

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 526 390**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/12** (2006.01)

**A61B 3/135** (2006.01)

**A61B 3/14** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.06.2001 E 12163908 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.11.2014 EP 2517617**

54 Título: **Cámara ocular digital**

30 Prioridad:

**13.06.2000 US 592899**

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

**12.01.2015**

73 Titular/es:

**CLARITY MEDICAL SYSTEMS, INC. (100.0%)  
5775 West Las Positas Boulevard  
Pleasanton, California 94588-4084, US**

72 Inventor/es:

**SU, WEI y  
MASSIE, NORBERT A.**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

**ES 2 526 390 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 ocular digital

Esta invención se refiere a cámaras oculares y, en particular, a cámaras oculares digitales.

**Antecedentes de la invención**

**5 Exámenes oculares**

Los profesionales en salud ocular, normalmente dividen el examen del paciente en tres partes: examen de la córnea, examen de la retina y un examen de la función de la visión que incluye la medición del estado refractivo del ojo. Los resultados del médico deben registrarse y, durante el último siglo, el método habitual ha sido mediante anotaciones manuscritas en una gráfica. El registro a mano de la función de la visión y del estado refractivo es completamente satisfactorio. La función de la visión es básicamente una evaluación cuantitativa realizada por el médico y seis números describen la información refractiva de los dos ojos, de modo que el proceso de registro manual es rápido y eficiente. El registro del estado clínico de la córnea y de la retina es completamente diferente.

Para los exámenes de salud ocular retinal y corneal lo que se necesitan son datos clínicos cuantitativos pero, en el pasado, lo que normalmente se ha registrado es la evaluación clínica del médico. Por ejemplo, un examinador puede registrar: "el disco óptico tiene una palidez normal", que sería la percepción clínica o, simplemente, el diagnóstico: "el paciente no tiene glaucoma". Pocas veces se registra la información clínica exacta que, en este caso, sería una imagen a color del disco óptico. Esta falta de documentación deja abierta la posibilidad de críticas posteriores, como por ejemplo, que el examen o el diagnóstico no eran correctos. Además, es bien sabido que al evaluar la palidez, la relación copa-disco, y análogos, resulta difícil evaluar estas cantidades y que la variación intraobservador es alta. Especialmente en el caso de estos ejemplos, sería bastante bueno contar con un método con el que poder realizar una comparación detallada de los cambios en el disco óptico entre exámenes.

La mayoría de los exámenes retinales se llevan a cabo utilizando las ayudas ópticas del oftalmoscopio directo, oftalmoscopio indirecto binocular (BIO) o una lente especial con lámpara de hendidura/biomicroscopio.

**Oftalmoscopio directo**

El oftalmoscopio directo consiste en una luz y una sola lente que se coloca entre el médico y el ojo del paciente, con la cual el médico puede visualizar cada vez un segmento muy pequeño de la retina. A la mayoría de los pacientes les resulta muy incómodo el brillo de la luz y el médico necesita un alto grado de habilidad. Mediante la exploración del área visualizada, puede obtenerse una imagen mental del polo posterior para una evaluación básica de la salud retinal. Pero resulta difícil detener sin más la exploración y estudiar un área determinada, como el disco óptico por ejemplo, ya que el paciente se mueve y se siente incómodo.

**Oftalmoscopio indirecto binocular**

Para una visualización más completa de la retina puede utilizarse un oftalmoscopio indirecto binocular (BIO). El BIO comprende una lente montada sobre una banda para la cabeza en frente de cada uno de los ojos del médico, una sola lente que se sujeta con la mano cerca del ojo del paciente, y una luz también montada en la banda para la cabeza del médico. El campo de visión visualizado es más amplio que el visualizado con el oftalmoscopio directo y este instrumento normalmente se utiliza con las pupilas dilatadas. Con el BIO, el médico puede examinar con mayor detalle la periferia de la retina. El uso del BIO requiere un alto grado de habilidad clínica que normalmente se aprende a lo largo de todo un año de formación. No obstante, al igual que con el oftalmoscopio directo, el médico debe hacerse una imagen mental de las muchas otras estructuras del ojo y, dado el brillo de la luz y los movimientos del ojo del paciente, resulta difícil detenerse y estudiar detenidamente una porción de la retina.

