. El instrumento tiene capacidades de división confocal limitadas intencionadamente. Esto reduce la necesidad de un haz de entrada grande en la pupila. La reducción de luz desenfocada minimiza el artefacto de la óptica de segmento anterior. Se usa una apertura en el plano confocal al plano de la retina. Puede usarse óptica de polarización adicional. Otra manera de proporcionar longitudes de trayecto suficientemente largas, profundidad de campo grande y buena calidad de imagen es usar un fotograma telescópico. Las longitudes de trayecto pueden extenderse mediante espejos en o cerca de las partes exteriores del fotograma que se mueven, o en otro componente móvil. El presente instrumento evita la desventaja en muchos diseños de la técnica anterior de tener una lente final con alta apertura relativa en una posición tal que la reflexión del plano de pupila se muestrea en el plano de la retina, lo que da como resultado una reflexión brillante, no deseada en la imagen de la retina.

En la presente invención, el mecanismo de enfoque se mantiene preferiblemente simple para minimizar la complejidad de uso, tamaño y peso. El enfoque se consigue aumentando o disminuyendo la relación de los planos de la retina y la pupila (el plano focal deseado y el plano de entrada) mediante el uso de uno o más espejos y/o lentes móviles, tales como 114 ó 108 en la figura 4. Estos componentes pueden operarse fácilmente mediante control o bien mecánico o bien eléctrico. En una realización, se proporciona una lente o disposición de lentes móvil, como la que se usa en las cámaras modernas. El espejo o lente móvil puede operarse manualmente mediante, por ejemplo, un botón giratorio operado por un único dedo o el pulgar. También puede operarse aprovechando un alojamiento de lente rotatoria, de manera similar a una cámara. Puede operarse mediante un interruptor deslizante, o cualquier otro dispositivo de posicionamiento mecánico simple. Puede monitorizarse, usando preferiblemente un motor de CC alimentado por batería. Puede usarse un motor de CA si existe una conexión a un suministro de potencia de CA externo.

Puede encontrarse el enfoque apropiado a través de la visualización por un usuario de imágenes en una pantalla. El enfoque también puede encontrarse usando un indicador para ubicar la reflexión más brillante que se devuelve del objetivo, sin tener que proporcionar necesariamente la visualización de los datos. El enfoque puede encontrarse usando imágenes de resolución inferior, o un pequeño número de imágenes adquiridas más rápidamente, hasta velocidad de video, para que encuentre el enfoque rápidamente, tras lo cual se proporciona una imagen que tiene una mejor resolución. El enfoque puede ser un mecanismo manual o un mecanismo de enfoque automático. El enfoque puede determinarse basándose en toda o una parte de la imagen.

El dispositivo puede incluir una pantalla en la que el usuario puede ver la imagen, tal como una pantalla de cristal líquido (LCD). Sin embargo, debido a que una LCD incorporada añade peso, puede ser frágil y consume corriente, puede ser deseable en algunas realizaciones eliminar una pantalla y proporcionar sólo un indicador de enfoque. Tal como se observó anteriormente, cuando la retina está enfocada, esta capa proporciona el mayor retorno de luz por todo el espectro visible e infrarrojo cercano. Entonces, una imagen sólo tiene que posicionarse sobre el segmento anterior de manera apropiada para disminuir esta señal y ajustarse el plano focal para muestrear la retina a la máxima luminosidad. Por tanto, aunque una imagen es útil para enfocar, con una profundidad de campo grande, también es adecuado un indicador. El indicador puede ser una pantalla, un luz cuando se alcanza un criterio, una luz que se vuelve más brillante o tenue de manera correspondiente a la cantidad de luz recibida, un dial, un panel de lectura de salida digital, un sonido, una pantalla de aguja indicadora o cualquier otro elemento que pueda proporcionar una señal al usuario de que se ha obtenido el enfoque.

El dispositivo puede incluir una pantalla para visualizar la imagen tras su adquisición. La pantalla puede ser una pantalla de cristal líquido (LCD) u otro dispositivo de pantalla adecuado. Los datos de imagen pueden transferirse por USB, IEEE1394, u otra conexión a un dispositivo u ordenador. El dispositivo puede incluir uno o más dispositivos de memoria incorporados, o bien en los circuitos integrados o bien en un dispositivo o película de memoria extraíble que puede transferirse a un dispositivo de visualización externo tal como se indica en 44 en la figura 2. Los datos pueden transmitirse por métodos o bien por cable o bien inalámbricos a un dispositivo receptor, tal como un

ordenador, asistente digital personal, teléfono móvil u otro dispositivo.

