

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 459 019**

51 Int. Cl.:

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.05.2007 E 07795482 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.01.2014 EP 2030151**

54 Título: **Cámara digital de barrido láser con óptica simplificada**

30 Prioridad:

31.05.2006 US 809551 P

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

07.05.2014

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. y
PETRIG, BENNO**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 459 019 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

Cámara digital de barrido láser con óptica simplificada

5 **Antecedentes**

La retina humana es susceptible a daños causados por diversos factores medioambientales, incluyendo impacto de luz láser y otros traumatismos, así como enfermedades. Una vez dañadas, las células responsables de capturar la energía lumínica y transducirla a una señal neural, los fotorreceptores, no se regeneran. De hecho, ninguna de las células neurales de la retina puede, todavía, hacerse regenerar fácilmente en el ser humano adulto. Cuando el daño es lo suficientemente grave, existe una pérdida de visión permanente en una zona. Los fotorreceptores sanos no migran largas distancias hacia la zona dañada para sustituir a los dañados.

Si la región afectada está en la mácula central, conocida como la fovea, entonces puede perderse la capacidad para ver detalles pequeños, leer a gran velocidad, o reconocer objetos a grandes distancias. Las zonas periféricas de la visión no tienen suficiente densidad de muestro para realizar estas tareas en la misma medida. Por lo tanto, la detección y el tratamiento tempranos de daño con potencial pérdida de visión son cruciales para conservar la visión central.

Uno de los principales problemas en la detección temprana del daño ha sido la dificultad de obtener una imagen de una pequeña zona de la retina. La mácula presenta una pequeña diana—6000 micrómetros. La parte que es necesaria para ver el daño que impide la observación de detalles pequeños y la lectura es aún más pequeña, de aproximadamente 600 micrómetros. Para examinar esta última parte apropiadamente, es deseable obtener una imagen de los 20 grados centrales de la mácula con suficiente aumento y contraste para determinar si un individuo corre el riesgo de una pérdida de visión permanente.

El oftalmoscopio o cámara del fondo del ojo se ha usado tradicionalmente para ver y obtener imágenes de la retina. Originalmente, estos dispositivos inundaban la retina con luz blanca. Dispositivos posteriores han usado longitudes de onda selectivas que se ha descubierto que son adecuadas para ver u obtener imágenes de estructuras particulares o el contraste entre estructuras. Independientemente de la longitud de onda de luz usada, muchos de los dispositivos anteriores usaban iluminación de inundación, produciendo imágenes de la retina que a menudo están sometidas a un mal contraste debido a dispersión de largo alcance. Se identificó que el problema de dispersión de largo alcance se produce, no solamente desde fuera de tejidos planos, sino también a partir de los tejidos biológicos que son inherentemente dispersantes, especialmente aquellos dentro y cerca de la retina.

Un método bien conocido de reducir el problema de dispersión de largo alcance es sustituir una fuente de iluminación de inundación por una fuente de iluminación de barrido. Algunas investigaciones han sugerido que el uso de un aparato óptico de doble barrido que realiza un barrido con luz tanto incidente como reflejada usando un elemento de barrido horizontal puede ser deseable. El barrido con dicho elemento puede realizarse mediante un relector poligonal multifacetado giratorio, y un elemento de barrido vertical, tal como un galvanómetro reflectante. Dicho instrumento es capaz de proporcionar una salida bidimensional representativa de las características de reflexión del fondo del ojo. Véase, *por ejemplo*, las Patentes de Estados Unidos N° 4.768.873 y 4.764.005, así como la Patente de Estados Unidos N° 4.765.874 y el documento US 2004/0207811 A1 desvelan, cada uno, un oftalmoscopio de barrido láser en el que un haz lineal realiza un barrido en un ojo. Dichas mejoras han incrementado en gran medida el contraste de las imágenes producidas, pero normalmente requieren un equipo caro y pesado que debe ser manejado por un especialista.

Las mejoras en la tecnología de fuente de iluminación de barrido se han incorporado en el uso de técnicas de reflectometría avanzadas con un oftalmoscopio láser de barrido ("SLO") según lo desarrollado por el inventor, Ann Elsner, y colaboradores. Véase, *por ejemplo*, Elsner A.E., et. Al., Reflectometry with a Scanning Laser Ophthalmoscope, Applied Optics, Vol. 31, No. 19 (julio 1992), págs. 3697-3710. El SLO es ventajoso para imaginología cuantitativa en que una iluminación puntual realiza un barrido en un patrón de cuadrícula sobre el fondo, mejorando el contraste de imagen significativamente respecto a iluminación de inundación. La tecnología de SLO del inventor puede eliminar, además, luz dispersada no deseada usando aberturas confocales tales como un círculo de diámetro variable o aberturas anulares, dependiendo del modo deseado. Una vez que la luz es devuelta a través de la abertura confocal, la luz deseada puede ser transmitida a continuación a un detector. Sin embargo, la óptica usada en aberturas confocales puede incrementar la complejidad del sistema, y la óptica de alta calidad es un gasto añadido. Por lo tanto, un método para reducir o eliminar luz dispersada no deseada de manera más rentable sería enormemente apreciado.

Mejoras adicionales para incrementar el contraste en sistemas de imaginología retiniana incluyen el extenso uso de luz infrarroja cercana como fuente de iluminación, en lugar de otras longitudes de onda o imágenes en color, según lo desarrollado por el inventor y colaboradores y descrito en los documentos Elsner, A.E., et al., Infrared Imaging of Sub-retinal Structures in the Human Ocular Fundus, Vision Res., Vol. 36, No. 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, No. 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, No. 12 (diciembre de 1996), págs. 2042-2053. Combinar imaginología infrarroja con SLO permite el uso de técnicas de reflectometría para ver el ojo de forma rápida y no invasiva, dado que la luz infrarroja es absorbida menos que la luz visible y se dispersa a lo largo de distancias más largas. Además, cuando se implementa con dispositivos láser de barrido, la imaginología infrarroja en infrarroja cercana de estructura subretiniana en el fondo ocular ha sido capaz de revelar depósitos subretinianos, la cabeza del nervio óptico, vasos retinianos, vasos coroideos, acumulación de fluidos, hiperpigmentación, atrofia y roturas en la membrana de Bruch—elementos que han demostrado ser difíciles o imposibles de observar con dispositivos de iluminación de inundación. Además, dado que la iluminación infrarroja es absorbida por los tejidos menos que otras longitudes de onda, se requiere mucho menos iluminación procedente de la fuente para crear una imagen de contraste elevado.

Las mejoras indicadas anteriormente, y métodos para obtener con éxito imágenes de pequeños elementos retinianos se combinaron en las Solicitudes de Patente de Estados Unidos N° 60/329.731; 10/493.044; 60/350.836; y la Solicitud PCT N° PCT/US02/32787. Además, descripciones del uso de las técnicas para detectar y localizar dichos elementos se describen en las publicaciones del inventor y colaboradores: Elsner, A.E., et al., Infrared Imaging of Sub-retinal Structures in the Human Ocular Fundus, *Vision Res.* Vol. 36, No. 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., et al., Foveal Cone Photopigment Distribution: Small Alterations Associated with Macular Pigment Distribution, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 39, No. 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, No. 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, No. 12 (diciembre 1996), págs. 2042-2053. Los sistemas y técnicas descritos en las solicitudes de patente anteriores del inventor presentaban un sistema portátil de precio moderado que proporcionaba una imagen digital de contraste elevado del ojo que podría ser usada por no especialistas, tales como paramédicos u otros individuos en el sector. Sin embargo, crear un sistema que sea aún menos costoso, use tecnología de imaginología digital convencional, incluya menos elementos ópticos de alta precisión para obtener una imagen de contraste elevado sería enormemente apreciado en la técnica.

Además, estudios han demostrado que las imágenes de luz dispersada múltiplemente, que se usan para revelar estructuras en la retina más profunda, pueden proporcionar imágenes más detalladas que proporcionan utilidad de diagnóstico adicional. Además, el uso del espectro infrarrojo puede usarse para obtener imágenes de la retina sin dilatación de las pupilas del paciente, y el potencial añadido para usar luz dispersada múltiplemente, particularmente en casos en los que la diana de interés está por debajo de una capa altamente reflectante, permite la visualización de elementos difíciles de ver en caso contrario. Sin embargo, los dispositivos de barrido previos, incluyendo aquellos materializados en las solicitudes de patente presentadas por el inventor y sus colaboradores, no utilizan fácilmente este método para producir una imagen sin realizar un barrido no solamente con la luz que ilumina la diana, sino también realizando un barrido con la luz que vuelve de la diana al detector, lo que requiere un cuidado considerable. Por lo tanto, un dispositivo de imaginología retiniana portátil de precio moderado que fuera capaz de producir imágenes de luz dispersada múltiplemente sería enormemente apreciado en la técnica.

Los dispositivos existentes específicamente diseñados para el cribado de enfermedad retiniana que usan iluminación de inundación con luces brillantes de longitudes de onda más cortas, y normalmente adquieren imágenes individuales a velocidades lentas, han demostrado recientemente proporcionar un porcentaje inaceptable de imágenes graduables en manos de técnicos (Zimmer-Galler I, Zeimer R. Results of implementation of the DigiScope for diabetic retinopathy assessment in the primary care environment. *Telemed J E Health*. Abril de 2006; 12(2): 89-98), independientemente de la duración de la formación (Ahmed J, Ward TP, Bursell SE, Aiello LM, Cavallerano JD, Vigersky RA. The sensitivity and specificity of nonmydriatic digital stereoscopic retinal imaging in detecting diabetic retinopathy. *Diabetes Care*. 2006 Oct; 29(10): 2205.9). Tal como se ha descrito anteriormente, las realizaciones de la presente divulgación abordan el problema del uso inconsistente en el campo del ojo. Otros problemas abordados por realizaciones de la presente divulgación incluyen procesamiento previo a bordo de la imagen y datos de parámetros del instrumento para garantizar la calidad y facilitar el uso, abordando el problema de alineamiento del instrumento con respecto a la diana (por ejemplo, pupilas pequeñas y abordar y otros problemas respecto al segmento anterior del ojo). La presente divulgación aborda, además, el problema de la técnica anterior de no conseguir capturar las imágenes de la mejor calidad existente, y no conseguir hacer funcionar el instrumento con parámetros óptimos.

Por lo tanto, un dispositivo de imaginología retiniana portátil de coste moderado que permita el uso de un dispositivo láser de barrido que funciona con iluminación infrarroja cercana y que puede permitir luz dispersada múltiplemente sería apreciado en la técnica. Además, dicho dispositivo que permitiría una mayor facilidad de uso permitiendo un mayor campo de visión que simplemente 20 grados de ángulo visual, mayor campo de visión sin sacrificar la resolución espacial, así como utilizar un sistema no patentado para producir y guardar la imagen digital, sería enormemente apreciado.

Sumario

La presente divulgación se refiere a un dispositivo diseñado como un dispositivo de imaginología retiniana digital mejorado. En particular, la presente divulgación se refiere a una cámara digital de barrido láser ("LSDC") diseñada para ser más pequeña y/o de menor coste que los dispositivos previos, mientras se reajusta un formato sencillo para el usuario que permite a un no profesional obtener una imagen retiniana digital de alta calidad que puede ser fácilmente almacenada, transmitida o impresa. Además, de acuerdo con otro ejemplo de la presente divulgación el dispositivo de imaginología retiniana digital mejorado puede usarse como un dispositivo de imaginología general o para mejorar el contraste de la imagen en microscopía. Además, de acuerdo con otro ejemplo de la presente divulgación, las configuraciones de apertura y capacidades de procesamiento de la imagen adicionales proporcionan un medio para proporcionar imágenes de luz dispersada múltiplemente, que son útiles para detectar estructuras que se ocultan bajo tejido altamente reflectante (*por ejemplo*, enfermedad retiniana o corioidea profunda subyacente a la interfaz vítreo-retiniana y la capa de fibra nerviosa). Además, de acuerdo con algunos ejemplos, el dispositivo permite una mayor iluminación y/o retorno de luz en los bordes del campo de visión, permitiendo de este modo que se produzca una imagen más consistente, de contraste elevado. Finalmente, de acuerdo con algunos ejemplos, un sistema y dispositivo permite un incremento del tamaño de campo respecto a realizaciones previas, permitiendo de este modo que se tomen imágenes de calidad incluso aunque el usuario no sea un experto en el alineamiento con precisión del dispositivo de imaginología con el ojo.

Por lo tanto, de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación, el dispositivo es adecuado para proporcionar cribado para enfermedades oculares o selección para traumatismo y puede establecer fácilmente una interfaz con tecnología informática moderna para aplicaciones remotas o de telemedicina. El dispositivo es capaz de funcionar en calor o frío extremo, cuando hay humedad, mientras está en una superficie móvil, y en un modo sin cables, alimentado por batería. El dispositivo puede fabricarse de forma relativamente económica a un coste significativamente inferior a los oftalmoscopios láser de barrido convencionales.

De acuerdo con un ejemplo, el dispositivo incluye una fuente de iluminación, una disposición de barrido, una disposición de detección, una disposición de separación de haces y un controlador. La disposición de barrido está dispuesta en una trayectoria de iluminación desde la fuente de iluminación hasta una diana y es operativa para realizar un barrido con luz que pasó a través de una hendidura en la trayectoria de iluminación por un plano focal deseado de la diana, por ejemplo, el plano retiniano, 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 remitida desde la diana y es operativa para producir una imagen. La disposición de separación de haces está dispuesta en una trayectoria de retorno desde la diana separada de la trayectoria de iluminación y es operativa para recibir la luz remitida desde la diana y para dirigir la luz remitida en una trayectoria de detección hasta la disposición de detección. La disposición de separación de haces está configurada para separar la trayectoria de iluminación y la trayectoria de retorno suficientemente para reducir reflejos de fuentes fuera del plano focal deseado y suficientemente cercanas para obtener una imagen de una resolución deseada suficiente. De acuerdo con un ejemplo, un controlador está en comunicación con la fuente de iluminación, la disposición de barrido y la disposición de detección.

En un ejemplo, el dispositivo difiere de instrumentos previos en que presenta barrido de una o más fuentes de luz, una de las cuales es, preferentemente, de infrarrojo cercano, a un coste muy reducido. El dispositivo opcionalmente incluye una memoria digital u otro dispositivo de almacenamiento incorporado, tal como se usa en una cámara digital. El instrumento es independiente en una realización, y no se requiere un ordenador personal para hacer funcionar al dispositivo. Opcionalmente además, los datos son transmitidos a un ordenador, dispositivo de memoria u otro dispositivo que incluye emisión por vía inalámbrica. Pueden usarse un portátil y software para el consumidor para acceder a las imágenes si se usa un ordenador. Además, sistemas de registro del paciente existentes o grandes, tales como un sistema de registro médico electrónico que pueden usar datos de imagen, también son un medio potencial de distribución o almacenamiento de datos.