**Biomicroscopio con lámpara de hendidura**

La lámpara de hendidura ha sido diseñada para la visualización corneal. Este instrumento es un microscopio binocular y una pequeña lámpara que proyecta un estrecho rectángulo de luz en las estructuras anteriores. Este microscopio, con una lente especial y la luz de la lámpara de hendidura, también puede utilizarse para visualizaciones retinales. No obstante, cuando se modifica para obtener imágenes retinales, sus limitaciones inherentes normalmente impiden obtener visualizaciones retinales de alta calidad. El examen solo puede realizarse con pacientes con el iris dilatado. La lente se coloca de modo que quede muy cerca del ojo del paciente, lo que a su vez hace que resulte muy difícil determinar y ajustar la alineación de la lente. Las lentes tipo contacto pueden resultar muy incómodas para los pacientes. La lente produce una reflexión muy fuerte de la luz de su superficie, lo cual puede deteriorar enormemente la calidad de la imagen retinal. No obstante, con solo una hendidura de luz, solamente pueden observarse al mismo tiempo pequeñas porciones de la retina y normalmente a los pacientes les incomoda mucho la intensidad de la luz. En general, las modificaciones en el biomicroscopio con lámpara de hendidura producen un sistema de visualización retinal muy deficiente.

**Luces brillantes y de dilatación**

Actualmente, para un examen ocular completo, y casi siempre que se utiliza el BIO, es necesario dilatar el ojo del paciente. La dilatación consiste en la aplicación de gotas oculares que abren el iris a un diámetro mayor que el normal y no pueden aplicarse hasta que no se haya finalizado la porción de refracción del examen. Se necesita bastante tiempo para que las gotas surtan efecto. Durante este tiempo, el paciente ocupa casi siempre un espacio limitado en la sala de reconocimiento. Además, para los pacientes, la dilatación suele ser muy desagradable por el tiempo que pasa hasta que la dilatación vuelve a su estado normal. Los estudios han demostrado que esto, por sí solo, es una de las principales razones por las que los pacientes posponen los exámenes oculares. Muchos pacientes también encuentran muy desagradable el brillo de la luz, muchas veces incluso hasta el punto de sentir dolor. Aunque algunos BIO incluyen cámaras que quedan montadas en la cabeza, estos no han tenido una gran aceptación ya que se considera que son difíciles de utilizar y que, en cualquier caso, solo pueden tomar una imagen de una pequeña porción de la retina cada vez. Uno de los peligros de la dilatación es el riesgo de inducir un glaucoma agudo que puede llevar a la ceguera inmediata. Por ello, resultaría muy ventajoso contar con un sistema con el que pudiera realizarse un examen utilizando pocas gotas oculares dilatadoras, o ninguna, y sin ninguna luz brillante.

**Cámaras oculares de técnicas anteriores**

**Cámaras de fondo de ojo**

Para obtener una documentación precisa, a veces se utilizan cámaras de fondo de ojo como complemento o sustitución del examen retinal manual. Estas cámaras se han venido utilizando desde los años 1940 y la mayoría graban imágenes de la retina en película. La película tiene la desventaja de que hay que revelarla antes de poder evaluar la calidad de las imágenes y no existe la posibilidad de transferir electrónicamente las imágenes de inmediato. Hoy en día, algunas cámaras incluyen funciones añadidas de formación de imágenes digitales. Por formación de imágenes digitales nos referimos al uso de un sensor electrónico de imágenes tal como un CCD o un CMOS seguido de un medio de digitalización y almacenamiento digital.

En la práctica actual, estas adiciones digitales a las cámaras existentes son bastante voluminosas y caras. En consecuencia, las cámaras de fondo de ojo, digitales o de película, normalmente se encuentran ubicadas en una sala independiente y hay un técnico especializado contratado que se encarga de utilizarlas. Los elevados costes de adquisición y utilización de las cámaras digitales han dejado al sistema de formación de imágenes digitales al alcance de centros clínicos de primer nivel y no se utilizan en exámenes rutinarios. Las cámaras digitales también se han añadido a los biomicroscopios con lámpara de hendidura por lo que pueden utilizarse en la formación de imágenes, pero esta aplicación con un solo fin ha demostrado que no resulta rentable y apenas se ha implementado.