Para ver las estructuras en un plano no conjugado con la retina del ojo, es decir estructuras que no se encuentran detrás de una unidad de enfoque tal como el cristalino del ojo, pueden realizarse modificaciones a lo que es esencialmente un conjunto de enfoque mostrado por las lentes 60 y 64 en la figura 3 y 108 y 114 en la figura 4. Puede añadirse un conjunto de lente o espejo adicional, pueden retirarse la lente o espejos existentes, o sustituirse otras lentes o espejos por el conjunto de enfoque. La figura 6 ilustra la adición de un elemento 150 de lente adicional, que puede ser móvil, a la realización mostrada en la figura 3 para enfocar un objetivo 152. La figura 7 ilustra la adición de una lente 160 adicional, que puede ser móvil, a la realización mostrada en la figura 4 para enfocar un objetivo 162. Estas estructuras incluyen el segmento anterior del ojo, pero no se limitan a estructuras oculares y podrían incluir piel o cualquier otra estructura biológica o no biológica. La pupila de entrada estrecha y la separación de las trayectorias de iluminación y detección distinguen este diseño de un dispositivo de microscopio confocal óptico destinado para la división óptica con la mayor resolución axial, aunque las realizaciones mostradas en las figuras 3 y 4 permiten un instrumento con alguna capacidad de división óptica, es decir un instrumento que podría usarse como microscopio o dispositivo de obtención de imágenes de uso general de resolución moderada y rechazo de luz enviada fuera del plano. Los elementos de enfoque mostrados pueden usarse para proporcionar una imagen que amplía la vista de un objetivo, y la ampliación adicional de una imagen para visualización se produce en gran medida electrónicamente, ampliando así los usos posibles más allá de de la retina humana o el ojo como un conjunto. Además, el barrido de la fuente de iluminación con respecto al objetivo proporciona una imagen de mayor contraste de lo que lo hace la iluminación por inundación típica o la iluminación a partir de fuentes existentes y externas tales como la luz del día, y amplía de esta manera los usos posibles del dispositivo más allá del alcance de la retina humana o el ojo.

Para el segmento anterior del ojo humano, son muchas las estructuras obtenidas por imágenes usando los elementos de enfoque auxiliares o sustitutivos que no están en el intervalo focal del dispositivo de obtención de imágenes digital de la retina. El dispositivo podría usarse para obtener imágenes de traumatismo o enfermedad de la cornea, resultados de cirugía de la cornea o cirugía láser de refracción, cuerpo extraño, lesión o quemadura química, neovascularización del iris, lesiones oculares externas, quemaduras, ajuste de lente de contacto, inflamación externa, enfermedad infecciosa, problemas del conducto lagrimal, lesiones del párpado, terigión, problemas de los vasos del iris o esclerales, u otros datos necesarios para documentar el estado de emergencia o de salud de un paciente.

Los componentes descritos anteriormente del presente dispositivo de obtención de imágenes óptico están alojados en una carcasa adecuada. El usuario puede acceder a los controles, tales como un interruptor de encendido y apagado y un control de enfoque, a través de la carcasa. Puede proporcionarse un apoyo para la cabeza o barbilla, configurado para permitir que un paciente mantenga el ojo de manera fija en alineación con el dispositivo. Las figuras 8 y 9 ilustran dos ejemplos de una carcasa de este tipo. La figura 8 ilustra un dispositivo en una carcasa 202. La carcasa es resistente y ligera y encierra todos los componentes ópticos y electrónicos descritos anteriormente. Se proporciona un apoyo 204 para la cabeza o barbilla con una pieza 206 para la barbilla ajustable para alinear el objetivo u ojo del sujeto con un ocular 208. El apoyo para la cabeza o barbilla puede ser telescópico para formar un dispositivo portátil que se guarde y porte fácilmente. En otra realización, el apoyo para la cabeza o barbilla puede plegarse para formar un tamaño compacto. La figura 9 ilustra una realización adicional que tiene una carcasa 220 que se sostiene por el usuario de manera similar a una cámara digital de consumidor. Se proporciona un visor 222 para ubicar el ojo. Un único control 224 de botón en la carcasa puede actuar como conmutador basculante para apagar y encender y para diversos modos o resoluciones de adquisición de imágenes. Se proporciona una pantalla 226 LCD, en la que pueden proporcionarse imágenes e información operativa. Se proporciona un puerto 228 para ubicar los conectores o medios de transferencia de datos.

Varias realizaciones del presente dispositivo se han construido y sometido a prueba para determinar la viabilidad de obtener imágenes del ojo aceptables de manera segura y con potencia de batería con la capacidad de transferir imágenes a una fuente remota. Se sometieron a prueba varias realizaciones usando un ojo humano modelo, tal como se conoce en la técnica. El ojo modelo se usó para determinar que el dispositivo puede operar y obtener una imagen usando una cantidad aceptable de luz que es consistente con la seguridad del ojo. La cantidad relativa de luz en el ojo modelo se ha calibrado para el ojo humano y se conoce.

Una realización similar a la descrita conjuntamente con la figura 4 se construye y opera usando sólo potencia de batería para la fuente de luz, el motor para operar el elemento de barrido y el detector. Para cada uno de estos tres elementos, se usó una batería de 9 V. Este dispositivo también se conecta a un ordenador, que incluye su propia fuente de potencia de batería, y las imágenes se transfieren al ordenador.

Una realización similar a la descrita anteriormente conjuntamente con la figura 4 se construye y se somete a prueba en un ojo humano, tras obtener la aprobación regulatoria requerida. Se obtuvieron imágenes adecuadas del plano de la retina de un ojo humano a una resolución apropiada, teniendo buen contraste y sin reflexiones fuertes desde los planos de la cornea. Pudieron reconocerse características conocidas por ser únicas para el ojo humano particular sometido a prueba.