En un ejemplo, el dispositivo tiene el peso o la masa minimizada y es portátil, de modo que es adecuado para su uso fuera de consultas y laboratorios oftalmológicos especializados. De acuerdo con algunos ejemplos, el dispositivo puede funcionar de forma autónoma con baterías. El dispositivo de la presente divulgación está opcionalmente motorizado para acceso remoto, usando funcionamiento con CC o funcionamiento con CA, según lo permita la fuente de alimentación. El dispositivo puede estar fabricado para obtener su energía a través de un único cable, tal como a través de un ordenador. El ordenador puede ser un portátil o asistente de datos personal, que es consistente con el uso como un dispositivo portátil.

De acuerdo con un ejemplo, el dispositivo de imaginología digital es accionable para proporcionar una imagen de contraste elevado usando una apertura electrónica en el plano de la diana o en un plano conjugado a la diana, en cualquiera de la trayectoria de entrada o de detección, o ambas. Opcionalmente, el dispositivo de imaginología digital es capaz, además, de proporcionar imágenes de luz dispersada múltiplemente colocando las aperturas de entrada y de detección en el plano de o cerca de la diana, pero descentradas una con respecto a la otra. Como alternativa, una imagen de luz dispersada múltiplemente puede obtenerse situando las aperturas de entrada y de detección conjugadas a la diana, pero descentradas una con respecto a la otra, tal como se describe con más detalle a continuación. Una imagen de luz dispersada múltiplemente proporciona información de diagnóstico que no

se ve fácilmente en la imagen de reflectancia, y puede conseguirse usando una característica de obturador rodante de una matriz de imágenes CMOS (descrita en más detalle a continuación) para muestrear una imagen línea por línea. Este método produce una imagen de contraste elevado o una imagen de luz dispersada múltiplemente de acuerdo con ciertas realizaciones de la presente invención, tal como se describe con más detalle a continuación.

El contraste de una imagen obtenida a través del método y/o del dispositivo de la presente divulgación puede proporcionar detalles acerca de estructuras tales como vasos sanguíneos retinianos que pueden ser útiles como datos de cribado o de diagnóstico. Puede usarse iluminación infrarroja cercana para obtener imágenes de los vasos sanguíneos retinianos, eliminando de este modo la necesidad de fuentes de longitud de onda corta que requieren mayor potencia y conducen a constricción de la pupila, a menos que se use medicación para dilatar la pupila. Por lo tanto, el método y el dispositivo de la presente divulgación proporcionan una experiencia más cómoda para el paciente, así como una imagen de mayor calidad que puede demostrar ser más útil para el diagnóstico de enfermedades tales como retinopatía diabética y degeneración macular relacionada con la edad. Si se usan más de una longitud de onda de iluminación en el dispositivo de la presente divulgación, cada longitud de onda puede corresponder a diferentes cantidades de absorción de sangre, permitiendo de este modo que las hemorragias y otras características vasculares se visualicen en la imagen de comparación.

Descripción de los dibujos

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

La figura 2 es un diagrama esquemático de un sistema de imaginología óptica de la técnica anterior;

La figura 3 es un diagrama esquemático que ilustra una realización del sistema de imaginología óptica de la presente invención, que incorpora un elemento de barrido;

Las figuras 4a y 4b son diagramas esquemáticos que ilustran una realización de una abertura de hendidura usada en la trayectoria de iluminación, y que ilustra, además, el uso de una matriz detectora CMOS que utiliza una función de obturador rodante para funcionar como una abertura en la trayectoria de detección para limitar el muestreo antes del detector, de modo que la luz principalmente en el plano de enfoque de una diana en un plano óptico conjugado;

Las figuras 5a y 5b son diagramas esquemáticos que ilustran una realización de una abertura de hendidura en la trayectoria de iluminación para controlar la intensidad de la luz de iluminación, y que también ilustran una matriz detectora CMOS que utiliza una función de obturador rodante para funcionar como una abertura en la trayectoria de detección para limitar el muestreo antes del detector a la luz principalmente en el plano de enfoque de una diana en un plano óptico conjugado;

La figura 6 es un diagrama esquemático que ilustra una realización del sistema de imaginología óptica de la presente solicitud que incorpora un elemento de barrido y una abertura de entrada electrónica como una abertura de hendidura, y que también ilustra una función de obturador rodante como una abertura proporcionada por medios electrónicos en la trayectoria de detección para alterar el muestreo;

La figura 7 es un esquema de una combinación de aberturas de trayectoria de entrada y detección para proporcionar imaginología confocal, imaginología por luz dispersada múltiplemente por medio de iluminación fuera de eje, imaginología por luz dispersada múltiplemente por medio de dos o más detecciones fuera de eje, utilizando dos o más componentes de detección fuera de eje.

La figura 8 es un esquema que muestra la combinación de aberturas de trayectoria de entrada y detección junto con procesamiento para proporcionar imaginología confocal, definición de la imagen, e imaginología por luz dispersada múltiplemente.

La figura 9 es un dibujo detallado que muestra una configuración de un dispositivo de imaginología de campo de visión digital de aproximadamente 40 grados.

Descripción detallada de la invención

La presente divulgación se refiere a un instrumento o dispositivo pequeño, portátil y ligero de bajo coste particularmente adecuado para examinar las capas retiniana y subretiniana del ojo 10 (véase la figura 1) en busca de anomalías. El dispositivo no es de contacto y no requiere gotas para dilatar la pupila del ojo para obtener una imagen retiniana o subretiniana. Con referencia a la figura 1, el plano de enfoque 12 del dispositivo incluye la interfaz vítreoretiniana y la capa de fibras nerviosas retinianas, que tienen la mayor cantidad de retorno de luz de las varias subcapas de la retina 14. Esta zona de mayor retorno de luz es útil para descubrir el plano de enfoque, pero presenta un problema cuando se intenta obtener una imagen a través de esa zona de la retina 14. Cuando se obtiene una imagen de una retina humana 14, la luz procedente de una fuente de iluminación se hace pasar a través de una abertura de hendidura para producir una fuente de línea y se barre con ella por un plano focal deseado en el ojo después de pasar a través de la pupila de entrada 16 del ojo. La luz entra a través de una o más partes de la pupila (véase la trayectoria de iluminación ejemplar 18) y es remitida y recogida a través de otras partes (véase la trayectoria de detección ejemplar 20), que minimiza la recogida de luz no deseada que es reflejada 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 por hendidura de la iluminación sobre la diana, descrito adicionalmente a continuación, reduce la cantidad de zona diana iluminada de una vez, reduciendo de este modo la cantidad de dispersión no deseada desde estructuras tanto cercanas como distantes, que no son iluminadas

simultáneamente con la luz iluminada por la hendidura, proporcionando de este modo una imagen con contraste más elevado.

5 De acuerdo con un ejemplo, la luz procedente del plano focal deseado es recogida y almacenada digitalmente en forma electrónica o magnética y/o transmitida a un sitio remoto si fuera necesario. El espacio ocupado por los componentes ópticos puede minimizarse y el dispositivo es opcionalmente accionable mediante potencia de batería de CC. Opcionalmente, los controles principales son pocos y sencillos, principalmente un interruptor de energía, un mecanismo de enfoque, un mecanismo para incrementar o reducir el nivel de luz de la fuente de iluminación que puede estar bajo control del operador o ser automático, un mecanismo para iniciar la adquisición de imágenes y un
10 mecanismo para controlar el almacenamiento o la transferencia de las imágenes.

La figura 2 representa, en general, un sistema de imaginología óptica de acuerdo con la presente divulgación. Uno o más elementos de barrido 30 dirigen la luz a y, en algunos ejemplos, desde una diana 32 para reducir la luz dispersada que resultaría con iluminación de inundación. Este sistema incluye una fuente de iluminación y elementos ópticos de conformación de haces, ilustrados colectivamente en 34, para dirigir la luz incidente al elemento de barrido 30 que a continuación dirige la luz a través de un elemento de separación de haces 36, a continuación a la diana 32. La diana pretendida para el presente dispositivo está dentro del ojo, aunque el dispositivo puede usarse con otras dianas. Una parte iluminada en la diana 32 remite la luz mediante un elemento de separación de haces 36 a componentes a lo largo de una trayectoria de detección, ilustrada esquemáticamente en
15 38, donde se forma una imagen de la diana, y la energía lumínica se transforma en energía eléctrica o magnética, para fines de captura de la imagen o almacenamiento de la imagen. La imagen recogida se muestra a continuación en una pantalla 40 y/o se almacena en un dispositivo de almacenamiento 42 en comunicación con los componentes en la trayectoria de detección 38. La imagen puede ser transmitida adicionalmente o como alternativa mediante medios de almacenamiento, cables o comunicación inalámbrica a una base de datos 48 o a una pantalla, ordenador, asistente digital personal, u otros dispositivo digital o analógico 44 para los fines de examen de la diana 32.
20 25

Los componentes electrónicos de control o ajustes mecánicos, ilustrados esquemáticamente en 46, permiten al usuario final o a un proceso automático controlar la fuente de iluminación 34, el elemento de barrido 30, los componentes de la trayectoria de detección 38, la pantalla 40, y la base de datos 48, así como dispositivos tales como monitores de alineamiento o enfoque, circuitos de sincronización, transmisión usando cables o métodos inalámbricos, monitores de imagen adicionales, dispositivos de captura o grabación de imágenes y dispositivos de almacenamiento de imágenes que están interconectados con ellos. Estas imágenes resultantes pueden ser introducidas en la base de datos de los datos de imagen 48, o usarse sin referencia a la base de datos. La base de datos de imágenes 48 puede usarse mediante los componentes 44 para telemedicina, formación y educación a distancia relativa al estado o la salud de la diana, dado que el usuario de este instrumento puede estar alejado de un responsable de la toma de decisiones o puede no ser experto en la materia de la adquisición de imágenes o la interpretación de imágenes de este tipo de imagen. La base de datos también puede contener datos normativos, de clasificación o cuantitativos y procedimientos de toma de decisiones relativos a los resultados de los datos.
30 35

El elemento de separación 36 puede ser cualquier tipo de elemento de separación, tal como un divisor de haces con la parte reflectante intersectando el haz de luz y dirigiéndolo hacia la diana 32, mientras que la parte más transmisiva hace pasar la luz hacia la trayectoria de detección 38, mostrada esquemáticamente en la figura 2. El separador de haces también puede funcionar de modo que la parte transmisiva interseca el haz de luz dirigido hacia la diana, pero refleja la luz que vuelve desde la diana. Un separador de haces que permite solamente una mínima cantidad de solapamiento espacial entre la luz dirigida hacia la diana 32 y la luz remitida desde la diana, y de forma similar la pupila de entrada a la diana, proporciona el beneficio de minimizar la recogida de luz desde superficies reflectantes que no está en el plano de la diana. Cuando el ojo humano es la diana 32, la luz entra en una o más partes de la pupila del ojo, y es remitida y recogida desde principalmente otras partes de la pupila, tal como se ha descrito anteriormente junto con la figura 1. El separador de haces 36 puede tener una o más partes reflectantes o transmisivas. Estas partes reflectantes y transmisivas pueden estar hechas de reflectores de naturaleza relativamente permanente, o pueden estar hechas de elementos que separan los haces por medio de propiedades de polarización de la luz dirigida hacia y lejos de la diana. Con un divisor de haces especular, la luz que entra en el ojo puede tener la mayor pérdida de transmisión a través del divisor de haces, para preservar más de la luz que vuelve del ojo. El separador de haces puede estar controlado mediante dispositivos electro-ópticos conocidos tales como una pantalla de cristal líquido ("LCD"), modulador de luz espacial, o elementos polarizantes. Con un divisor de haces polarizante, pueden usarse elementos de polarización adicionales para reducir reflejos no deseados desde el segmento anterior. El separador de haces puede usar elementos colocados mecánicamente, controlando de este modo la posición o cantidad de la luz hacia o lejos de la diana. El separador de haces puede contener elementos reflectantes o transmisivos que son solamente parcialmente reflectantes, tales como un divisor de haces 90/10. Cuando la diana es el ojo humano, un ejemplo incluye un elemento de separación que puede hacer uso de una pequeña y potente fuente de iluminación 34, con un retorno desde el ojo relativamente menor.
40 45 50 55 60

La figura 3 ilustra un ejemplo, que describe un grupo de configuraciones, en las que un único elemento de barrido 50 dirige la luz desde una fuente de luz y óptica de de conformación de haces 54 a una diana 52 pero no la luz remitida desde la diana 52. La luz procedente de una fuente de iluminación 54 experimenta conformación del haz y es llevada a un foco en un plano conjugado con la diana 52 en una abertura de hendidura 56. De acuerdo con una
65

configuración, la iluminación procedente de una fuente de iluminación 54 utiliza óptica de conformación de haces bien conocida en la técnica que cambia la iluminación de casi Gaussiana a una salida de hendidura. Este cambio de la iluminación puede alcanzarse usando una lente cilíndrica en la trayectoria de iluminación antes de la hendidura 56. Sin embargo, si se usan dispositivos de iluminación de emisión en el borde u otros dispositivos lineales, una lente cilíndrica puede mostrarse innecesaria. La abertura de hendidura 56 se ilustra con más detalle en las figuras 5-8, y se describe adicionalmente a continuación. Tal como puede verse en la figura 3 y la figura 9, la hendidura 56 tiene un eje largo ortogonal al plano de la figura.

En la figura 3, la luz que pasa a través de la abertura de hendidura 56 es dirigida por un elemento de enfoque 58 al elemento de barrido 50. El elemento de barrido 50 gira u oscila para reflejar la luz secuencialmente por la diana en una dirección perpendicular al eje largo de la abertura de hendidura 56. En todas las figuras, las líneas continuas que salen del elemento de barrido 50 indican una trayectoria de barrido para la iluminación, y las líneas discontinuas o de puntos indican trayectorias de detección. Desde el elemento de barrido 50, la luz es dirigida a continuación por uno o más elementos de enfoque 60, a través de un ángulo de entrada estrecho, (por ejemplo, la pupila) 62, a un foco en la diana 52 (por ejemplo, el plano retiniano). La figura 3 ilustra los planos de entrada y focal solamente de forma esquemática; véase la figura 1 para más detalle. La luz en la abertura de hendidura 56 está en un plano óptico conjugado a la diana 52. La luz en el elemento de barrido 50 está en un plano óptico conjugado con el plano del ángulo de entrada estrecho 62. Un elemento de enfoque 64 está preferentemente montado para movimiento en una dirección axial para permitir el enfoque de la luz en la diana 52. Cuando se obtienen imágenes de una diana sin una lente (por ejemplo una diana diferente del ojo humano con una lente funcional), el elemento de enfoque 64 es opcionalmente un conjunto de lentes adecuadas para enfocar en la diana 52.

Tal como se ha indicado anteriormente, el barrido de la luz por la diana a través de una abertura de hendidura (y el barrido de nuevo en la trayectoria de detección si éste se realiza, descrito adicionalmente a continuación) ayuda a reducir luz dispersada no deseada en la imagen resultante. El barrido puede conseguirse de diversas maneras bien conocidas en la técnica. Por ejemplo, un componente especular puede estar montado en un elemento giratorio 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 gravedad. El elemento de barrido puede activarse de cualquier manera adecuada, tal como pulsando un botón o tirando de una palanca, un interruptor deslizante, un interruptor de palanca, o la rotación de un dial por el operador. En un ejemplo, el elemento de barrido es impulsado preferentemente por un motor de CC accionado por una batería, que es una configuración económica y permite que el dispositivo sea portátil. En un ejemplo, puede usarse un elemento giratorio que gira en una dirección, tal como un motor de CC. Dicho motor puede seleccionarse para ser de funcionamiento silencioso y funcionar con poca alteración por vibraciones del entorno.