**Uso de cámaras de fondo de ojo para la visualización de la córnea**

Aunque ha sido diseñada para la formación de imágenes de la retina, la cámara de fondo de ojo se ha utilizado para tomar imágenes de la córnea. No obstante, la cámara normalmente produce imágenes de baja calidad dado que las aberraciones ópticas acromáticas y esféricas inherentes son elevadas cuando se utilizan con una trayectoria de aire y la cámara solo tiene un rango de trabajo muy limitado. Cuando la córnea está enfocada, el ojo del paciente queda ubicado tan cerca de la cámara que resulta difícil colocar una lámpara de hendidura en medio y ningún producto comercial conocido ofrece una lámpara de hendidura con la cámara de fondo de ojo. Si se añadiera una lámpara de hendidura, la lámpara bloquearía o distorsionaría la visión de la cámara al colocarla en frente de la lente de objetivo. El ajuste de ampliación interno incorporado para la cámara de fondo de ojo no se ha diseñado adecuadamente para las ampliaciones requeridas en la formación de imágenes corneales. Por lo tanto, en la práctica, la utilización de la cámara de fondo de ojo para la formación de imágenes de la córnea no resulta muy óptima.

**Oftalmoscopio de barrido láser**

En otro enfoque más para la formación de imágenes retinales de técnicas anteriores, se utiliza un espejo mecánico para barrer un rayo láser alrededor de la retina y la intensidad reflejada se mide para generar una imagen. Estos sistemas de formación de imágenes, comúnmente denominados oftalmoscopios de barrido láser o SLO, normalmente solo proporcionan una longitud de onda láser y, por lo tanto, no generan imágenes a color, lo cual supone una desventaja clínica significativa. Recientemente se lanzó un sistema al mercado con dos colores láser, pero aún así la calidad de las imágenes a color era muy, muy pobre. Otras limitaciones aún mayores son el tiempo de exposición relativamente largo que permite el movimiento del ojo durante el tiempo de encuadre, el gran tamaño y el elevado coste.

**Cirugía ocular láser según técnicas anteriores**

El láser se ha venido utilizando ampliamente para el tratamiento de distintas enfermedades del segmento anterior y posterior del ojo. El BIO o biomicroscopio es un método utilizado para dirigir el láser a la región retinal o corneal. Para alinear el ojo del médico, la lente condensadora y el ojo del paciente deben estar alineados para la visualización y, al mismo tiempo, debe dirigirse el punto láser al área deseada. Se trata de una tarea difícil. El biomicroscopio con lámpara de hendidura, con un accesorio adicional para dirigir el láser y una lente láser (de

contacto o de no contacto), es la plataforma más utilizada normalmente. Aunque proporciona un estado más estable para el procedimiento con láser, el accesorio externo hace que el sistema resulte complicado de utilizar. Muchas veces la lente láser la sujeta el médico con una mano. Cualquier movimiento de la lente hace que la imagen retinal que se está visualizando se mueva, especialmente en el caso de lentes de alta ampliación. No resulta cómodo mantener firme la lente láser durante la larga sesión de tratamiento láser que puede durar varios minutos. En este caso, la iluminación constante de la retina la proporciona la lámpara de hendidura. Para evitar que el láser se bloquee, el médico debe mantener ciertas posturas con la lámpara de hendidura al tiempo que tiene que proyectar la luz al área deseada. Además, la luz láser reflejada de la lente láser puede retrodispersarse en muchas direcciones por la sala, un resultado peligroso para el resto de las personas presentes. Con la visualización a través del biomicroscopio y la lente láser, el médico no puede ver simultáneamente el iris ni juzgar el estado de alineación de la lente. Como resultado, existe el peligro de dirigir el láser al iris por accidente. La naturaleza de la manipulación manual del rayo láser también dificulta la evaluación de la cantidad de láser que hay que dirigir a la retina en caso de que no hayan quedado marcas claras después del tratamiento. En un nuevo tratamiento, el de terapia fotodinámica, el nivel de potencia del láser es inferior a aquel que dejaría una marca en la retina. Esto (el control de la cantidad de láser) es fundamental en el tratamiento mediante terapia fotodinámica (PDT). A veces se ofrece un sistema completamente independiente para el tratamiento láser, lo que añade gastos a la hora de equipar bien una consulta de oftalmología.