5 Esta invención puede aplicarse particularmente dentro de los campos de la oftalmología, optometría, servicios de
emergencia, revisión ocular militar, revisión ocular en cualquier situación en masa, trabajadores de asistencia
sanitaria que proporcionan diagnósticos en ubicaciones remotas de especialistas en oftalmología, telemedicina y
examen ocular por personas sin experiencia en la especialidad de oftalmología, tales como pediatras, técnicos de
urgencias o médicos de familia. Una aplicación principal del dispositivo es para su uso por, por ejemplo, personal de
10 urgencias, cuando hay una sospecha de traumatismo en el ojo. En tales situaciones, puede ser útil saber si a un
individuo del que se sospecha que tiene una lesión en el ojo se le puede permitir descansar simplemente durante un
periodo de tiempo o si, en su lugar, el paciente requiere tratamiento de urgencia adicional. Una aplicación adicional
es la revisión remota o en masa de posibles enfermedades del ojo por personal que no son especialistas
fundamentalmente de los ojos, tales como pediatras o médicos de familia. El dispositivo tiene un mínimo de
controles, lo que proporciona simplicidad en su funcionamiento, de modo que no se requiere un alto nivel de
entrenamiento para operar el dispositivo.

15 A diferencia de la presente invención, los oftalmoscopios láser de barrido comercialmente disponibles actuales son
demasiado grandes y caros para su uso como dispositivo portátil en el campo. Además, estos dispositivos son
complejos y requieren que el usuario esté altamente entrenado tanto para usar el dispositivo como para interpretar
las imágenes oftálmicas resultantes. La sorprendente calidad de imagen de los SLO grandes y las capacidades de
división de dispositivos tomográficos, que estropean la relación señal a ruido, no son necesarias en el presente
20 dispositivo.

La descripción anterior está relacionada con diversas realizaciones ilustrativas de la invención. Un experto en la
técnica puede prever muchas variaciones de la invención. Por consiguiente, se pretende que tales variaciones y
mejoras se encuentren dentro del alcance de esta descripción. La invención no está limitada a lo que se ha
mostrado y descrito particularmente, excepto lo indicado mediante las reivindicaciones adjuntas.
25

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de obtención de imágenes para obtener una imagen de un plano focal de un objetivo dentro del ojo a través de la pupila del ojo, siendo el plano focal del objetivo más grande que la pupila, comprendiendo el dispositivo de obtención de imágenes:
 - una fuente (34) de iluminación;
 - una ranura (56) y una disposición (30) de barrido dispuesta en un trayecto (18) de iluminación desde la fuente (34) de iluminación hasta el objetivo (32), estando dispuesta la ranura para producir una fuente lineal y siendo la disposición (30) de barrido operativa para barrer la luz que pasa a través de la ranura (56) en el trayecto (18) de iluminación por el plano (12) focal del objetivo (32) a través de la pupila;
 - una disposición (68) de detección dispuesta para recibir luz enviada desde el objetivo (32) y operativa para producir una imagen;
 - una disposición (36) de separación de haz dispuesta en un trayecto de retorno desde el objetivo (32) separado del trayecto (18) de iluminación, siendo la disposición (36) de separación de haz operativa para recibir luz enviada desde el objetivo (32) y para dirigir la luz enviada en un trayecto (20) de detección a la disposición (58) de detección; y
 - un controlador (46) en comunicación con la fuente (34) de iluminación, la disposición (30) de barrido y la disposición (68) de detección;
- estando caracterizado el dispositivo de obtención de imágenes porque está dispuesto para impedir que la luz de la fuente de iluminación alcance la disposición de detección hasta que la disposición de barrido funcione a máximo rendimiento.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que se prevé un obturador para impedir que la luz de la fuente (34) de iluminación alcance la disposición (68) de detección hasta que la disposición (30) de barrido funcione a máximo rendimiento.
3. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el controlador (46) está dispuesto para controlar la fuente (34) de iluminación de modo que la fuente de iluminación no se encienda hasta que la disposición (30) de barrido funcione a máximo rendimiento.
4. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el controlador (46) está dispuesto para controlar la fuente (34) de iluminación de modo que no se aumente la luminosidad de la fuente de iluminación hasta que la disposición (30) de barrido funcione a máximo rendimiento.
5. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la fuente de iluminación comprende una pluralidad de fuentes (86, 88, 90) de iluminación, cada una con una longitud de onda diferente, para iluminar el plano focal del objetivo.
6. Dispositivo según la reivindicación 5, en el que una de la pluralidad de fuentes de iluminación es un láser de emisión superficial de cavidad vertical.
7. Dispositivo según la reivindicación 5, en el que una de la pluralidad de fuentes de iluminación es una fuente de infrarrojo cercano.
8. Dispositivo según la reivindicación 7, que comprende además un filtro para bloquear la luz de longitud de onda visible.
9. Dispositivo según la reivindicación 5, en el que una de la pluralidad de fuentes de iluminación tiene una longitud de onda en el intervalo de desde 514-594 mm.
10. Dispositivo según la reivindicación 9, en el que la fuente de iluminación que tiene la longitud de onda en el intervalo de desde 514-594 mm puede operarse en un modo de destello.
11. Dispositivo según la reivindicación 5, que comprende además elementos (98, 102) de combinación de haz dispuestos en el trayecto de iluminación para combinar la luz desde la pluralidad de fuentes de iluminación en un único haz.
12. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el plano (12) focal del objetivo (32) comprende un plano en la retina (14) o tejidos debajo de la retina del ojo (10).