La luz que vuelve desde la diana 52 es separada de la luz que impacta en la diana en el elemento de separación de haces 66. En el ejemplo mostrado en la figura 3, el elemento de separación 66 se ilustra como un espejo que no interseca la luz dirigida hacia la diana 52 en la trayectoria de iluminación. El espejo está ubicado en la trayectoria de retorno para intersecar y reflejar de este modo la luz remitida desde la diana 52 en la trayectoria de detección a una matriz detectora 68. El elemento de separación 66 también puede comprender un divisor de haces con la parte reflectante que interseca el haz de luz dirigido a la diana 52, con la parte transmisiva que dirige la luz remitida desde la diana, o cualquier otra combinación de elementos tal como se describe en relación con la figura 2 anteriormente para separar la luz procedente de la trayectoria de iluminación de la remitida desde la diana 52 y dirigir la luz remitida hacia la trayectoria de detección. El elemento de separación 66 opcionalmente contiene superficies especulares adicionales para dirigir la luz en una dirección conveniente con respecto a la configuración de los otros componentes, permitiendo de este modo que la aglomeración de componentes cerca de la diana 52 se reduzca. Además, superficies especulares adicionales pueden usarse y configurarse para reducir la aglomeración de componentes cerca de las superficies de montaje de los elementos de enfoque 60 y 64, o para impedir que los componentes interfieran en el movimiento del elemento de enfoque 64 o el elemento de barrido 50 separando espacialmente la luz dirigida hacia la diana 52 de la luz que retorna desde la diana, reflejos directos, no deseados, procedentes de planos focales no en el plano de la diana pueden ser eliminados minimizando el solapamiento espacial en el separador de haces 66. Con respecto a la diana, la iluminación se dirige en la diana desde una posición ligeramente diferente que es la trayectoria de detección desde la luz remitida, de modo que existe un mínimo solapamiento espacial entre las trayectorias de detección e iluminación, minimizando de este modo cualesquiera reflejos no deseados de elementos ópticos, incluyendo aquellos que a menudo se encuentran en asociación con la diana tales como la córnea y el cristalino del ojo humano cuando la retina es la diana (véase la figura 1).

El elemento de separación 66 puede comprender una superficie parcial o totalmente reflectante que no interseca la luz dirigida hacia la diana 52. La superficie reflectante puede comprender un espejo o un divisor de haces con la parte reflectante que no interseca el haz de luz dirigida a la diana, tal como se muestra. El elemento de separación también puede ser cualquier número de otros elementos de separación, tales como un divisor de haces con una parte reflectante que interseca el haz de luz dirigida hacia la diana y una parte transmisiva que incluye un espejo que refleja menos del 100 % de la luz hacia la diana o una parte transmisiva que interseca el haz de luz dirigida hacia la diana y la parte reflectante permitiendo que pase la luz procedente de la diana.

De acuerdo con una realización de la presente invención, la disminución adicional de luz procedente de planos no deseados puede obtenerse dirigiendo la luz en la trayectoria de detección desde la diana 52 a una matriz detectora bidimensional 68 que comprende un chip semiconductor complementario de óxido metálico ("CMOS") (denominada una "matriz detectora CMOS"). La matriz detectora CMOS funciona de tal manera que actúa como un "obturador rodante" dado que una imagen se forma digitalizando de manera línea por línea iterativa. Por lo tanto, a medida que un haz de luz es dirigido a la matriz detectora CMOS, solamente una pequeña línea o región de la imagen es leída o expuesta en cualquier momento dado. Por lo tanto, solamente la luz en fase con la línea particular que está siendo leída o expuesta por la matriz detectora CMOS es recogida por el CMOS, haciendo de este modo que la imagen digital de la diana se "construya" de una línea cada vez. Opcionalmente, si puede usarse un detector CMOS más avanzado, permitiendo que más de una línea pueda construirse simultáneamente, y proporcionando beneficios adicionales y funcionalidad descrita de forma más exhaustiva a continuación. El uso del CMOS en lugar de un chip de dispositivo de carga acoplada ("chip CCD") tal como se usa en ejemplos previos crea múltiples beneficios inesperados. Aunque anteriormente se pensaba que sincronizar la característica de obturador rodante de la matriz detectora CMOS con la abertura de hendidura de barrido sería difícil, incrementando de este modo los costes de producción del dispositivo, se descubrió que el uso de la propia matriz detectora CMOS actúa como una abertura confocal debido a su función de obturador rodante, eliminando de este modo la necesidad de varios elementos de enfoque y otros elementos caros que eran necesarios en la trayectoria de detección en ejemplos anteriores. Además, se descubrió que el uso del detector CMOS con una característica de obturador rodante reduce significativamente o elimina la hiperiluminación de una imagen, y permite además que estén presentes en el dispositivo varias funcionalidades adicionales que no estaban presentes en ejemplos previos. De acuerdo con otra realización de la presente invención, una abertura de entrada electrónica opcional es substituida o añadida para permitir el ajuste de la anchura de la hendidura que es barrida, así como la anchura de la hendidura que es detectada a través de la trayectoria de detección.

Además, el uso de una matriz detectora CMOS permite eliminar elementos entre el separador de haces 66 y la matriz detectora 68. Esto permite un completo cambio de la geometría del dispositivo, dado que la característica de obturador rodante reduce la necesidad de una tercera cara de barrido y las facetas necesarias durante la adquisición de cada imagen. La eliminación de estos componentes permite una reducción de las aberraciones ópticas que afectan a la imagen resultante y permite, además, que el dispositivo obtenga imágenes de un mayor tamaño de campo. Por ejemplo, la presente realización permite un campo de visión de 1,5 a 2 veces más ancho que el tamaño de campo de veinte grados (20°) de los ejemplos previos sin alterar de otro modo significativamente el diseño del dispositivo. Un mayor campo de visión del dispositivo se traduce en un sistema de imaginología más fácil de usar, dado que un operador no necesita alinear el dispositivo con el ojo tan exactamente como lo necesitaría con un dispositivo que estaba más limitado en tamaño de campo.

Otra funcionalidad más conseguida a través del uso de una matriz detectora CMOS con una característica de obturador rodante es la capacidad de usa imaginología por luz dispersada, muestreo incrementado en el caso de señal baja, y definición de la imagen. Por ejemplo, si la matriz de CMOS se lee línea por línea, es posible seleccionar una línea de dirección o una línea de retardo en alineamiento preciso con el eje óptico del haz de iluminación. Cuando se obtiene una imagen digital del haz de iluminación, usando la línea de dirección o de retardo o ambas conjuntamente, se produce una imagen dispersada. En un ejemplo, se obtienen imágenes de forma digital de dos o más líneas en estrecha sucesión entre sí, o incluso simultáneamente. La obtención de imágenes de estas dos o más líneas permite una imagen global con una imagen más precisa de una diana en movimiento, tal como un ojo; y permite la reducción o eliminación del sombreado procedente de la detección que es asimétrica. Con dianas no en movimiento, dos imágenes son adquiridas secuencialmente y a continuación se combinan para proporcionar una imagen dispersada múltiplemente sin el uso de hardware CMOS avanzado. Además, las aberturas de entrada y de detección pueden ajustarse una con respecto a la otra para proporcionar un mayor control de la iluminación, más o menos luz dispersada, y corrección de mala iluminación o retorno en los bordes del campo. Un obturador electrónico puede funcionar con suficiente velocidad para alterar la trayectoria de iluminación dentro de cada línea de la imagen cuando sea necesario, tal como se describe adicionalmente a continuación. Opcionalmente, más de una línea en el detector CMOS puede activarse para permitir la detección de más luz, con o sin la abertura adicional.

Usando el método de imaginología descrito anteriormente, un ejemplo de la presente divulgación permite la definición de la imagen cuando dos o más líneas adyacentes a la línea en el eje en la salida de CMOS se sustraen de la línea en el eje. Opcionalmente, las dos líneas pueden sustraerse de manera ponderada. Aunque en la técnica se ha conocido usar procesamiento de imágenes con imágenes láser de contraste elevado para crear dicha definición de la imagen, el procesamiento de imágenes siempre se ha realizado después de que la imagen se creara. La presente realización del dispositivo permite que la definición y el procesamiento de imágenes se produzcan mientras se están obteniendo imágenes de la diana, permitiendo de este modo al operador ver la imagen definida en el momento en que la diana está en frente de él o ella. Por lo tanto, dado que la imagen definida es capaz de ser vista por el operador mientras está tomando la imagen, el operador puede determinar si es necesario tomar imágenes adicionales para garantizar que resulta una imagen de calidad.

De acuerdo con otro ejemplo más, se utiliza un barrido bidireccional, en el que múltiples líneas son detectadas y se obtienen imágenes de las mismas secuencialmente (o de otra manera) en diferentes secciones. Por ejemplo, un primer barrido detecta y obtiene imágenes secuencialmente de líneas hacia la izquierda de la posición de partida

mientras que un segundo barrido detecta y obtiene imágenes secuencialmente de líneas hacia la derecha de la posición de partida. Opcionalmente, tanto el primer como el segundo barrido se producen simultáneamente, y se usa software de temporización para crear imágenes de luz dispersada múltiplemente a partir de estos barridos.

5 La utilización de una matriz detectora CMOS 68 para detectar y construir una imagen tiene la ventaja adicional respecto a ejemplos previos de que imágenes obtenidas con un dispositivo de acuerdo con la presente divulgación
 10 opcionalmente se almacenan en un medio de memoria que es común—incluso en el mercado para consumidor al por menor. Por ejemplo, experimentos que utilizan ciertos ejemplos de la presente divulgación utilizaban tarjetas de memoria flash y tarjetas de captura digital en un procesador de ordenador personal o cámara digital típica. Se
 15 apreciará que varios otros medios de almacenamiento convencionales o no convencionales bien conocidos en la técnica pueden usarse para adquirir imágenes detectadas por la matriz detectora CMOS. Otra ventaja más de usar una matriz detectora CMOS en lugar de un chip CCD es que la resolución vertical CCD disminuye en un factor de 2 en cada campo, dado que la matriz detectora CMOS no está entrelazada como es el caso con chips CCD entrelazados. Los chips de barrido progresivo no tienen la reducción de resolución vertical y, junto con chips CMOS,
 20 se prefieren cuando el movimiento de la diana tal como los movimientos oculares son un problema dado que el barrido secuencial y esquemas similares permiten que una imagen sea construida con estructuras adyacentes muestreadas en puntos más similares en el tiempo, en comparación con esquemas entrelazados que adquieren líneas impares, y a continuación líneas pares. Adicionalmente, los chips CCD entrelazados requieren una velocidad de imagen de 30 Hz, mientras que los chips CMOS funcionan a una velocidad de muestreo inferior, permitiendo de este modo la mejora de la relación de señal con respecto a ruido. Además, el uso de una matriz detectora CMOS en lugar de un chip CCD dio como resultado la reducción de luz parásita desde las varias superficies reflectantes requeridas en los ejemplos CCD, incluyendo aquellos que permiten la recogida de luz antes y después del periodo de tiempo que contribuye a la imagen, con la realización de CMOS incrementando de este modo la detección de una mayor proporción de luz relacionada con la diana y mejorando la calidad de la imagen respecto a sistemas de
 25 muestreo y retención.

Volviendo ahora a la figura 3, en casos en los que un CMOS con un obturador rodante sirve como matriz detectora bidimensional (“2D”) 68, la lectura de los datos línea por línea de manera secuencial sirve como una apertura 72 para limitar la luz parásita no deseada. Solamente la luz que impacta con la línea que está siendo leída contribuye a
 30 la imagen, que es una manera análoga a que solamente la luz que pasa a través de una abertura de hendidura alcance la diana. Dado que el chip CMOS está en un plano conjugado al plano retiniano, el uso de su esquema de muestreo inherente constituye una abertura confocal, reduciendo de este modo la diafonía óptica espacialmente e incrementando el contraste de la imagen.

35 En casos en los que la matriz detectora 2D 68 tiene una estrategia de muestreo y retención u otra estrategia que no incluye muestreo línea por línea temporizado para limitar la zona muestreada en un momento dado, entonces una abertura electrónica diferente puede introducirse para servir como abertura de trayectoria de detección 72 mostrada en la figura 4. Una matriz LCD que es abordable píxel por píxel o línea por línea y cambia de transparente a opaca puede colocarse en las inmediaciones adyacentes de modo que la luz en la trayectoria de detección está limitada espacialmente, y la zona que es transparente corresponde a la que está siendo iluminada por el barrido por la matriz 2D 68. A medida que el barrido progresa, la zona transparente se desliza de manera correspondiente. Sin embargo, este método requiere otro elemento para controlar la temporización de la acción de barrido de la zona transparente, a diferencia del método de obturador rodante CMOS. De acuerdo con un ejemplo, un elemento de separación 66 puede usarse para reducir los reflejos del plano de la pupila, o plano no conjugado, significativamente. Para dianas que son estacionarias, o dianas que pueden tolerar más luz y por lo tanto podrían ser barridas con alta intensidad y alta velocidad, este objetivo puede eliminarse.

Para fines de mediciones de microscopia o fluorescencia en el ojo, la trayectoria de detección electrónica 72 puede hacerse opcionalmente tan estrecha para permitir el seccionamiento óptico o lo suficientemente ancha para incorporar tanta señal como sea posible, y puede estar configurada para incluir o excluir filtros de barrera fluorescente.

La rotación del elemento de barrido 50 mostrada en la figura 3 está en suficiente sincronía para permitir correlación línea por línea del haz de iluminación a medida que es barrido. Por lo tanto, la posición de la abertura 72 está razonablemente sincronizada con el elemento de barrido 50. Esto puede conseguirse mediante métodos de bucle abierto y calibración o bucle cerrado bien conocidos en la técnica.

Las figuras 4a y 4b demuestran además cierto ejemplo de la abertura de hendidura 56 conjugada al plano retiniano en la trayectoria de iluminación y la abertura electrónica conjugada al plano retiniano en la trayectoria de detección. Tal como se muestra en la figura 4a, en un primer momento, la luz pasa a través de la hendidura 56, se desplaza a través del instrumento, y el haz lineal de luz 71 realiza un barrido a través de la abertura electrónica 72. Tal como se muestra en la figura 4b, en un segundo momento igual al primer momento más un tiempo adicional, el haz lineal de luz 71 se ha movido a una segunda posición en la abertura electrónica. La luz no deseada procedente de planos fuera de la zona diana, así como luz que se ha dispersado por la diana, es reducida por el uso de la abertura 72. Tal como se ha indicado anteriormente, la función de obturador rodante del chip CMOS tiene esta propiedad inherente en su funcionamiento. Como alternativa, de acuerdo con otro ejemplo, un obturador mecánico, electrónico u otro con

una zona transparente móvil puede usarse en las inmediaciones adyacentes a la matriz detectora 2D, permitiendo que se use otra matriz detectora 2D tal como una CCD, videocámara, u otra matriz detectora. La zona transparente puede moverse fácilmente en dispositivos tales como pantallas LDC.