Lo que se necesita es una cámara ocular digital y relativamente económica para controlar y grabar el estado de las regiones retinal y corneal del ojo. Este sistema tendría un valor incluso mayor si además pudiera utilizarse también para el tratamiento con láser y como estímulo retinal en las pruebas de función visual.

### Resumen de la invención

La presente invención proporciona una cámara digital que combina las funciones de cámara retinal y cámara corneal en un solo instrumento, pequeño y fácil de utilizar. Esta sola cámara puede tomar imágenes digitales de la región retinal del ojo e imágenes digitales de la región corneal del ojo. La cámara incluye una primera combinación de elementos ópticos para la formación de dichas imágenes retinales digitales y una segunda combinación de elementos ópticos para la formación de dichas imágenes corneales digitales. Una porción de estos elementos son elementos compartidos que incluyen un primer elemento de objetivo de una combinación de lentes de objetivo, un sensor de imágenes digitales y al menos un ocular para visualizar la retina o la córnea. La combinación retinal también incluye un primer elemento intercambiable de dicho sistema de lentes de objetivo para enfocar, en combinación con dicho primer elemento de objetivo, porciones de o toda la región retinal en o aproximadamente en un plano de imágenes común. La combinación retinal también incluye una fuente luminosa de iluminación retinal, una apertura dentro de dicho encuadre y que se encuentra colocada dentro de dicha primera combinación para formar una apertura retinal efectiva ubicada en o aproximadamente en la lente del ojo que define una posición de apertura retinal efectiva, una cámara de infrarrojos para determinar la posición del ojo, y un mecanismo de ajuste de la apertura para ajustar la apertura retinal efectiva en base a señales de posición procedentes de dicha cámara de infrarrojos. La combinación de elementos para la córnea incluye un segundo elemento intercambiable de dicho sistema de lentes de objetivo para enfocar, en combinación con dicho primer elemento de objetivo, porciones de o toda la región de la retina en o aproximadamente en un plano de imágenes común.

En su modo retinal, la cámara puede obtener imágenes de la región retinal utilizando pocas gotas dilatadoras o ninguna. En su modo corneal, la cámara también puede obtener imágenes corneales con distintas ampliaciones. Finalmente, si se observa a través de los oculares binoculares proporcionados, también se dispone de todas las funciones de visualización clásicas de los biomicroscopios con lámpara de hendidura. De este modo, el médico puede, con este único instrumento, realizar una serie completa de exámenes clásicos necesarios para obtener imágenes de los segmentos anterior y posterior del ojo.

El sistema óptico y el generador de imágenes electrónico se han compactado a aproximadamente el tamaño y la cubierta física de una lámpara de hendidura. Por lo tanto, este sistema podría montarse en una silla de examen en lugar de una lámpara de hendidura tradicional sin que sea necesario un espacio adicional para el sistema de formación de imágenes retinales.

El cambio entre los modos retinal y corneal se realiza internamente, mientras que el sistema óptico queda sellado mediante la lente delantera. El sistema óptico también tiene dos pupilas de entrada diferentes, una ubicada en la lente del ojo del paciente para el funcionamiento en modo retinal y otra cerca de la lente de objetivo delantera para el funcionamiento en modo corneal. El diseño óptico corrige las aberraciones esféricas y acromáticas en ambas configuraciones. Como resultado, el sistema propuesto genera imágenes de alta resolución y alto contraste tanto de la región retinal como de la corneal del ojo.

Una técnica preferente es tomar automáticamente dos imágenes digitales de los segmentos anterior o posterior del ojo desde distintas posiciones de la pupila de entrada en menos de 1/10 de segundo y, a continuación, visualizar la vista estereoscópica de inmediato y digitalmente. Con las herramientas adecuadas, los médicos también pueden volver a examinar las imágenes estereoscópicas desde una ubicación remota.