- 5
13. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición de separación de haz está configurada para espaciar el trayecto (18) de iluminación y el trayecto de retorno lo suficientemente lejos para reducir las reflexiones desde las fuentes fuera del plano (12) focal del objetivo (32) y lo suficientemente cerca para obtener luz devuelta a través de una región central de la pupila (16) que tiene un diámetro de 2 mm.
- 10
14. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (30) de barrido y la disposición (68) de detección están configuradas para proporcionar una resolución de imagen suficiente para corresponder con una imagen de 1 megapíxel o menos.
- 15
15. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además un conjunto óptico configurado para formar luz en el trayecto (18) de iluminación dentro de una ranura (56) en un plano conjugado con el plano (12) focal del objetivo (32).
16. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además un conjunto óptico configurado para enfocar luz en la ranura (56) en el trayecto (18) de iluminación en un plano conjugado con el plano (12) focal del objetivo (32).
- 20
17. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (30) de barrido comprende un elemento (84) reflectante rotatorio o un elemento reflectante oscilante.
18. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (30) de barrido es operativa para barrer a una frecuencia menor que 20 Hz.
- 25
19. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (30) de barrido comprende un elemento (50) de barrido reflectante ubicado en un plano conjugado con un plano de la pupila.
20. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además un conjunto (150) óptico configurado para enfocar luz en el trayecto (12) de iluminación desde la disposición (30) de barrido en el plano (12) focal del objetivo (32).
- 30
21. Dispositivo según la reivindicación 20, en el que el conjunto (150) óptico es ajustable para ajustar el enfoque.
- 35
22. Dispositivo según la reivindicación 20, que comprende además un elemento (64) de enfoque adicional configurado para su enfoque sobre un objetivo (32) que no está detrás de una lente.
23. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (36) de separación de haz comprende una superficie reflectante o transmisiva, un dispositivo de división de haz, o un dispositivo de división de haz polarizante.
- 40
24. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (36) de separación de haz está configurada para minimizar las reflexiones desde planos focales que no están en el plano (12) focal del objetivo (32) de modo que no alcancen la disposición (68) de detección.
- 45
25. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (36) de separación de haz comprende un elemento reflectante o transmisivo espaciado del trayecto (18) de iluminación.
26. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (36) de separación de haz comprende una abertura (72) ubicada en un plano óptico conjugado con el plano (12) focal del objetivo (32), estando configurada la abertura (72) para minimizar las reflexiones desde planos focales que no están en el plano focal del objetivo (32) de modo que no alcancen la disposición (68) de detección.
- 50
27. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (68) de detección incluye un elemento de adquisición de imágenes ubicado en un plano conjugado con el plano (12) focal del objetivo (32).
- 55
28. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (68) de detección incluye una disposición digital, un dispositivo CCD, un dispositivo CMOS, o una cámara de vídeo para la adquisición o visualización de imágenes.
- 60
29. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la disposición (68) de detección es operativa para producir una imagen monocroma que tiene el contraste suficiente para visualizarse en un dispositivo sin color.
30. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además un elemento (104) de control de intensidad de luz ubicado en el trayecto (18) de iluminación.
- 65
31. Dispositivo según la reivindicación 30, en el que el elemento (104) de control de intensidad de luz

comprende un elemento óptico, un elemento mecánico, un elemento polarizante o un elemento electrónico en comunicación con la fuente (34) de iluminación y el controlador (46).

- 5 32. Dispositivo según la reivindicación 30, en el que el elemento (104) de control de intensidad de luz comprende un filtro de densidad neutra.
- 10 33. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además una disposición de barrido adicional dispuesta en el trayecto de retorno y operativa para barrer la luz que pasa a través de una abertura en el trayecto de retorno por un elemento de detección en la disposición (68) de detección.
- 15 34. Dispositivo según la reivindicación 1, que comprende además un apoyo para la cabeza o barbilla configurado para fijar una posición del ojo (10) en relación con la disposición (30) de barrido.
35. Método para usar el dispositivo según la reivindicación 1, que comprende:
posicionar el dispositivo adyacente a un ojo (10) del que va a obtenerse una imagen: y
operar el dispositivo para obtener una imagen.
- 20 36. Método según la reivindicación 35, en el que la imagen se obtiene sin el uso de medicamentos midriáticos para dilatar la pupila (16) del ojo (10).
- 25 37. Método según la reivindicación 35, en el que la imagen se obtiene en condiciones de luz natural o en condiciones de luz artificial.
38. Método según la reivindicación 35, en el que el dispositivo se opera para obtener una imagen de la retina (14) del ojo (10).
- 30 39. Método según la reivindicación 35, en el que el dispositivo se opera para obtener una imagen del segmento anterior del ojo (10).