5 Las figuras 5a y 5b ilustran que la anchura de la hendidura 56 puede ajustarse fácilmente, y de manera más rápida cuando es electrónica que cuando es mecánica. Tal como se muestra en la figura 5b, una hendidura más ancha permite que entre más luz en el sistema de imaginología, incrementando de este modo la intensidad de la imagen. Las anchuras relativas de la hendidura 56 y la trayectoria de detección 72 determinan la región muestreada, e incrementan o disminuyen la profundidad de campo. Elementos muy estrechos en la hendidura 56 y la abertura de la
10 trayectoria de detección 72 conducen a un pequeño volumen de luz muestreada en el detector y, por lo tanto, seccionamiento óptico y elevado contraste en el plano de enfoque, tal como se muestra en la figura 5a. Elementos más anchos, tales como el representado en la figura 5b, permiten que un gran volumen de luz se muestree y una mayor profundidad de campo más fácilmente útil en el ojo en movimiento. Más luz dispersada es recogida en la configuración mostrada en la figura 5b, y esta información de luz dispersada puede ser útil para revelar estructuras que de otro modo no se ven.
15

La figura 6 representa un método para producir imaginología por luz dispersada con una hendidura relativamente ancha 56 en la trayectoria de iluminación realizada mediante cualquier medio que transmite luz, de modo que una zona más ancha de la diana es iluminada y la luz que vuelve es capturada por una abertura confocal en la
20 trayectoria de detección 72 que está descentrada del eje de iluminación principal, mostrado mediante las líneas discontinuas debajo de la abertura de trayectoria de detección 72. La abertura de trayectoria de detección 72 actúa como una abertura electrónica que es inherente en el obturador CMOS. Específicamente, la abertura de trayectoria de detección 72 actúa como una abertura electrónica asignando una columna en el chip para obtener activamente datos de imagen que están adelantados o retardados respecto a la posición de iluminación principal en la diana. La
25 posición o posiciones y anchura o anchuras son fácilmente modificadas con aberturas electrónicas auxiliares, pero, en el obturador rodante (lectura línea por línea) en un chip CMOS, debe haber procesamiento o post-procesamiento incorporado para incorporar cualesquier funciones diferentes de un retardo o avance de la captura de imágenes mediante la sincronización. Este método produce imaginología por luz dispersada múltiplemente, pero da como resultado iluminación y detección asimétricas, lo que puede conducir a sombras en la imagen que son difíciles de distinguir de estructuras absorbentes. La iluminación simétrica puede obtenerse combinando dos imágenes, teniendo, cada una, una lectura desplazada de la iluminación, pero en direcciones opuestas del eje de iluminación. Esto no es una desventaja con dianas no móviles cuando se usan niveles de luz relativamente altos, y cuando pueden tomarse dos imágenes en estrecha sucesión. Sin embargo, cuando se obtienen imágenes de dianas en movimiento, un ejemplo alternativo utiliza dos matrices detectoras (tales como detectores CMOS) simultáneamente,
30 con obturadores independientes, con una matriz detectora a la que se le permite conducir la fuente de luz, y la otra retrasada detrás.
35

Volviendo ahora a la figura 7, de acuerdo con otro ejemplo más de la presente divulgación, otro método para producir imaginología por luz dispersada utiliza una iluminación de entrada estructurada introduciendo dos o más
40 regiones transparentes en la hendidura 56 en la trayectoria de iluminación y usando la abertura de trayectoria de detección 72 como abertura confocal. En este ejemplo, la parte central o en el eje de la hendidura 56 es opaca y dos barras transparentes que flanquean la parte central de esa hendidura. La luz transmitida fuera del eje es conducida a través del instrumento a la diana, y la parte que vuelve al eje pasa a través de la abertura de trayectoria de detección 72, que está en el eje. La luz en el eje que vuelve de la diana es ampliamente dispersada múltiplemente fuera de
45 estructuras diana, y esa luz que está dispersada individualmente desde las hendiduras de trayectoria de iluminación 56 es bloqueada por la abertura. Con una abertura electrónica, esta luz llega en el momento erróneo para pasar a través de la abertura o ser muestreada por la acción de obturador rodante del chip CMOS 68.

La figura 8 ilustra combinaciones de muestra de la hendidura 56 y la abertura 72 con post-procesamiento para conseguir imaginología confocal, imaginología de luz dispersada múltiplemente y/o definición de la imagen. El procesamiento puede conseguirse usando una matriz detectora 68 con procesamiento incorporado, o dispositivo o dispositivos digitales o analógicos 42 para almacenamiento y comparación de las imágenes, permitiendo de este modo comparación o computación de imágenes. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 8, una imagen de luz dispersada múltiplemente es tomada con el haz lineal de luz 71 tomado en el tiempo A (denominado como "línea A"),
50 y el haz lineal de luz 71 tomado en el tiempo B (denominado "línea B"). El tiempo A y B pueden ser el mismo tiempo, pueden ser secuenciales, o pueden estar separados entre sí en periodos de tiempo significativos. Como ejemplo, el barrido se produce progresivamente, con las líneas muestreadas A y B y, de forma ilustrativa puede haber una línea adicional C (no se muestra), de modo que la línea B esté entre la línea A y la línea C en la matriz detectora 68. Usando la sencilla fórmula $aB - b(A + C)$, donde a y b son los factores de ponderación con signo y amplitud variables. Para conseguir imaginología confocal altamente flexible, a es positivo y b es negativo y entre 0 y 1, entonces una parte de la luz recibida a través de A y C se añadirá a la luz procedente de B para formar una imagen, con A, B, C, y cualesquiera líneas adicionales juntas sirviendo como abertura confocal de anchura ajustable y con la posibilidad de capturar una parte variable de la luz dispersada que no pasa a través de B, optimizada de acuerdo con la tarea de imaginología. Para conseguir la definición de la imagen, si a es positivo y b es positivo pero entre 0 y
55 1, entonces esta fórmula se usa para sustraer una parte que varía entre el 0 y el 100 % de la cantidad de luz en A + C, eliminando de este modo la luz dispersada de una imagen basada en B sin necesidad adicional de ajuste de la
60
65

- 5 hendidura 56, consiguiendo la definición de la imagen. Opcionalmente, este método puede generalizarse a más líneas de A a C, y factores de ponderación adicionales, permitiendo la completa flexibilidad necesaria para cada tarea de imaginología. Para imaginología de luz dispersada múltiplemente, el factor de ponderación a es negativo o un factor menor que 1, y b es negativo, de modo que más coeficiente de ponderación total es asignado a datos que pasan a través de las líneas A y C. De nuevo, líneas adicionales, incluyendo aquellas líneas eliminadas además de B, y factores de ponderación correspondientes pueden usarse para proporcionar imaginología flexible de acuerdo con la diana y la tarea de imaginología. Para señales de luz dispersada múltiplemente débiles, proporcionalmente puede ser necesario dar más coeficiente de ponderación para conseguir una imagen.
- 10 La calidad del haz en la imaginología es importante, y una hendidura puede formarse usando solamente una lente cilíndrica en la parte de conformación de haces del elemento 54 y mediante la hendidura 56 en la figura 3, pero usar ambos elementos mejora la eficiencia energética mediante el elemento 54 y la hendidura 56 permite un muestreo más preciso de lo que permite el uso solamente mediante el elemento 54. Opcionalmente, la luz en la hendidura 56 está en un plano óptico conjugado al plano de la diana 52. Además, opcionalmente, la hendidura puede generarse mediante un filtro espacial transmisivo o reflectante, así como uno electrónico, tal como un modulador de luz espacial o dispositivo LDC, tal como se ha descrito anteriormente. Adicionalmente, la calidad del haz y la hendidura pueden optimizarse para una tarea de imaginología específica.
- 15 La posición del plano diana es manipulada mediante las lentes móviles u otros elementos de enfoque, por ejemplo la lente 64 mostrada en la figura 3. En un ejemplo, las dimensiones de la pupila de entrada a la diana 52 son pequeñas, no superiores a 2,5 mm de diámetro. Esto permite el uso del dispositivo en entornos brillantemente iluminados o con personas de más edad en un emplazamiento remoto. El tamaño de la diana de la que se obtendrán imágenes, cuando el ojo humano es la diana, es de aproximadamente 6 mm, a aproximadamente 12 mm, difiriendo de instrumentos experimentales altamente aumentados, pero proporcionando un campo de visión de aproximadamente 20° a aproximadamente 40° de ángulo visual como en cámaras oftálmicas convencionales.
- 20 Dado que las pupilas de entrada y salida están limitadas a un total de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 2,5 mm, la eficiencia de la luz es una preocupación, particularmente cuando la pupila no está dilatada. De acuerdo con un ejemplo, el barrido se realiza en una dimensión a diferencia de la mayoría de dispositivos comerciales, que realizan barrido en dos dimensiones. Una mejora de la relación de señal con respecto a ruido puede conseguirse reduciendo la velocidad de barrido. A diferencia de los dispositivos comerciales de la técnica anterior, que no realizan barrido, puede obtenerse una mejora en la eficiencia de la luz y se obtiene una calidad de la imagen mejorada mediante barrido.
- 30 Un criterio en el diseño de un dispositivo de acuerdo con la presente divulgación es preservar una cantidad sustancial de luz, permitiendo de este modo que una cantidad máxima de luz alcance el detector desde el ojo. El uso de dicho criterio en el diseño permite una imaginología significativamente mejor, particularmente dado que la imaginología retiniana de acuerdo con la presente divulgación a menudo se realiza a través de una pupila que no está dilatada, creando de este modo una condición que se consideraría que es "escasa de luz" en otros sistemas. Además, el dispositivo de barrido puede funcionar lentamente cerca del intervalo de aproximadamente 1 Hz a aproximadamente 30 Hz, en lugar de los dispositivos típicos usados para imaginología retiniana tales como un galvanómetro o dispositivo giratorio en movimiento continuo que funciona a de aproximadamente 25 Hz a aproximadamente 60 Hz. El intervalo de frecuencia inferior también permite menos consumo de energía y un dispositivo mecánicamente menos sofisticado a usar para el barrido. El barrido lento puede realizarse de modo que, cuando el dispositivo de barrido es activado por el operador, el barrido puede realizarse con un único o un número limitado de barridos por la diana.
- 35 Aunque lo anterior describe varios ejemplos de un dispositivo de acuerdo con la presente divulgación, se apreciará que pueden tomarse varias consideraciones más para alterar la aplicación del dispositivo, o para alterar configuraciones del dispositivo. Por ejemplo, en otro ejemplo que usa un número limitado de barridos, se usa una resolución reducida durante uno o más fotogramas para ayudar con el nivel de luz, el posicionamiento de la diana y el enfoque usando adquisición de datos más rápida, y a continuación se usa una resolución más alta para uno o más fotogramas fijos de buena calidad. Muchas matrices bidimensionales usadas en dispositivos electrónicos para el consumidor permiten ahora el funcionamiento en más de un modo. Análogamente, las matrices detectoras ofrecen más de una resolución. Por lo tanto, la velocidad de barrido y adquisición, el nivel de luz y la ganancia pueden compensarse contra la resolución, como apreciarán los expertos en la materia.
- 50 Los expertos en la materia apreciarán que la pupila de pequeño tamaño y el pequeño tamaño del dispositivo imponen restricciones en el campo de visión, que de la forma más probable es de aproximadamente 20° a aproximadamente 40° con resolución óptica que soporta una resolución digital de aproximadamente 512 píxeles x 512 píxeles o 640 píxeles x 480 píxeles hasta un detector de 1 megapíxel. Una gran profundidad de campo se prefiere para uso con pacientes humanos, y el dispositivo puede tener capacidades de seccionamiento confocal intencionadamente limitadas. Una gran profundidad de campo reduce la necesidad de un gran haz de entrada en la pupila, que permite una mejor resolución axial. La reducción de la luz fuera de foco minimiza los artefactos de elementos ópticos de segmento anterior. Una abertura en el plano confocal al plano retiniano se usa opcionalmente de acuerdo con un aspecto de la presente divulgación. Además, opcionalmente se usan elementos ópticos de
- 60
- 65

polarización. Otra manera de proporcionar longitudes de trayectoria suficientemente largas, gran profundidad de campo, y buena calidad de imagen es usar un marco telescópico o espejos plegados adicionales. Las longitudes de trayectoria pueden prolongarse mediante espejos en o cerca de las partes exteriores del marco que se mueven, o en otro componente móvil. Por lo tanto, el presente dispositivo evita una desventaja en muchos diseños de la técnica anterior que tienen una lente final de número f elevado en una posición tal que el reflejo del plano de la pupila es muestreado en el plano retiniano. Por lo tanto, el presente dispositivo no produce imágenes que dan como resultado un reflejo brillante no deseado en la imagen de la retina.

En el dispositivo de acuerdo con la presente divulgación, el mecanismo de enfoque se mantiene opcionalmente sencillo para minimizar la complejidad de uso, el tamaño y el peso. El enfoque puede conseguirse incrementando o reduciendo la relación de planos retiniano y de la pupila (el plano focal deseado y el plano de entrada) mediante el uso de uno o más espejos y/o lentes móviles, tal como se muestra en la figura 3. Estos componentes pueden ser accionables mediante control mecánico o eléctrico. En un ejemplo, se proporciona una lente o matriz de lentes móviles, tal como se conoce bien en la técnica. El espejo o lente móvil puede accionarse manualmente mediante, por ejemplo, un mando giratorio accionado por un único dedo o pulgar, sujetando una carcasa de lente giratoria, de manera similar a una cámara, mediante un interruptor deslizante, o cualquier otro dispositivo de posicionamiento mecánico conocido en la técnica. Opcionalmente, el espejo o lente móvil puede estar motorizado, preferentemente usando un motor de CC impulsado por batería. Opcionalmente, puede usarse un motor de CA si hay una conexión con una fuente de alimentación de CA externa.

De acuerdo con un aspecto, el foco apropiado puede encontrarse inspeccionando visualmente imágenes en una pantalla; usando un indicador para ubicar el reflejo más brillante que vuelve desde la diana (sin tener necesariamente que proporcionar visualización de los datos); o usando imágenes de menor resolución, o un pequeño número de imágenes adquiridas más rápidamente, hasta velocidad de video, para encontrar el foco rápidamente, después de lo cual se proporciona una imagen que tiene una mejor resolución. El foco puede ser un mecanismo manual o un mecanismo de enfoque automático bien conocido en la técnica. Finalmente, el foco puede determinarse basándose en toda o en una parte de la imagen.

De acuerdo con un aspecto de la presente divulgación, 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, dado que una LCD incorporada añade peso, puede ser frágil, y consume corriente, puede ser deseable en algunos ejemplos eliminar una pantalla y proporcionar solamente un indicador de foco. Tal como se ha indicado anteriormente, cuando la retina está en el foco, esta capa proporciona el mayor retorno de luz en todo el espectro visible y el infrarrojo cercano. Por lo tanto, de acuerdo con un aspecto, una imagen puede enfocarse situando la imagen en el segmento anterior para reducir esta señal, y el plano focal para muestrear la retina ajustarse al brillo máximo. Por lo tanto, mientras que una imagen es útil para enfocar, con una gran profundidad de campo, opcionalmente puede usarse un indicador. El indicador puede ser una pantalla, una luz cuando se alcanza un criterio, una luz que se hace más brillante o se atenúa correspondiendo a la cantidad de luz recibida, un dial, un panel de lectura digital, un sonido, un indicador de aguja, o cualquier otro elemento que pueda proporcionar una señal al usuario de que se ha obtenido el foco.