- 5 Preferentemente un sensor de infrarrojos forma imágenes de la córnea de manera continua y se desplaza coaxialmente a través del sistema óptico mientras se están formando las imágenes retinales para facilitar la alineación con el ojo de un paciente que puede estar moviéndose ligeramente. Esto reduce considerablemente el grado de habilidad necesario y proporciona la opción de incluir sofisticados sensores de enfoque. En ubicaciones remotas, donde no haya a disposición un médico altamente cualificado, el ojo del paciente se puede “capturar digitalmente” y enviar esta información a un centro de lectura para su evaluación.
- 10 El sistema proporciona un plano en el instrumento que se conjuga con la retina y este plano queda sobre la superficie del sensor de imágenes electrónico. Con determinados divisores ópticos de haz, este plano podría colocarse en otros lugares dentro del instrumento de modo que pueda accederse a él. El sistema podría utilizarse para examinar el funcionamiento del ojo como un sistema de formación de imágenes. Un ejemplo sencillo de esto sería proyectar gráficas de agudeza visual o información sobre la percepción del color. Para generar el estímulo, podría utilizarse una pantalla LCD programable.
- 15 Además de las imágenes normales a color, el sistema propuesto puede fotografiar y mostrar angiogramas con fluoresceína y con verde de indocianina en tiempo real y digitalmente. Los angiogramas retinales estereográficos también pueden ser grabados y visualizados por otros médicos.
- 20 Con esta cámara se reduce sustancialmente el tiempo requerido para un examen ocular. Se obtiene rápidamente una imagen y con un nivel bastante bajo de luz con destellos. Preferentemente, la imagen se examina luego con tranquilidad y se comparte con el paciente. Del medio de almacenamiento digital pueden recuperarse imágenes de fechas diferentes. La cantidad de tiempo empleada por el médico para examinar la retina se reduce de varios minutos a segundos. La cámara es especialmente útil en el diagnóstico del glaucoma en las primeras fases por la facilidad de detectar cambios en el estado del ojo entre exámenes oculares.
- 25 El módulo de LEDs se utiliza como fuente luminosa en la parte de formación de imágenes corneales. Preferentemente, en la parte de formación de imágenes retinales del sistema se utilizarán, como fuentes luminosas, módulos de LEDs de luz blanca que consisten en múltiples LEDs. El módulo de LEDs funciona en modo continuo o modo pulsado. Para los angiogramas con fluoresceína (FA) y con verde de indocianina (ICG), como fuente luminosa se utilizarán módulos de LEDs con diferentes longitudes de onda. Para transformar el flujo luminoso a la forma de anillo se utiliza un componente de fibra óptica especial con el que se consigue una mayor eficiencia de acoplamiento de la luz.
- 30 Una realización preferente proporciona un sistema de proyección láser integrado internamente. La luz láser puede proyectarse por el interior desde un plano conjugado con el plano de formación de imágenes a utilizar con fines terapéuticos. Con la ayuda del sistema de alineación por infrarrojos, la alineación es fácil y sencilla. Cuando el sistema se pone en el modo de formación de imágenes retinales, el rayo láser con la característica del rayo apropiada se dirigirá a la región retinal. La iluminación en la retina es proporcionada internamente y de forma independiente de las posiciones del rayo láser. Cuando el sistema se pone en el modo de formación de imágenes corneales, el láser se dirigirá a la región corneal.
- 35 Con la realización preferente, funcionando en modo en tiempo real, el operador puede observar la imagen retinal/corneal con un punto láser objetivo sobre ellas y señalar entonces (en la imagen presentada por el ordenador) las áreas a tratar. El sistema, bajo control informático, podría aplicar el tratamiento láser automáticamente. Además, podrían utilizarse sistemas de seguimiento para estabilizar aún más la imagen y/o la ubicación del rayo láser. La ubicación y el suministro de la energía acumulada pueden determinarse y controlarse como una función de localización, lo cual es un parámetro importante en algunas terapias.
- 40 Dado que la alineación del sistema, la imagen retinal/corneal y el punto láser objetivo pueden controlarse y manipularse con una sola palanca de mando en tiempo real y a distancia, la postura del médico no se ve limitada durante la sesión de tratamiento. Los pacientes pueden colocarse en una postura más cómoda durante el proceso. Esto reducirá enormemente el esfuerzo impuesto tanto a los pacientes como a los médicos.
- 45 En la Patente JP 6205742 A se presenta una cámara de fondo de ojo para fotografiar el fondo de ojo y la parte anterior del ojo.
- En la Patente US 5.912.720 A se presenta un entorno oftálmico de realidad aumentada, en donde también se incluye un sistema diseñado entorno a un biomicroscopio con lámpara de hendidura estándar.
- 50 En la Patente US 3.944.342 A se presenta un aparato fotográfico para una lámpara de hendidura que incluye una cámara fotográfica adaptada para montar sobre un ocular de un microscopio binocular de la lámpara de hendidura.
- En la Patente WO 98/43533 A1 se presenta un sistema para la obtención de imágenes del fondo del ojo, que incluye un dispositivo de iluminación para la formación de imágenes.
- En la Patente US 4.859.051 A se presenta un aparato para pruebas oculares en el que se forma una imagen de reflexión corneal y una imagen de reflexión retinal.