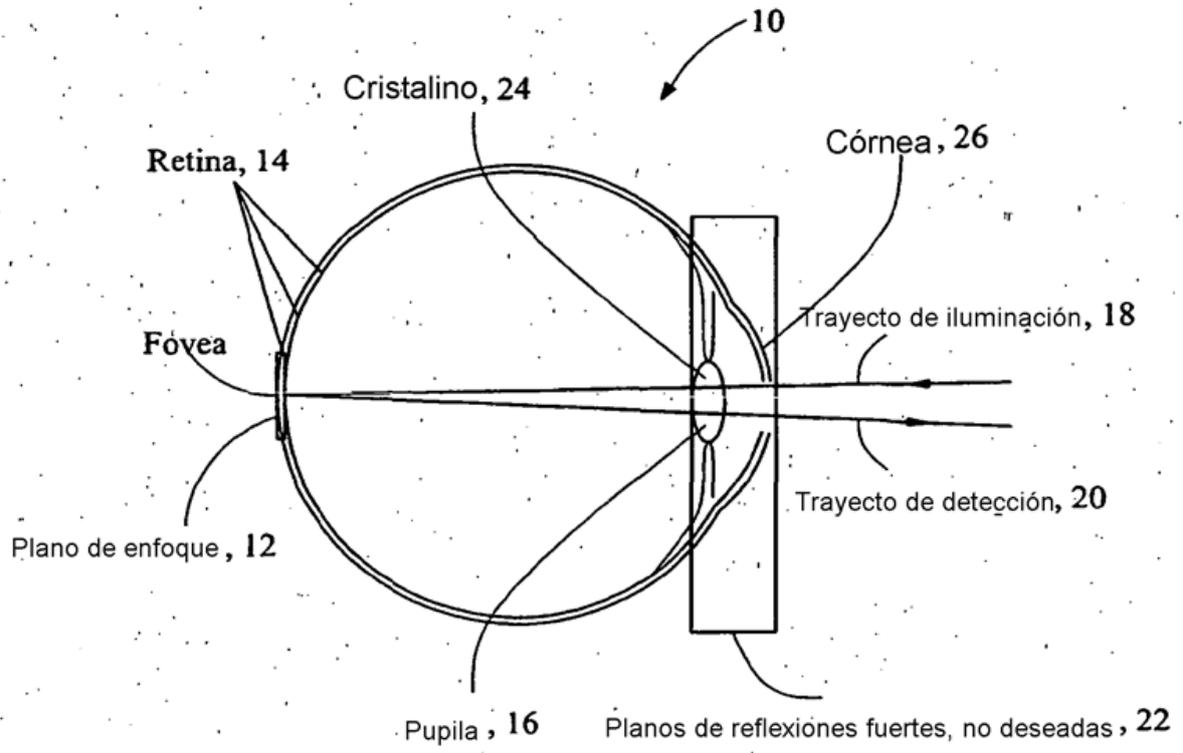


FIG. 1

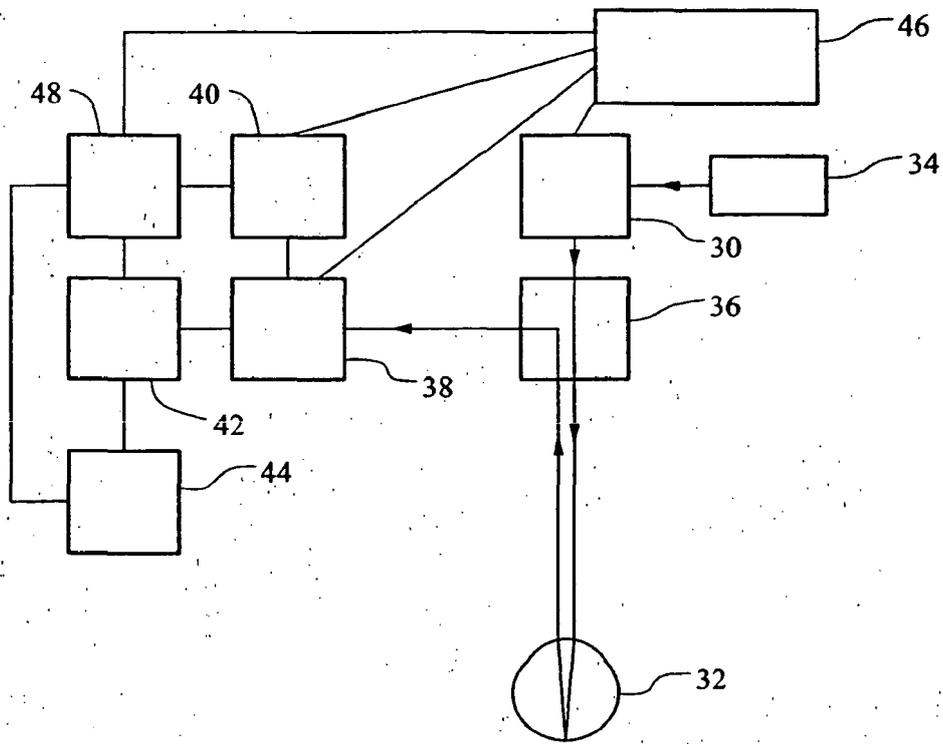


FIG. 2