El dispositivo puede incluir opcionalmente una pantalla para ver la imagen después de su adquisición. La pantalla puede ser una pantalla de cristal líquido (LCD) u otro dispositivo de visualización adecuado. Los datos de imagen pueden transferirse mediante USB, IEEE 1394, un protocolo inalámbrico, u otra conexión a un dispositivo u ordenador, tal como se conoce bien en la técnica. El dispositivo puede incluir opcionalmente además uno o más dispositivos de memoria incorporados, en los circuitos integrados o un dispositivo de memoria amovible o película que puede ser transferida a un dispositivo de visionado externo tal como se indica en 44 en la figura 2. Los datos pueden ser transmitidos por cualesquiera métodos por cable o inalámbricos a un dispositivo de recepción, tal como un ordenador, asistente administrativo personal, teléfono móvil u otro dispositivo.

De acuerdo con otro ejemplo más de la presente divulgación, para ver estructuras en un plano no conjugado a la retina del ojo, opcionalmente pueden realizarse modificaciones mediante un conjunto de enfoque tal como se muestra mediante las lentes 60 y 64 en la figura 3. Puede añadirse un conjunto de lente o espejo adicional, eliminarse lentes o espejos existentes, u otras lentes o espejos sustituirse por el conjunto de enfoque, tal como apreciará un experto en la materia. Estas estructuras incluyen el segmento anterior del ojo, pero no están limitadas a estructuras oculares y podrían incluir piel o cualquier otra estructura biológica o no biológica. La pupila de entrada estrecha y la separación de trayectorias de iluminación y detección distingue este diseño de un dispositivo de microscopio óptico confocal diseñado para seccionamiento óptico con la mayor resolución axial, aunque los ejemplos mostrados en las figuras 3-8 permiten que un instrumento con cierta capacidad de seccionamiento óptico, es decir un instrumento que podría usarse como un microscopio o dispositivo de imaginología de uso general de resolución modesta y rechazo de la luz remitida fuera de plano. Los elementos de enfoque tal como se muestran pueden usarse opcionalmente para proporcionar una imagen que agranda la visión de una diana, y el agrandamiento adicional de una imagen para visionado se produce en gran medida de forma electrónica, ampliando de este modo los potenciales usos más allá del de la retina o el ojo humano como un todo. De acuerdo con un aspecto, el barrido de la fuente de iluminación con respecto a la diana proporciona una imagen de mayor contraste de lo que lo hace la iluminación de inundación típica o la iluminación desde fuentes existentes y externas tales como la luz del sol, y de esta manera amplía los usos potenciales del dispositivo más allá del alcance de la retina o el ojo

humano.

De acuerdo con un aspecto, existen varias estructuras en el segmento anterior del ojo humano de las que pueden obtenerse imágenes usando elementos de enfoque auxiliares o sustituidos que no están en el alcance focal del dispositivo de imaginología retiniana digital de la presente divulgación. Por ejemplo, la divulgación del dispositivo podría usarse para obtener imágenes de traumatismo o enfermedad corneal, resultados de cirugía corneal o cirugía láser refractiva, un cuerpo extraño en o sobre el ojo, una lesión o quemadura química, neovascularización del iris, lesiones oculares exteriores, quemaduras, ajuste de lentes de contacto, inflamación externa, enfermedad infecciosa, problemas del conducto lacrimal, lesiones del párpado, pterigión, problemas vasculares de la esclerótica o el iris, u otros datos necesarios para documentar el estado de urgencias o de salud de un paciente.

Además, debe observarse que el dispositivo tal como se describe puede estar opcionalmente alojado en una cubierta. Más opcionalmente, controles, tales como un interruptor de encendido apagado y un control de enfoque, pueden ser accesibles a través de la cubierta. La cubierta puede ser resistente y ligera y encierra a todos los componentes ópticos y electrónicos descritos anteriormente. Además, puede proporcionar opcionalmente un reposacabezas o reposabarbilla, y puede estar configurado para permitir a un paciente mantener el ojo de maneja inmóvil en alineamiento con el dispositivo. El reposacabezas o reposabarbilla puede ser accionable para plegarse para formar un dispositivo portátil fácil de guardar y llevar. En otro ejemplo, el reposacabezas o reposabarbilla puede plegarse para formar un espacio ocupado compacto. Un ejemplo adicional tiene una cubierta que es sujeta por el usuario de una manera similar a una cámara digital o videojuego para el consumidor. Puede proporcionarse un visor para ubicar el ojo. Un control en la cubierta puede actuar como un interruptor de palanca para encendido y apagado para diversos modos de resolución de adquisición de imágenes.

Se han construido y ensayado una serie de ejemplos del presente dispositivo para determinar la viabilidad de obtener imágenes oculares aceptables de forma segura y con energía de la batería con la capacidad de transferir imágenes a una fuente remota. Se ensayaron una serie de ejemplos usando un ojo humano modelo, tal como se conoce en la técnica. El ojo modelo se usó para determinar que el dispositivo es capaz de funcionar y obtener una imagen usando una cantidad aceptable de luz que es consistente con la seguridad ocular. La cantidad relativa de luz en el ojo modelo ha sido calibrada con el ojo humano y es conocida.

Un ejemplo similar al descrito anteriormente en las figuras 2 y 3 se construyó y se ensayó en un ojo humano, después de obtener la aprobación normativa requerida. Se obtuvieron imágenes adecuadas del plano retiniano de un ojo humano a una solución apropiada, que tiene buen contraste, y sin reflejos potentes procedentes de los planos corneales. Características que se sabe que con únicas al ojo humano particular ensayado eran reconocibles.

Esta divulgación es particularmente aplicable dentro de los campos de oftalmología, optometría, servicios de urgencias, cribado ocular militar, cribado ocular en cualquier situación en masa, trabajadores de atención sanitaria que proporcionan diagnósticos en ubicaciones remotas de especialistas de atención ocular, telemedicina, y examen ocular por personas sin habilidades de especialidad en atención ocular, tales como pediatras, técnicos de sala de urgencias, o médicos de cabecera. Una aplicación primaria del dispositivo es para uso por, por ejemplo, personal de urgencias, cuando se sospecha de un traumatismo en el ojo. En dichas situaciones, puede ser útil saber si a un individuo del que se sospecha que tiene una lesión ocular se le puede dejar simplemente reposar durante un periodo de tiempo o si, en su lugar, el paciente requiere tratamiento de urgencias adicional. Una aplicación adicional es el cribado remoto o de masas para enfermedad ocular potencial mediante personal que no son principalmente especialistas en el ojo, tales como pediatras o médicos de cabecera, y que también incluye trabajadores que tienen experiencia médica mínima y carecen de conocimiento sobre instrumentos u ordenadores. El dispositivo tiene un mínimo de controles, que proporciona sencillez de manejo, de modo que no se requiere un alto grado de formación para manejar el dispositivo.

A diferencia de la presente invención, los oftalmoscopios láser de barrido disponibles en el mercado actuales son demasiado grandes y caros para su uso como un dispositivo portátil en el campo. Además, estos dispositivos son complejos y requieren que un usuario esté altamente formado tanto en el uso del dispositivo como en la lectura de las imágenes oftálmicas resultantes. La impactante calidad de la imagen de los grandes SLO y las capacidades de seccionamiento de dispositivos tomográficos, que arruinan la relación de señal con respecto a ruido, no son necesarias en el presente dispositivo.

En otros ejemplos, un dispositivo puede utilizar 3 o más fuentes de luz para iluminar la diana con diferentes longitudes de onda que mejorarán la visibilidad de ciertos elementos. La imaginología puede realizarse opcionalmente con un dispositivo que tiene una, dos, tres o más de dichas fuentes de luz, con cada fuente difiriendo para proporcionar propiedades únicas y beneficiosas, tales como una longitud de onda diferente, potencia incrementada o diferentes propiedades de polarización. Las fuentes de luz pueden estar controladas opcionalmente por los elementos electrónicos de control 46 (véase la figura 2), por ejemplo, para encender y apagar, accionar en un modo de estado estable o un modo destellante, o para controlar la intensidad de la luz, tal como se describe adicionalmente a continuación. La luz procedente de cada fuente de iluminación puede experimentar opcionalmente conformación del haz antes de ser dirigida hacia elementos adicionales en el sistema de imaginología óptica.

De acuerdo con otro ejemplo más, la luz procedente de fuentes de iluminación puede dirigirse con espejos giratorios, y a continuación combinarse en un único haz con elementos de combinación de haces, de una manera conocida en la técnica, publicada por el inventor. Véase, por ejemplo Elsner et al, 1992. Dichos elementos de combinación pueden ser elementos reflectantes y transmisivos; pueden ser espejos dicróicos para aprovechar las diferencias de longitud de onda de las fuentes de iluminación; o pueden reflejar o transmitir de acuerdo con las propiedades de polarización de las fuentes de iluminación. De acuerdo con un ejemplo, cada una de las fuentes de iluminación se combina con la siguiente mediante un par de elementos de combinación de haces. Por ejemplo, un primer elemento, tal como un espejo, dirige los haces y un segundo elemento combina los dos haces y dirige además uno u otro haz. La posición de los elementos de combinación puede estar configurada para minimizar el espacio ocupado por el dispositivo o la eficiencia de la luz, en lugar de configurado para facilidad de alineamiento óptico.

De acuerdo con un aspecto de la presente divulgación, la intensidad de la luz procedente de las fuentes puede estar controlada de cualquier manera adecuada, si se desea, tal como para reducir el nivel por debajo del nivel aprobado por la FDA para visionado continuo. La intensidad de la luz también puede controlarse electrónicamente, mediante un filtro de densidad neutro o filtro de color, mecánicamente, en cuyo caso la hendidura 56 en la figura 3 representa una hendidura ajustable o diafragma de iris que puede estar controlado mecánicamente. El dispositivo de control de la iluminación puede ser accionado de este modo mecánica o electrónicamente, tal como con un tornillo accionado con el dedo. La intensidad de la luz también puede incrementarse o reducirse con un elemento de polarización. Como alternativa, el ajuste de la intensidad de la luz de iluminación usa control electrónico desde los elementos electrónicos de control, tal como el representado en la figura 2, un detector auxiliar o la salida desde la matriz detectora 68 en comunicación con las fuentes de luz o el elemento de control de la intensidad puede ser usada para ajustar la potencia, tensión o corriente. Un control de ganancia del detector puede usarse también para incrementar o reducir el contraste.

En un ejemplo que usa tres fuentes de iluminación, tal como se muestra en la figura 4 de la familia de patentes anterior, las fuentes de iluminación incluían un láser de Helio-Neón ("HeNe") a 543 nm, un láser de diodo a 830 nm, y un láser de emisión superficial con cavidad vertical ("VCSEL") a 850 nm. Las fuentes de iluminación tales como láseres de diodo y VCSEL pueden accionarse fácilmente usando corriente continua y pueden accionarse de este modo mediante una o más baterías. El accionamiento de la batería permite que el dispositivo de imaginología óptica sea portátil y se usa en ubicaciones remotas. Usando dos o más fuentes que difieren en la cantidad de absorción de elementos de interés, tales como la sangre en una hemorragia, es posible usar comparación de imágenes como en la figura 8 para potenciar la detección de dichos elementos.

En este ejemplo, el VCSEL es de tamaño inusualmente pequeño para una fuente de iluminación en un instrumento de imaginología óptica, dado que los VCSEL se usan normalmente en comunicaciones y cálculo óptico, no instrumentos de imaginología óptica. El espacio ocupado por el dispositivo que usa esta fuente es, por lo tanto, más compacto, y el peso se reduce en comparación con dispositivos de imaginología convencionales. La eficiencia energética del VCSEL, que es habitualmente alta, así como la posibilidad de utilizar corriente continua tal como procedente de una batería, también ayuda a reducir el peso y el espacio ocupado por el presente dispositivo de imaginología. Este diámetro del elemento láser de un VCSEL puede ser de hasta 50 micrómetros, más la carcasa y los elementos de conformación de haces asociados que son más grandes; el paquete total excepto por la fuente de alimentación es de aproximadamente el tamaño de un pequeño circuito integrado o transistor en una montura de recíproco. En este contexto, el VCSEL es simplemente un componente electrónico más en el circuito. La elevada eficiencia energética permite que la salida esté en el bajo intervalo de mW cuando se usa una única batería, tal como una batería de 9 V más circuitos limitadores de corriente.

La fuente de iluminación de láser de diodo es de un tamaño intermedio y proporciona un espacio ocupado y un peso intermedios, y también soporta la posibilidad de función con batería y uso remoto. Cualquier fuente infrarroja o infrarroja cercana que tiene un tamaño, eficiencia energética, densidad de potencia, calidad del haz, y peso apropiados puede usarse como fuente de iluminación para sustituir a las fuentes descritas anteriormente. Dado que fuentes con elevada coherencia conducen a artefactos de interferencia en la hendidura que es barrida, éstas son menos deseables a menos que estos artefactos no deseados puedan reducirse de modo que no haya diferencias de iluminación a lo largo de la longitud de la hendidura barrida. Los diodos superluminiscentes son un tipo de fuente que puede usarse para proporcionar baja coherencia.

Cuando la diana es el ojo humano u otra sustancia que remite luz infrarroja cercana o infrarroja, la diana puede verse con una cantidad segura y (donde sea aplicable) cómoda de iluminación, usando fuentes de iluminación un láser de diodo o un VCSEL. Una fuente infrarroja cercana es importante para penetrar vasos sanguíneos finos y el cristalino con cambios cataráticos. Las fuentes infrarrojas cercanas, cuando se usan para obtener imágenes de la retina, no conducen a la constricción de la pupila humana, proporcionando de este modo suficiente iluminación para usar el dispositivo de imaginología de manera no midriática, con iluminación destellante o fija. Una fuente de iluminación con longitud de onda infrarroja cercana 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 y 3. El dispositivo de imaginología puede estar limitado a usar con una fuente infrarroja cercana para su uso en un entorno de luz del día, luz ambiente u otra luz de longitud de onda visible situando un filtro que bloquea la luz de longitud de onda visible, usando cualquier posición adecuada, donde la luz esté aproximadamente en un plano ópticamente

conjugado con el plano de la diana 52 de la figura 3, tal como entre la diana 52 y una lente de enfoque 64 en la figura 3.