En la Patente US 5.355.253 A se presenta una cámara retinal estereoscópica que permite la observación estereoscópica del fondo del ojo.

En la Patente US 4.411.502 A se presenta un instrumento oftalmológico en donde una función de lámpara de hendidura fotográfica se combina con funciones de cámara de fondo de ojo.

- 5 En la Patente US 5.355.253 se presenta el uso de un LED en una lámpara de hendidura. El LED funciona en modo continuo e ilumina la parte frontal del ojo desde el lateral.

La invención se define en la reivindicación independiente 1. Las realizaciones preferentes se definen en las reivindicaciones dependientes.

### **Breve descripción de los dibujos**

- 10 La FIG. 1 es un dibujo prospectivo de una realización preferente de la presente invención.

La FIG. 2 es un dibujo comparativo en el que se muestra una disposición óptica de la porción de formación de imágenes retinales de la divulgación.

La FIG. 3 es un dibujo de una fuente luminosa anular preferente.

- 15 Las FIGS. 4 y 5 son dibujos en los que se muestran las características ópticas de una porción de formación de imágenes corneales.

La Fig. 4 es comparativa. La Fig. 5 es conforme a la invención.

### **Descripción detallada de las realizaciones preferentes**

Diseño externo de la primera realización preferente

- 20 En la FIG. 1 se muestra el diseño exterior de una primera realización preferente de la presente invención. Hay incluidos un reposacabezas 1 y una mentonera 2 para estabilizar la cabeza del paciente. La lámpara de hendidura 3 proporciona iluminación para el examen de la córnea y el brillo, el color y la anchura de la hendidura son ajustables.

- 25 La base 4 proporciona los grados usuales de libertad en los movimientos angular, transversal y longitudinal. Dentro de la cámara hay unos elementos para ajustar la altura de la cámara potencialmente a través de un sistema motorizado. Una palanca de mando 5 ayuda a controlar el movimiento e incluye conmutadores de control para el funcionamiento del sistema. En la FIG. 1, la palanca de mando 5 se muestra sobre la base 4. Alternativamente, la palanca de mando 5 puede montarse sobre una base portátil y colocarse en una posición diferente alejada de la base 4.

- 30 Puede utilizarse una pequeña pantalla LCD 6 para visualizar la imagen, especialmente una imagen corneal infrarroja en tiempo real. No obstante, la pantalla de imágenes principal es un monitor de mayor tamaño y no se muestra. Hay unos oculares 7 incorporados para obtener todas las funciones visuales típicas asociadas al biomicroscopio con lámpara de hendidura. La lente 12 es la lente de objetivo delantera y sella el sistema óptico. En el lateral de la cámara hay varios controles 8 de ampliación, nivel de luz y análogos. Las dimensiones de la cámara son similares a las de un biomicroscopio con lámpara de hendidura convencional.