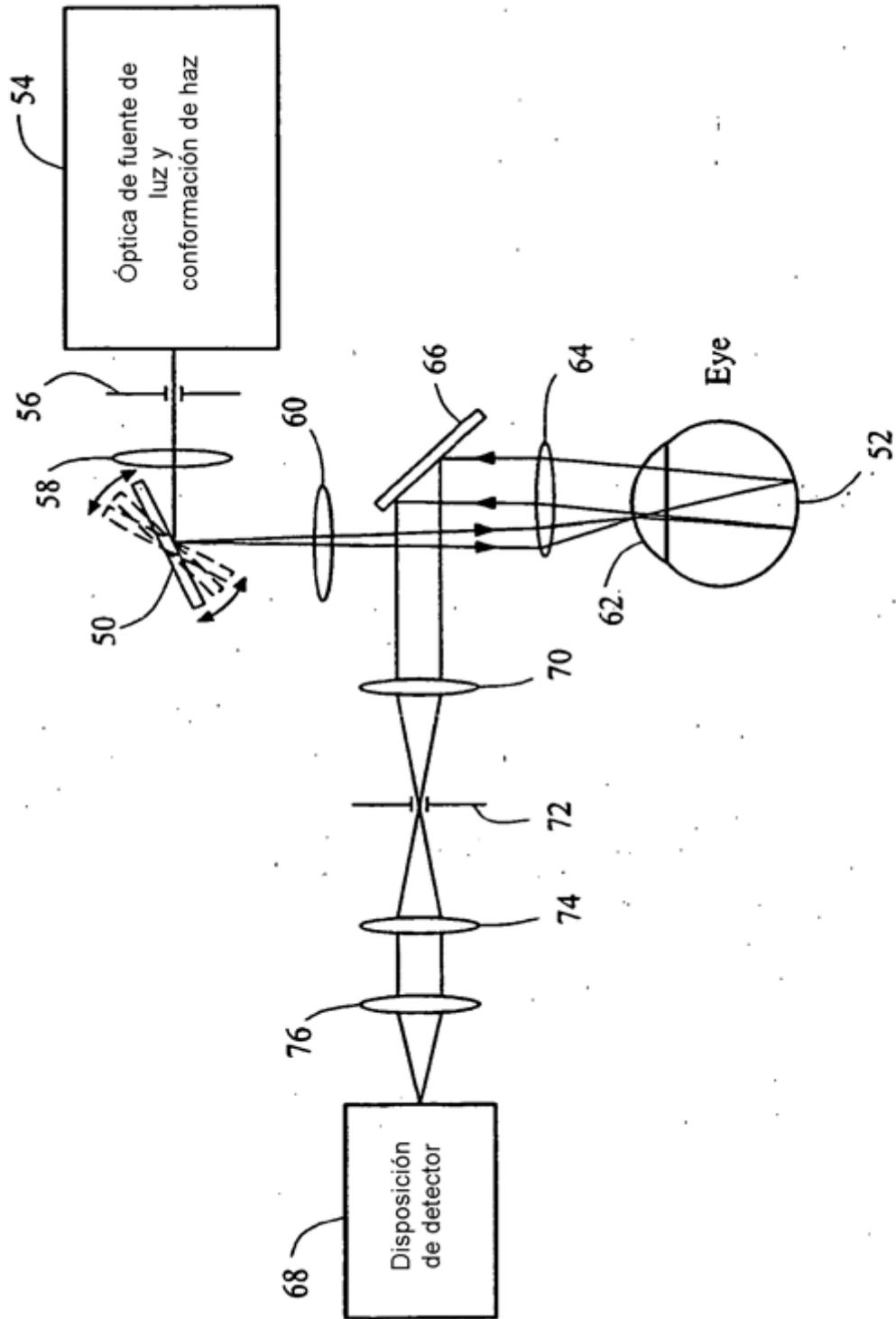


FIG. 3

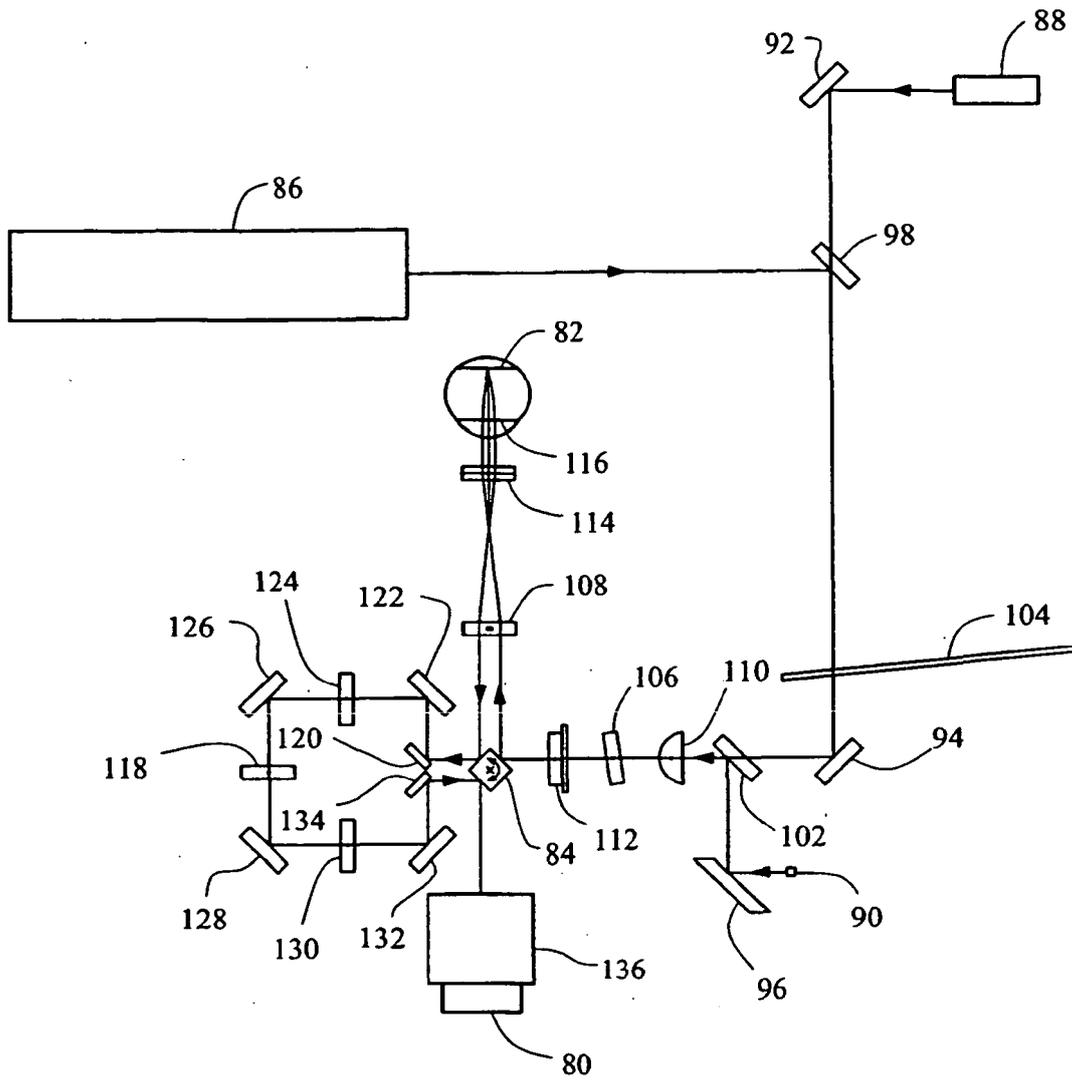


FIG. 4

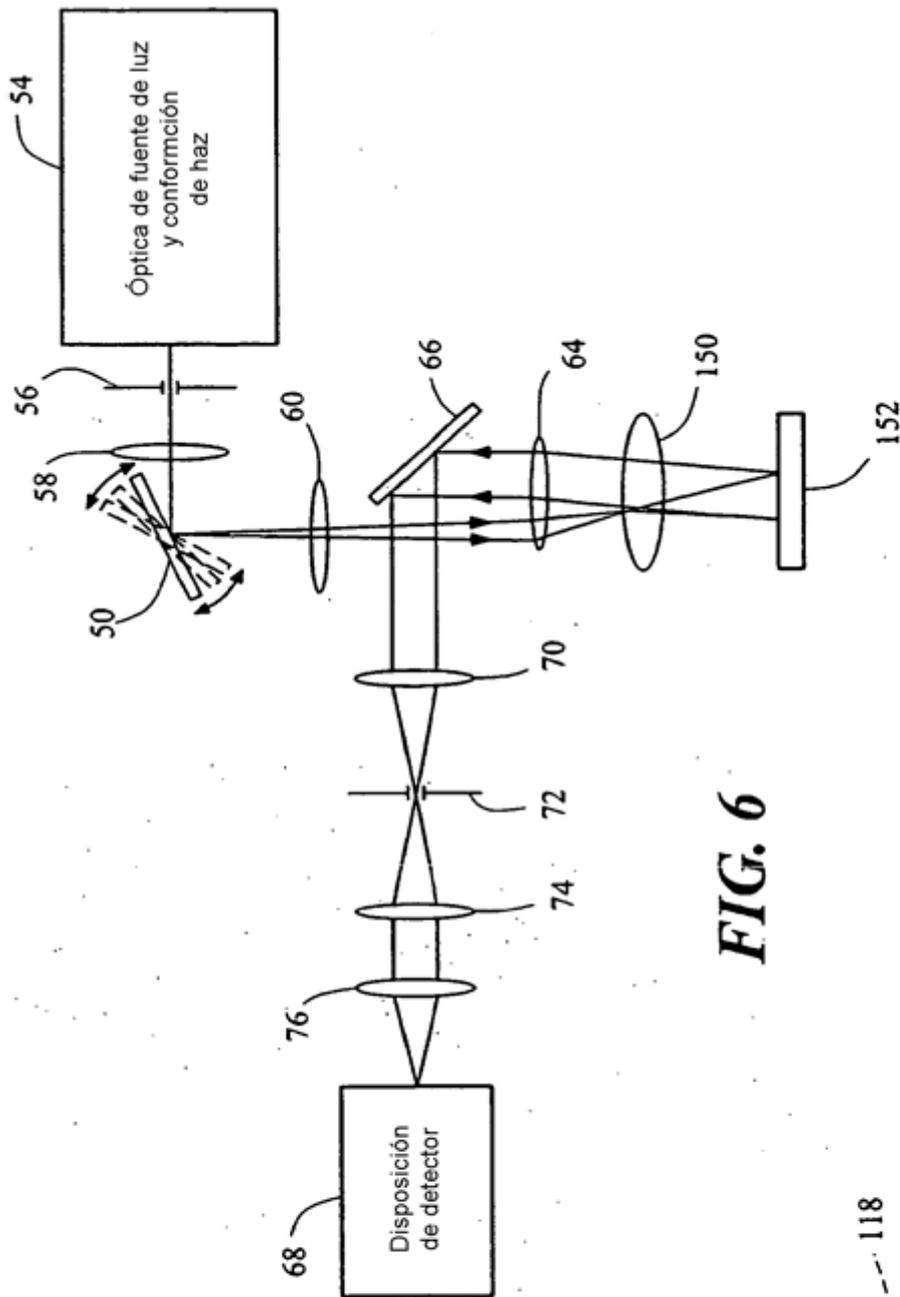