De acuerdo con un ejemplo, la fuente de iluminación 54, tal como se representa en la figura 3, puede ser de una longitud de onda más corta que las fuentes en el ámbito IR cercano. Los ejemplos incluyen, aunque sin limitarse a, láseres HeNe, fuentes de longitud de onda tales como lámparas y diodos emisores de luz de suficiente densidad de potencia y calidad del haz para permitir el barrido de una hendidura de intensidad uniforme por la diana, tal como conocerían los expertos en la materia. En el ojo y otros tejidos biológicos, el uso de una longitud de onda más corta, específicamente en el intervalo de 514 a 594 nm, mejora el contraste de estructuras que contienen sangre, pero puede conducir a la constricción de la pupila humana. Sin embargo, recientemente se descubrió que, con suficiente contraste, estos elementos son visibles en luz infrarroja cercana, posiblemente en mayor medida de la necesaria para un cribado para enfermedad. Para que la trayectoria de detección utilice una matriz detectora de coste modesto, es necesario usar una fuente suficientemente brillante para proporcionar una imagen a pesar de esta constricción. Sin embargo, una fuente de luz de longitud de onda corta puede usarse en un modo destellante, después del alineamiento de la diana y el dispositivo de imaginología que usa una fuente de iluminación infrarroja cercana. Un ejemplo en el ojo humano es la detección o tratamiento de retinopatía diabética. Análogamente, para imaginología por reflectancia o fluorescencia, una fuente de luz de un intervalo de longitud de onda puede usarse para alineamiento antes de imaginología para impedir una exposición a la luz excesiva, cambios térmicos, o fotoblanqueo. En el ojo, tres ejemplos son angiografía y fluorofotometría con fluoresceína en la retina y el humor vítreo, y tinción con fluoresceína para evaluación de la calidad de la película lacrimal para el segmento anterior.

En un ejemplo, un dispositivo de cámara digital de barrido láser presenta la capacidad de realizar un barrido con una o más fuentes de luz. Además, cada fuente de luz está específicamente diseñada para detección de características diana de acuerdo con una configuración de longitud de onda específica, conformación del haz, abertura de iluminación, modulación espacial o temporal del haz, contenido de polarización, o iluminación estructurada. A modo de ejemplo no limitante, si se realiza un barrido con una hendidura, la estructuración de la iluminación con una abertura cuadrada se usa opcionalmente para proporcionar iluminación uniforme por la imagen. Cuando se proporciona iluminación uniforme, la detección de dianas en cualquier ubicación dentro del campo de visión es posible.

De acuerdo con un ejemplo, la abertura electrónica está sincronizada en una manera de bucle cerrado con el periodo activo del detector. Este bucle puede cerrarse mediante calibración anterior, calibración in situ, o mientras se maneja el dispositivo. La sincronización puede determinarse mediante una señal maestra, el elemento de barrido, o el detector. En un ejemplo, la señal principal puede generarse mediante una lectura de la posición del elemento de barrido. La señal de posición puede generarse cuando la luz procedente del elemento de barrido en movimiento alcanza un detector, y esta señal puede indicar el comienzo de la imagen o la posición dentro de la imagen para un control aún más preciso, con la detección de luz que retorna desde la diana sincronizada con respecto a la posición en la diana de la iluminación. Esto permite al dispositivo obtener imágenes mientras usa elementos ópticos de coste excepcionalmente bajo que sirven como espejos en el elemento de barrido, dado que la hendidura de barrido desborda la trayectoria de la diana en la dirección perpendicular al barrido y la temporización en la dirección del barrido es variable de manera rápida y precisa. La sincronización del elemento de barrido con la diana que se realiza en partes de la imagen proporciona rápida flexibilidad de la posición de la abertura.

De acuerdo con otro ejemplo, el dispositivo de imagen digital es accionable para proporcionar una imagen de alta calidad usando una serie de imágenes adquiridas en sucesión lo suficientemente rápida para permitir el ajuste de la posición de la diana y el instrumento una con respecto al otro. Además, de acuerdo con algunos ejemplos, las imágenes son evaluadas en cuanto a su calidad y mejoradas mediante el ajuste de parámetros usados en la adquisición de imágenes. El ajuste se realiza más fácilmente cuando la serie de imágenes se adquiere en rápida sucesión. El ajuste se realiza mediante software, circuitos electrónicos, o el operador, o una combinación de los mismos. Opcionalmente, el dispositivo de imaginología digital es capaz además de proporcionar control de parámetros incorporado o incluido. El mismo mecanismo de control está opcionalmente en comunicación con circuitos electrónicos o un ordenador con suficiente memoria para permitir el almacenamiento de imágenes de modo que la selección de las imágenes de mayor calidad pueda realizarse inmediatamente después de la adquisición. En una diana móvil tal como un ojo, o una que está cambiando con el tiempo, esto proporciona una mayor probabilidad de que se obtenga una imagen de calidad aceptable. En el ejemplo con un usuario no experto, la adquisición de imágenes puede ajustarse para incorporar suficiente tiempo y número de imágenes, y requerir poca acción por parte del usuario, para mejorar la probabilidad de adquirir imágenes adecuadas. El mecanismo de control puede tener la capacidad de procesar aspectos de la imagen para garantizar el control de calidad. El mecanismo de control es opcionalmente capaz de realizar procesamiento en las imágenes y a continuación visualizar y almacenar estas imágenes.

De acuerdo con un ejemplo, el dispositivo de imaginología digital es accionable para proporcionar elevado contraste de elementos que pueden usarse para identificar una diana o partes de la diana que permiten detección mejorada de la propia diana, particularmente en el caso de una diana móvil o cambiante, o regiones de interés dentro de la diana. En el ejemplo, un campo de visión más amplio para obtener imágenes de la retina es posible, y una localización más precisa de las regiones dentro de la retina se hace posible debido a que dos principales elementos, tales como la

fóvea y la cabeza del nervio óptico, están ahora potencialmente dentro del campo de visión con suficiente separación para que la localización mejore respecto a la identificación de un único elemento que se usa en dispositivos de seguimiento retiniano a alta velocidad actuales con y sin polarización. En el ejemplo con iluminación con luz polarizada, existe el potencial de usar la birrefringencia macular y la birrefringencia de la cabeza del nervio óptico para identificar dos puntos dentro de la imagen retiniana de suficiente separación para localizar elementos retinianos. El uso de la abertura electrónica mejora además la detección de la birrefringencia macular y de la cabeza del nervio óptico rechazando luz dispersada no deseada que no contiene información de luz polarizada, pero permitiendo que se detecte suficiente luz para proporcionar una señal robusta.

En el ejemplo con iluminación con luz reflejada, existe el potencial de usar los elementos maculares y de la cabeza del nervio óptico para identificar dos puntos dentro de la imagen retiniana de suficiente separación para localizar elementos retinianos. El uso de la abertura electrónica mejora, además, la detección de los elementos maculares y la cabeza del nervio óptico con suficiente contraste rechazando la luz dispersada no deseada que reduce el contraste de la imagen, pero que permite que se detecte luz suficiente para proporcionar una señal robusta.

En el ejemplo con iluminación con luz polarizada, existe el potencial de usar la birrefringencia macular y la birrefringencia de la cabeza del nervio óptico para identificar dos puntos dentro de la imagen retiniana de suficiente separación para localizar elementos retinianos. El uso de la abertura electrónica mejora, además, la detección de la birrefringencia macular y de la cabeza del nervio óptico rechazando luz dispersada no deseada que no contiene información de luz polarizada, pero que permite que se detecte suficiente luz para proporcionar una señal robusta.

De acuerdo con otro ejemplo, uno o más canales ópticos pueden añadirse al dispositivo digital para proporcionar imágenes usando iluminación que difiere en longitud de onda, conformación del haz, abertura de iluminación, modulación espacial o temporal del haz, contenido de polarización o iluminación estructurada. Los canales ópticos adicionales proporcionan la posibilidad de visionado con el dispositivo digital de campo más amplio y bajo coste, con una abertura electrónica flexible, y que proporciona simultáneamente una imagen con diferente contenido de información o que proporciona un estímulo visual o haz de alineamiento. En un ejemplo, el estímulo visual se usa para dirigir la posición de la retina. Adicionalmente, el estímulo se usa opcionalmente para provocar una respuesta para uso de diagnóstico o experimental con seres humanos o uso in situ en preparación biológica. En un ejemplo, el campo amplio con la iluminación por hendidura barrida es de longitud de onda infrarroja cercana suficientemente larga, baja potencia y bajo ciclo de trabajo para hacerla casi invisible al ojo humano. Dichas condiciones no interfieren en un estímulo visual o conducen a calentamiento en la retina o una preparación biológica, sino que proporcionan localización del estímulo o iluminación que incide sobre una preparación.

La figura 9 ilustra un ejemplo, que describe un grupo de configuraciones, en las que un único elemento de barrido dirige luz procedente de una o más fuentes de luz y elementos ópticos de conformación a una diana pero no la luz remitida desde la diana. La luz procedente de una fuente de iluminación experimenta conformación del haz por la lente y pasa a través de la abertura cuadrada para garantizar la iluminación uniforme en una dimensión cuando pasa a través de la lente cilíndrica y una abertura de hendidura, conjugada con la diana. Estos elementos juntos corresponden al elemento en la figura 2. De acuerdo con una configuración, la iluminación procedente de una fuente de iluminación utiliza elementos ópticos de conformación de haces bien conocidos en la técnica que cambian la iluminación desde casi Gaussiana a una salida de hendidura. Este cambio en la iluminación puede conseguirse usando una lente cilíndrica en la trayectoria de iluminación antes de la hendidura. Sin embargo, si se usan los dispositivos de iluminación de emisión en el borde u otros dispositivos lineales, una lente cilíndrica puede mostrarse innecesaria. La abertura de hendidura se ilustra en más detalle en las figuras 5-8, y tal como se ha descrito anteriormente. Tal como puede verse en las figuras, la hendidura tiene un eje largo ortogonal al plano de la figura.

En la figura 9, la luz que pasa a través de la abertura de hendidura es dirigida por un elemento de enfoque sobre el elemento de barrido. El elemento de barrido gira u oscila para reflejar la luz secuencialmente por la diana en una dirección perpendicular al eje largo de la abertura de hendidura. En todas las figuras, las líneas que salen del elemento de barrido indican una trayectoria de iluminación. Desde el elemento de barrido, la luz es a continuación dirigida por uno o más elementos de enfoque, mostrado aquí como una lente móvil para enfocar la luz a través de un ángulo de entrada estrecho, (por ejemplo, la pupila) en la figura 3. La luz es enfocada además por elementos de enfoque, correspondientes a en la figura 3, y hace brillar la luz en un foco en la diana (por ejemplo, el plano retiniano). La figura 9 ilustra los planos de entrada y focal solamente de forma esquemática; véase la figura 1 para más detalle. La luz en la abertura de hendidura está en un plano óptico conjugado a la diana. La luz en el elemento de barrido está en un plano óptico conjugado con el plano del ángulo estrecho, justo anterior al cristalino, mostrado en la figura 3 como un ángulo de entrada estrecho. Un elemento de enfoque está preferentemente montado para movimiento en una dirección axial para permitir el enfoque de la luz sobre la diana. Cuando se obtienen imágenes de una diana sin una lente (por ejemplo una diana diferente del ojo humano con una lente funcional), el elemento de enfoque es opcionalmente un conjunto de lentes adecuadas para enfoque sobre la diana, junto con lentes adicionales y 162. El amplio campo de visión ilustrado en la figura 9 mejora mediante el uso de diseño óptico especializado para campo amplio, ilustrado aquí como un ocular tipo Kellner montado cerca del ojo, formado por elementos ópticos y 162, o el uso de una lente oftálmica que es esférica. Además, el amplio campo de visión requiere lentes o espejos de un diámetro

suficientemente grande para permitir una zona libre que pasa la señal débil que vuelve desde el ojo humano, en el elemento de enfoque particular 164.

5 Tal como se ha indicado anteriormente, el barrido de la luz por la diana 14 a través de una abertura de hendidura (y el barrido de nuevo en la trayectoria de detección si esto se realiza, descrito adicionalmente a continuación) ayuda a reducir la luz dispersada no deseada en la imagen resultante. El barrido puede conseguirse de diversas maneras bien conocidas en la técnica además del método en la figura 9.

10 En la trayectoria óptica entre elemento de barrido 50 contiene uno o más elementos de separación 66, 266 y 366, para dirigir trayectorias ópticas adicionales en o fuera de la trayectoria principal. El elemento de separación 66 en la figura 9 corresponde al elemento de separación 66 en la figura 3, y puede estar constituido por diversas configuraciones reflectantes o transmisivas. El elemento de separación 266 introduce un segundo canal óptico de iluminación. Una fuente de iluminación 254 y sus elementos ópticos de conformación de haces 255 pueden diferir en longitud de onda, potencia, propiedades espaciales o temporales, forma del haz, foco, características de polarización o cualquiera de una serie de otras propiedades. La luz procedente de la fuente de iluminación 254 es enfocada por el elemento de enfoque 255 y dirigida hacia una diana por el elemento de separación 266, pasando a través de los elementos de enfoque 164, 162 y 161.

20 La luz procedente de las fuentes de iluminación 354 es dirigida hacia la diana, partiendo de una posición fuera de la trayectoria óptica principal, mostrada aquí como dirigida hacia el segmento anterior del ojo y no hacia la diana 14.

25 La luz que vuelve desde la diana 14 es separada de la luz que impacta con la diana en el elemento de separación 66. En el ejemplo mostrado en la figura 9, el elemento de separación 66 se ilustra como un espejo que no altera el curso de la luz dirigida hacia la diana 14 en la trayectoria de iluminación, sino que en su lugar dirige la luz que retorna desde diana 14 al interior de una trayectoria de detección, ilustrada como líneas continuas y grises más oscuras. La luz remitida desde la diana 14 en la trayectoria de detección es enfocada por un elemento de enfoque 74 y dirigida a una matriz detectora 68. El elemento de enfoque mostrado aquí es una lente de cámara producida en masa y económica, un Gauss doble, pero para las imágenes monocromáticas una lente de menos complejidad también es adecuada. La matriz detectora 68 está conjugada al plano de la diana 14. Como en la figura 3, un amplio intervalo de combinaciones de elementos de separación 66 también comprende un divisor de haces con la parte reflectante que interseca el haz de luz dirigida en la diana 14, con la parte transmisiva dirigiendo la luz remitida desde la diana, o cualquier otra combinación de elementos tal como se describe en relación con la figura 2 anteriormente para separar la luz de la trayectoria de iluminación de la remitida desde la diana 14 y dirigir la luz remitida hacia la trayectoria de detección. El elemento de separación 66 contiene opcionalmente superficies especulares adicionales para dirigir la luz en una dirección conveniente con respecto a la configuración de los otros componentes, permitiendo de este modo que la aglomeración de componentes cerca de la diana 14 se reduzca. Además, pueden usarse superficies especulares adicionales y configurarse para reducir la aglomeración de componentes cerca de las superficies de montaje de los elementos de enfoque 160, 161 y 164, o para impedir que los componentes interfieran en el movimiento del elemento de enfoque 164 o el elemento de barrido 50 separando espacialmente la luz dirigida hacia la diana 14 de la luz que retorna desde la diana, los reflejos directos no deseados procedentes de planos focales no en el plano de la diana pueden eliminarse minimizando el solapamiento espacial en el separador de haces 66. Con respecto a la diana, la iluminación es dirigida a la diana desde una posición ligeramente diferente que es la trayectoria de detección desde la luz remitida, de modo que exista un solapamiento espacial mínimo entre las trayectorias de detección e iluminación, minimizando de este modo cualesquiera reflejos no deseados de elementos ópticos, incluyendo aquellos que se encuentran a menudo en asociación con la diana tal como la córnea y el cristalino del ojo humano cuando la retina es la diana (véase la figura 1).