### **Formación de imágenes retinales**

- 35 En referencia a la FIG. 2, la retina 9 es la porción posterior del ojo y es un plano de objetos curvo. El vítreo 11 es un gel no acromático que rellena el ojo. Por lo tanto, uno de los desafíos del sistema óptico será formar el plano curvo de la retina a través del gel no acromático sobre el plano liso del sensor electrónico de imágenes del área, normalmente un CCD o un CMOS, y producir imágenes acromáticas de alta resolución a través de un sistema óptico capaz de compensar la no acromaticidad del ojo.

- 40 La lente de objetivo se compone de los elementos de lente 12 y 13. La lente delantera 12 no se cambia entre la formación de imágenes retinales y corneales y sella el sistema óptico. El segundo elemento de objetivo 13 se puede cambiar internamente y permite realizar los cambios de lente de objetivo del sistema óptico necesarios para pasar de una función de formación de imágenes corneales a otra de imágenes retinales y viceversa. Este también coloca el mecanismo de cambio de lente dentro de la cámara y, por seguridad, lo aleja de los dedos del operador para que no entren en contacto. Cuando la lente de objetivo trasera 13 se combina con la lente de objetivo delantera 12 comprende el juego de lentes de objetivo para la formación de imágenes retinales. El plano 14 es la ubicación de la primera imagen real y puede contener una máscara para limitar el campo de visión.

- 45 El espejo 15 es cambiado a su lugar correspondiente para la tarea de formación de imágenes retinales y, una vez que se encuentra en el lugar correspondiente, bloquea la visión de la sección de visualización de la lámpara de hendidura/biomicroscopio compuesta de los elementos 35 a 37 y 7. Cuando el espejo se encuentra en su lugar correspondiente, la luz es dirigida hacia abajo y sigue siendo reflejada por los espejos 16 y 17 y dirigida al sensor de imágenes 18. En 19 hay una apertura que es la apertura óptica para el sistema de formación de imágenes. Esta

apertura es transmitida a la lente del ojo para formar la pupila de entrada de la cámara en el modo de formación de imágenes retinales. La lente 20 proyecta la imagen de 14 aproximadamente hasta el infinito y la lente 21 puede moverse a lo largo del eje óptico para enfocar la imagen exactamente hasta el infinito. El juego de lentes 22 puede introducirse o retirarse para cambiar la ampliación del sistema.

5 Finalmente, la lente 23 reenfoca la imagen sobre el sensor de imágenes 18. Si se cambia la lente 23 pueden utilizarse sensores de distintos tamaños y formatos con solo cambiar una lente. Esto representa una ventaja significativa ya que el sensor de la formación de imágenes a color puede tener un tamaño diferente a uno optimizado para angiografía, que puede ser un sensor de formato mayor que funciona a un solo color. También permite readaptar el sistema para nuevos sensores conforme estos vayan apareciendo en el mercado.

10 Los divisores de haz 24 y 25 reflejan parcialmente la luz de la retina 9 sobre un fotosensor 26 para el control automático de la exposición. El divisor de haz 24 también refleja la luz de la fuente luminosa 27 en el sistema óptico de tal modo que la fuente 27 se conjuga ópticamente en la retina 9. La fuente 27 puede proporcionar iluminación para una luz de fijación interna y/o un mecanismo de enfoque automático. O, por ejemplo, podría ser una pantalla LCD programable de modo que pudiera proporcionarse un punto de fijación variable o pudieran utilizarse fuentes para el examen de la visión.

15 En 27 pueden utilizarse máscaras o fuentes luminosas programables tales como pantallas LCD para permitir realizar pruebas de la función de la visión. Estas pruebas pueden ser examen de la perimetría, sensibilidad a los colores, sensibilidad al contraste, y análogos, y pueden realizarse fácilmente.