FIG. 6

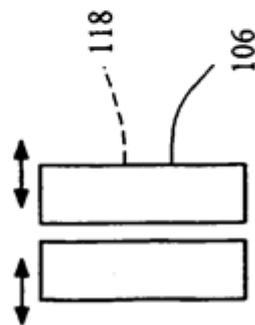


FIG. 5

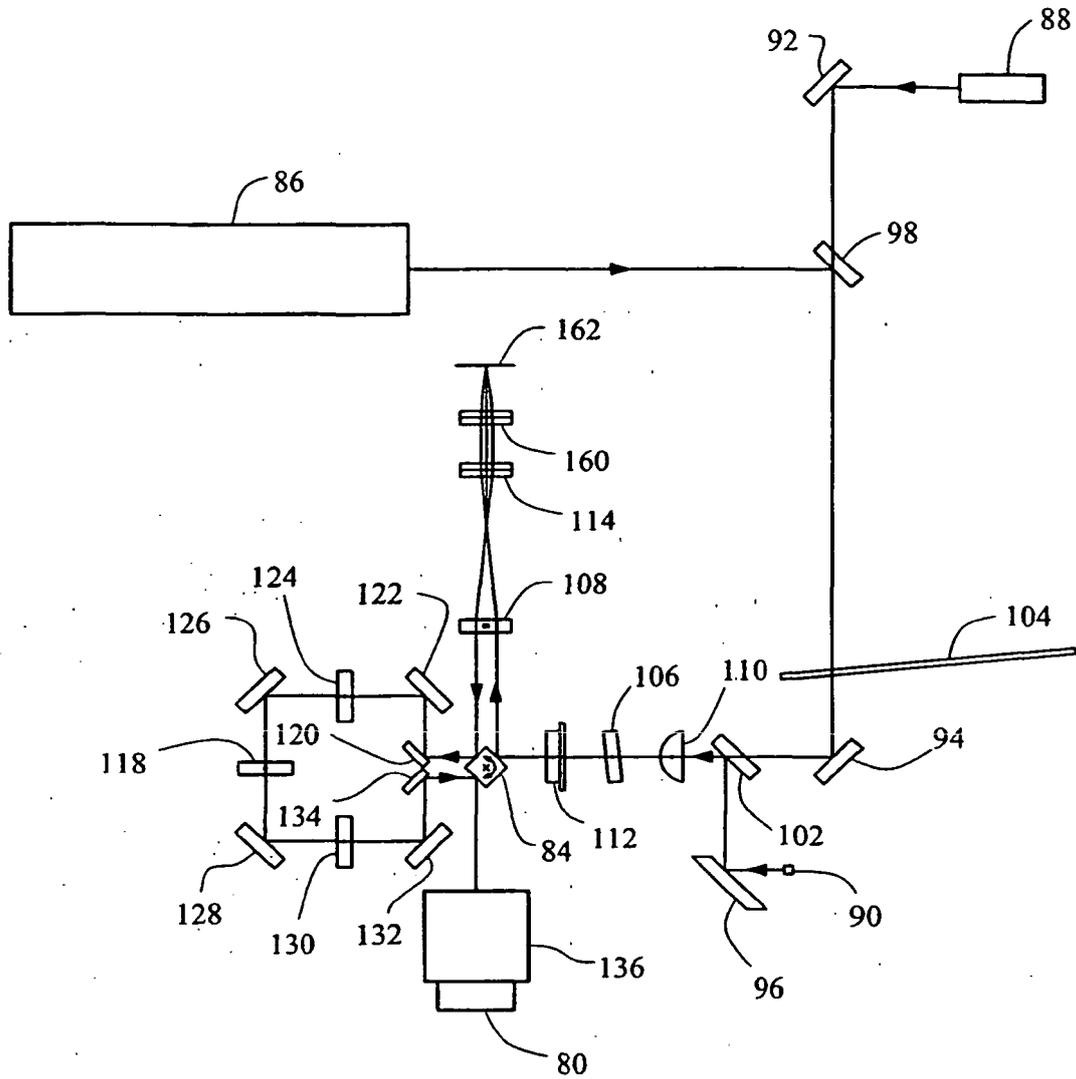