50 El elemento de separación 66 puede comprender una superficie parcial o totalmente reflectante que no interseca la luz dirigida hacia la diana 14. La superficie reflectante puede comprender un espejo o un divisor de haces con la parte reflectante que no interseca el haz de luz dirigida a la diana, tal como se muestra. El elemento de separación también puede ser cualquier número de otros elementos de separación, tales como un divisor de haces con una parte reflectante que interseca el haz de luz dirigido hacia la diana y una parte transmisiva que incluye un espejo que refleja menos del 100 % de la luz hacia la diana o una parte transmisiva que interseca el haz de luz dirigida hacia la diana y la parte reflectante que permite que pase la luz procedente de la diana.

55 De acuerdo con la presente invención, puede obtenerse una reducción adicional de la luz procedente de planos no deseados dirigiendo la luz en la trayectoria de detección desde la diana 14 a una o más matrices detectoras bidimensionales 68 que comprenden un chip semiconductor complementario de óxido metálico ("CMOS" o "matriz detectora CMOS"). La matriz detectora 68 está en sincronía con la temporización de iluminación y de una sensibilidad adecuada a la longitud de onda y longitudes de onda de la luz que vuelve desde la diana para permitir la detección de la luz que vuelve desde la diana. La matriz detectora 68 puede detectar la luz que vuelve desde la diana procedente de la fuente de iluminación 154 ó 254. Una matriz detectora similar 368 detecta la luz que es devuelta desde una diana, tal como el cristalino ocular 24 o la pupila 16, dirigida por el elemento separador 366 y enfocada por el elemento de enfoque 374 sobre el detector 368.

65

La combinación de fuentes de iluminación y elementos ópticos de conformación de haces mostrados en la figura 9 puede incorporar dispositivos adicionales tales como dispositivos de generación de polarización, filtros temporales o espaciales, y manipuladores de posición para usar el motor de barrido y abertura electrónica flexible para construir dispositivos de imaginología no solamente para luz reflejada y dispersada múltiplemente, sino también iluminación estructurada para detección mejorada de dianas y estereogrametría, polarimetría, imaginología por fluorescencia, y estereoimaginología.

Una imagen de la diana proporciona diversos elementos, y para localizarlos mejor que métodos que usan rotación o traslación alrededor de un único punto, pueden usarse dos referencias. La mácula y la cabeza del nervio óptico son de dichos elementos principales que pueden usarse para localizar o estabilizar elementos en la retina, para la señal de birrefringencia que irradia desde la mácula y la señal de birrefringencia procedente de los haces de fibras nerviosas que irradian desde la cabeza del nervio óptico.

La iluminación que impacta con la diana puede seguir un patrón, y un patrón tal como rayas proporciona un método conveniente para generar el patrón. Las fuentes de iluminación, tales como aquellas mostradas como 154 ó 254 en la figura 9, pueden estar moduladas temporalmente para producir rayas a medida que se deslizan por la diana 14. El uso de un láser de emisión superficial con cavidad vertical como fuente de iluminación proporciona la capacidad de modulación rápida sin desgaste y desgarrado adicional, como ocurre con diodos emisores de luz y otras fuentes modulables o fuentes equipadas con dispositivos moduladores temporales tales como interruptores u obturadores.

Cuando se hace funcionar el LSDC en modo de bucle cerrado, el elemento de barrido 50 en las figuras 2 y 9 puede accionarse como principal o secundario. Un método de sincronización, es usar un codificador a motor en el elemento de barrido 50 en las figuras 2 y 9. El codificador puede usarse como una señal para proporcionar una señal principal para sincronización o como una señal para proporcionar posicionamiento y velocidad mejorados del elemento de barrido 50.

En un ejemplo de sincronización de la adquisición de imágenes mediante la matriz detectora 68 al elemento de barrido 50, el elemento de barrido 50 sirve como principal, y la matriz detectora 68 sincronizada con él por medio de un inicio de barrido con un detector auxiliar de punto fijo. En un sistema de barrido puntual, un inicio de barrido se usa normalmente para sincronización en una dirección, pero debe estar sincronizado, además, con el elemento de barrido en la dirección ortogonal, y no ofrece realmente la posibilidad de reducir las tolerancias en la posición y temporización de los componentes en un elemento de barrido unitario 50. En un sistema de barrido por hendidura, tal como el mostrado en las figuras 2 y 9, esto permite rebajar el coste de una manera obvia. El inicio de barrido también permite pausar la fuente de iluminación 154 ó 254 por seguridad y eficiencia energética. En un ejemplo, el inicio de un barrido tiene una serie de componentes y señales, con el elemento de barrido estando constituido por un espejo poligonal en un motor de CC, que sirve como principal para la sincronización. El detector puede ser un diodo PIN, u otro detector, colocado en el borde del plano de la retina. Una señal activadora digital puede formarse opcionalmente. También puede añadirse un retardo, que puede hacerse ajustable mediante medios tales como un potenciómetro, para permitir un desfase variable de la iluminación que alcanza la posición del diodo. Esto permite que el ajuste de la adquisición de imágenes esté en sincronía con la hendidura de iluminación, o que esté desfasada proporcionar imaginología de luz dispersada múltiplemente. Puede formarse un inicio de barrido, que puede ser TTL, y la señal de inicio de barrido es enviada a los sensores.

En un método de sincronización del elemento de barrido 50 en las figuras 2 y 9 como maestro, puede usarse una matriz detectora, tal como un detector CMOS bidimensional, en lugar de un detector de punto único. La posición del detector CMOS es adyacente al plano retiniano, con la ventaja de que el alineamiento con la matriz detectora usada en la imaginología es directo, y potencialmente de menor coste que añadir un circuito adicional. La velocidad de imagen de este método de sincronización puede hacerse muy elevada, una ventaja en que la sincronización puede hacerse más precisa. La ganancia de la matriz detectora, tal como cuando se usa un detector CMOS, es fácilmente controlable, a diferencia del típico inicio de barrido con el detector de punto fijo. La llegada de la hendidura de iluminación es detectada en el borde delantero de la imagen y a continuación se comprueba para mantenerlo dentro de la región de interés apropiada, impuesta por la posición a adquirir por la abertura electrónica. Una señal de inicio de barrido se determina a partir de la llegada de iluminación predicha en el borde delantero de la imagen, entonces se genera un activador de línea para la adquisición de imágenes en el momento apropiado para cada línea o grupo de líneas en la matriz detectora.

La descripción anterior se refiere a varias realizaciones ilustrativas de la invención. Pueden preverse muchas variaciones mediante un experto en la materia. La invención no está limitada por lo que se ha mostrado y descrito particularmente, excepto tal como se indica mediante las reivindicaciones adjuntas. El objetivo del coste excepcionalmente bajo, bajos requisitos de energía, tamaño más pequeño y facilidad de uso puede aplicarse más allá del uso en el campo del ojo. Por ejemplo, se apreciará que pueden usarse ejemplos de la presente divulgación como un instrumento de imaginología general, un microscopio o un endoscopio. Los ejemplos para aplicaciones oculares incluyen retinopatía diabética, degeneración macular relacionada con la edad, orificio macular, membrana epirretiniana, glaucoma, problemas con lentes de contacto, inflamación ocular, enfermedades infecciosas, traumatismo ocular y otras dolencias. Un dispositivo todo en uno con mayor facilidad de uso que permite imágenes simultáneas o casi simultáneas tanto del segmento anterior como del segmento posterior del ojo que son fácilmente

visionadas, almacenadas o transmitida sería enormemente apreciado.

Además, el ejemplo de la presente divulgación también puede usarse como un dispositivo de imaginología general, o para microscopía, para mejorar la detección de imágenes de dianas y reducir potencialmente el nivel de luz necesario para la formación de imágenes. Cuando se usa con un elemento de barrido, algunos de los ejemplos anteriores usan la luz y disminuyen el potencial de luz dispersada no deseada. Para los fines de desarrollar aplicaciones de imaginología, a menudo no se sabe con certeza cuánta luz será recogida desde la diana y las características de esa luz. La capacidad de abertura electrónica, en un plano óptico conjugado al plano diana, ayuda a controlar el muestreo de la luz. La abertura permite la detección de luz reflejada o dispersada múltiplemente en grados variables de manera rápida y sin piezas mecánicas. Análogamente, la abertura electrónica puede ajustarse rápidamente para enfatizar el contraste, tal como reduciendo el tamaño de la abertura para detectar principalmente luz reflejada, o incrementar la relación de señal con respecto a ruido, tal como incrementando el tamaño de la abertura para obtener más luz total. Por lo tanto, la abertura electrónica proporciona más flexibilidad en el muestreo de la luz, lo que permite que se determine una configuración óptima para un usuario inexperto para cada aplicación. Un usuario o desarrollador de instrumentos puede seleccionar la configuración de manera inusualmente flexible y rápida, de acuerdo con las necesidades de cada aplicación. Un dicho uso es en el campo de las enfermedades infecciosas, en el que la imaginología de campo oscuro ya ha demostrado ser ventajosa para la detección de malaria dado que permite ensayar sangre no teñida (Jamjoorn GA. Dark-field microscopy for detection of malaria in unstained blood films. J Clin Microbiol. Mayo de 1983; 17(5): 717-21). El uso de un ejemplo de la presente divulgación optimizado para tomar imaginología de campo oscuro presenta la ventaja de menos manipulación de sangre u otras sustancias que pueden plantear problemas de salud y seguridad adicionales, así como requerir menos conocimientos y equipo en la preparación de portaobjetos. Un dispositivo que detecta dianas importantes tales como enfermedades de transmisión sanguínea que requiera menos conocimientos y coste sería apreciado enormemente.

Además, ejemplos adicionales incluyen optimizar la luz de iluminación para detectar una diana para su uso con la abertura electrónica. Esta optimización puede tener lugar en la selección de longitud de onda, conformación de haces, abertura de iluminación, modulación espacial o temporal del haz, contenido de polarización, o iluminación estructurada. Esto permite el uso para una amplia gama de aplicaciones y creación de prototipos para aplicaciones rápida y menos costosa. Dicho dispositivo de bajo coste que es flexible y fácil de usar, y de coste mucho menor que producir y alinear una serie de aberturas mecánicas, y puede optimizarse fácilmente de acuerdo con la aplicación y la fuente de iluminación, y tiene detección equivalente o mejorada de una diana, sería enormemente apreciado.

Otro ejemplo más incluye tener más de una trayectoria para detección de la luz, cada una de las cuales puede utilizar la abertura electrónica. Las trayectorias de detección adicionales pueden diferir en el plano de enfoque, ángulo de incidencia o mirada, detección o filtrado de longitud de onda, sensibilidad o ganancia, propiedades temporales o espaciales, propiedades de resolución o polarización. Las trayectorias de detección adicionales permiten la optimización a coste reducido en instrumentación tal como un dispositivo todo en uno para el segmento anterior y posterior del ojo, imaginología de fluorescencia y reflectancia confocal simultánea, imaginología multispectral confocal, estéreo en el plano de elección, detección simultánea de luz reflejada y dispersada múltiplemente, imaginología por polarización, y técnicas de imaginología que requieren sincronía con excitación de la diana o dos o más canales de detección. Dicho dispositivo permite un medio más flexible para proporcionar observación casi simultánea de luz retrodispersada directamente y retrodispersada múltiplemente que se describió en la Patente de Estados Unidos 6.236.877 y trabajos relacionados. Por lo tanto, un dispositivo de bajo coste que sea flexible y fácil de usar, o que pueda optimizarse fácilmente de acuerdo con la aplicación, y presente detección equivalente o mejorada de una diana debido al uso de dos o más trayectorias de detección sería enormemente apreciado.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de imaginología retiniana digital que comprende:
- 5 a. una fuente de iluminación (54);
 b. un elemento de barrido (50) accionable para mover una parte de una trayectoria de iluminación creada por la
 c. al menos una hendidura (56) dentro de la trayectoria de iluminación de la fuente de iluminación; y
 d. un chip semiconductor complementario de óxido metálico bidimensional (68), **caracterizado por que** dicho
10 chip detector tiene una funcionalidad de obturador rodante, que es accionable para estar en sincronía con el
 elemento de barrido.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, que comprende, además, una abertura electrónica o mecánica (56) dentro de
15 la trayectoria de iluminación accionable para conformar la trayectoria de iluminación.
3. El dispositivo de la reivindicación 2, en el que la trayectoria de iluminación es conformada incrementando o
 reduciendo la anchura de una abertura de hendidura, dando como resultado de este modo una calidad de imagen
 mejorada para una imagen confocal resultante, imagen de luz dispersada múltiples veces o imagen definida.
- 20 4. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la fuente de iluminación es una fuente de
 iluminación infrarroja.

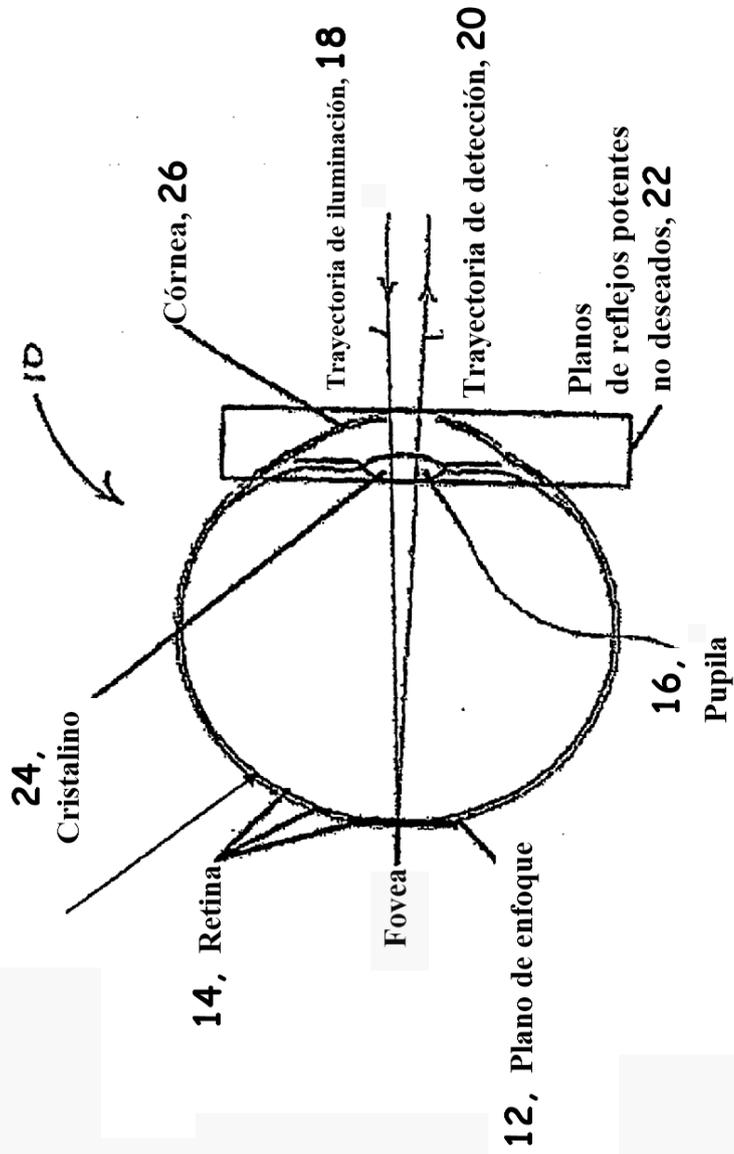


FIG. 1

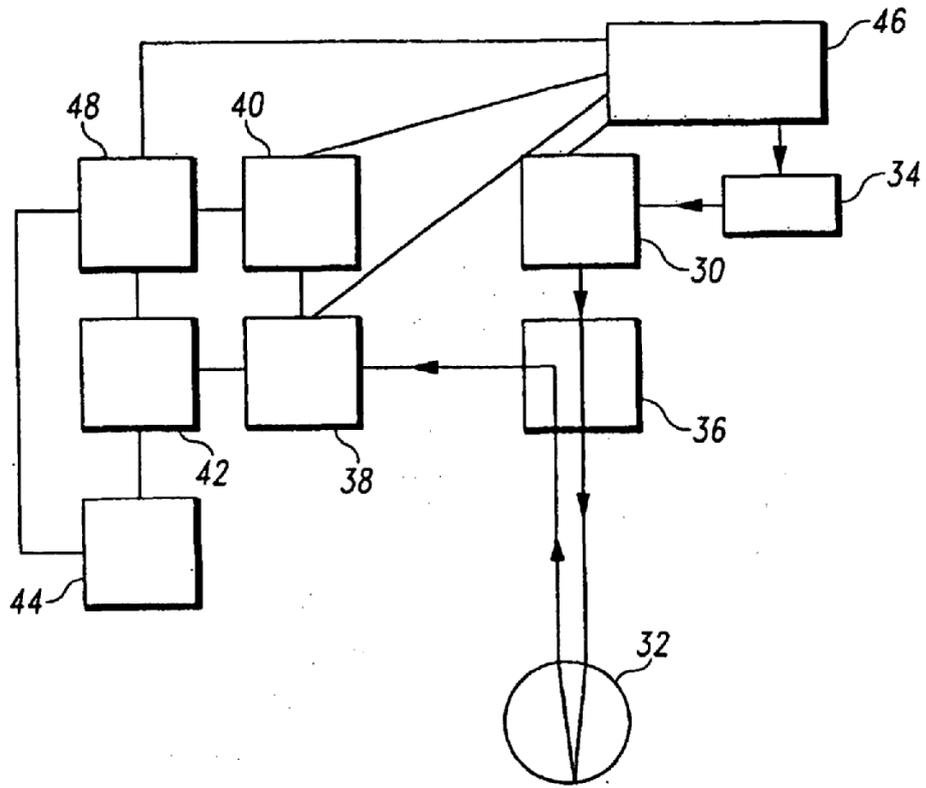


Fig. 2

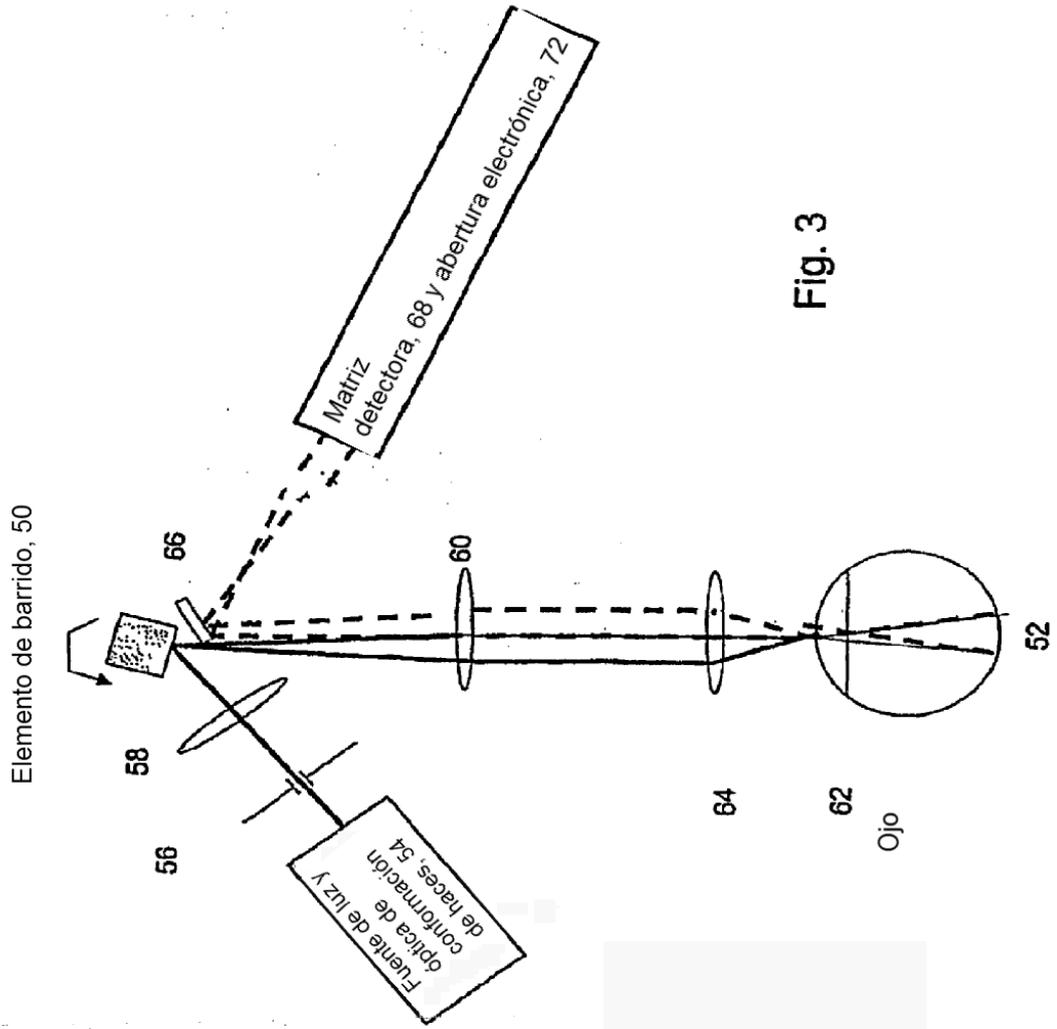


Fig. 3

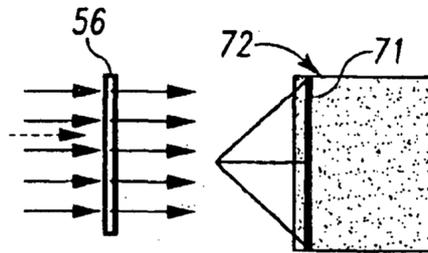


Fig. 4A

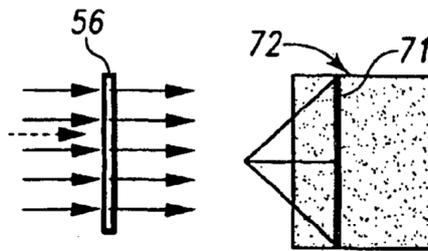


Fig. 4B

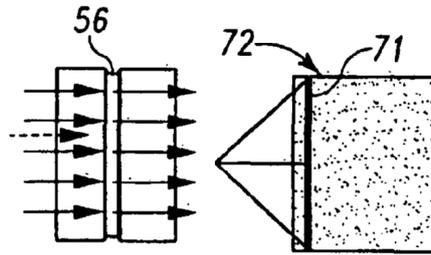


Fig. 5A

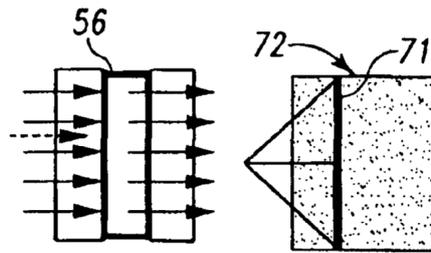


Fig. 5B

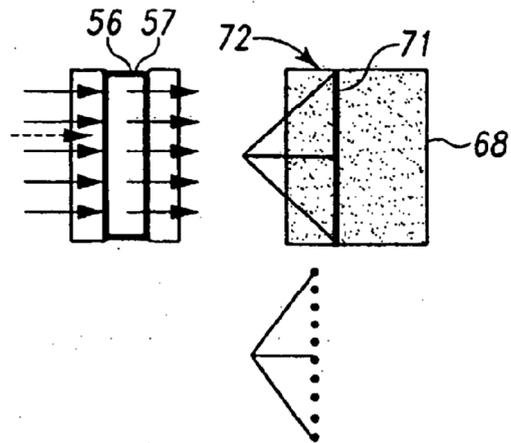


Fig. 6

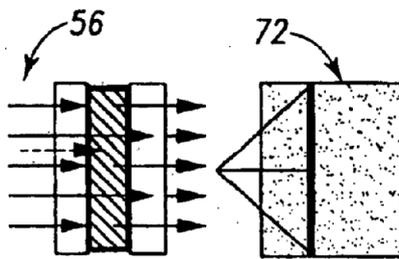


Fig. 7

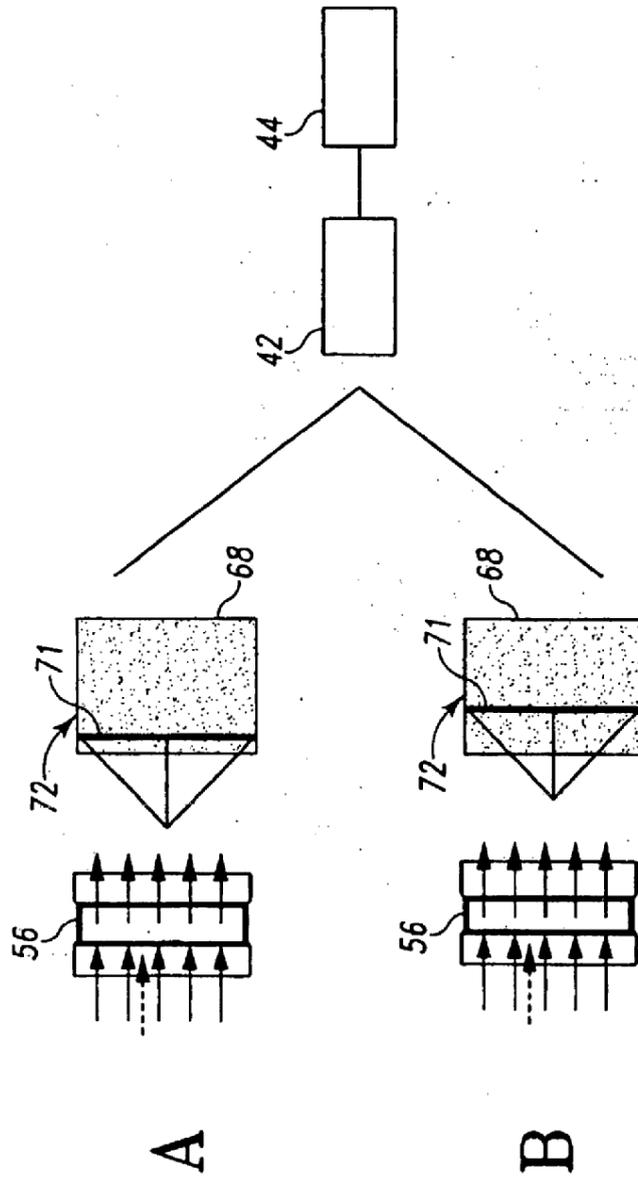


Fig. 8

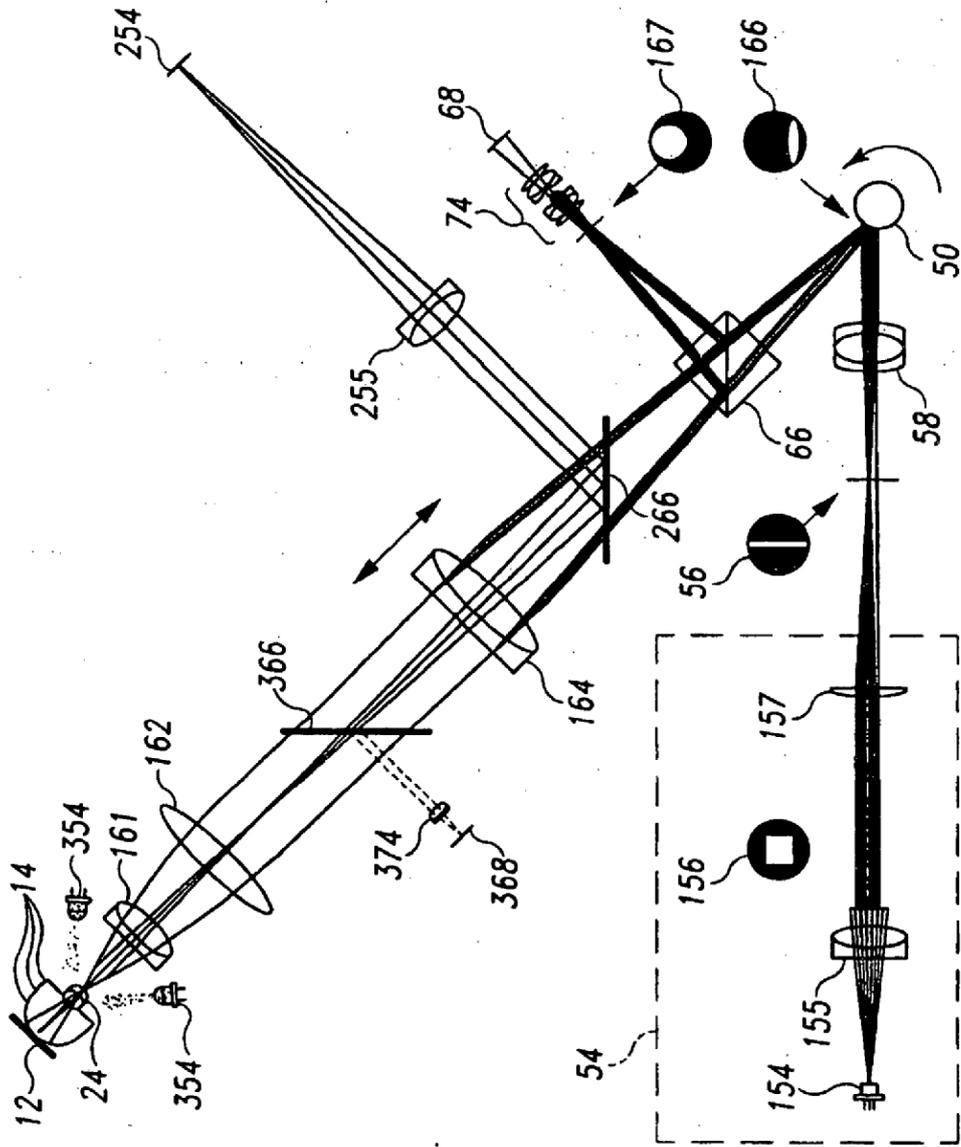


Fig. 9