FIG. 7

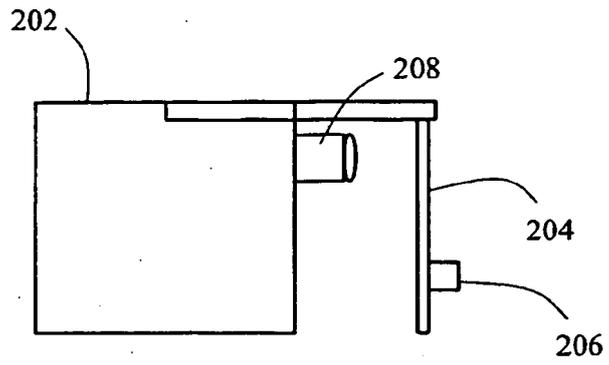


FIG. 8

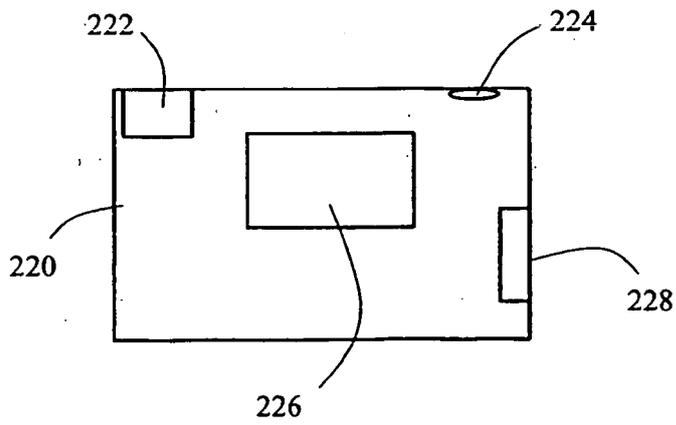


FIG. 9