20 La fuente 28 proporciona iluminación para la formación de imágenes retinales y puede ser pulsada o continua. La fuente 28 tiene forma de anillo de luz y las lentes 29 y 30 inyectan la luz coaxialmente de modo que en la lente del ojo del paciente se proyecta un anillo de luz pero fuera de la pupila de entrada. La luz de iluminación pasa a través del espacio externo del espejo 17. De este modo pueden obtenerse imágenes de alto contraste. En el plano 31 hay un polarizador óptico lineal con forma de disco de pequeño diámetro colocado sobre el eje óptico para polarizar, en el plano del papel, la porción del haz de iluminación que se encuentra sobre ese eje. En caso de haber una reflexión no deseada de las lentes de objetivo 12 y 13, esta reflexión se polarizará. No obstante, la reflexión de la retina es despolarizante. Esta reflexión no deseada solo procederá del centro de las lentes ya que esta es la parte de las lentes en las que la superficie es perpendicular al haz de iluminación saliente. Para impedir que la reflexión de luz de las lentes 12 y 13 entre en la cámara electrónica, el divisor de haz polarizante 24 refleja la luz polarizada-s y transmite la luz polarizada-p. La dirección de polarización del polarizador lineal en el plano 31 se orienta de modo que sea normal a la polarización-p del divisor de haz 24.

30 Para alinear el sistema óptico con precisión con el iris del ojo del paciente, en la trayectoria óptica se inserta un sistema de formación de imágenes por infrarrojos que consiste en el muestreador de haz 32, la lente 33 y la cámara de infrarrojos 34. El muestreador de haz 32 es altamente transmisor a la luz visible y ligeramente reflexivo para la luz infrarroja. Cuando la porción de la córnea del ojo se ilumina con una fuente infrarroja (no mostrada en la FIG. 2) montada fuera de la periferia de la lente 12, la luz infrarroja es captada por las lentes 12 y 13 y, a continuación es muestreada por el muestreador de haz 32. La lente 33 forma una imagen corneal sobre la cámara 34. La imagen formada sobre la cámara 34 puede utilizarse para determinar la alineación transversal y longitudinal respecto al ojo.

35 Tal y como se muestra en la FIG. 3, podría utilizarse un módulo de diodos emisores de luz (LEDs) 42 que consiste en múltiples LEDs de color blanco para proporcionar luz para la fuente 28. Alternativamente, podrían utilizarse otras fuentes luminosas como de xenón y halógenas de destellos. La luz se acopla a la entrada del cable de fibra óptica 39 a través de una lente 40 después de pasar a través de un filtro óptico 41 para ajustar correctamente la temperatura de color de la luz. La entrada del cable de fibra óptica 39 tiene una forma parecida a la de la matriz de LEDs del módulo 42. La salida del cable de fibra óptica 39 forma un anillo, que se convierte en la fuente luminosa 28. El módulo de LEDs 42 puede funcionar en modo pulsado o continuo. Cuando funciona en modo pulsado, los impulsos luminosos se sincronizan con las señales de disparo procedentes de la cámara CCD. El cambio de duración de los impulsos luminosos ajustaría el brillo de la imagen, que el mecanismo de exposición automática realiza automáticamente. En caso necesario, la compensación de la condición de iluminación se puede seguir ajustando manualmente. Si el generador de imágenes dispara los impulsos luminosos consecutivamente, el médico percibe una iluminación continua ya que la frecuencia de los impulsos es mayor que la que puede distinguir el ojo humano. Cuando se utiliza el generador de imágenes CCD entrelazado, el modo de iluminación pulsado ayuda a capturar una sola imagen retinal en el ordenador a alta velocidad y con efecto no entrelazado. Si se dispara un solo impulso luminoso sincronizado con uno de los dos campos de la imagen capturada, y se eliminan los impulsos luminosos antes e inmediatamente después de ese impulso luminoso, se obtendrá una imagen completa sin el efecto de entrelazado.

55 Cuando funciona en el modo pulsado, el impulso luminoso se sincroniza con las señales de disparo procedentes de la cámara CCD. El cambio de duración de los impulsos luminosos ajustará el brillo de la imagen.

El módulo de LEDs 42 se puede extraer y sustituir por el que consiste en múltiples LEDs infrarrojos o azules de alta intensidad. Estos módulos preferentemente proporcionan una fuente luminosa para las sesiones con FA e ICG, y

funcionan en modo tanto continuo como pulsado similar al del módulo de LEDs de color blanco. En la trayectoria de formación de imágenes se introduce un filtro óptico de bloqueo para bloquear la luz de excitación.

5 Los accionadores controlados electrónicamente que hay detrás del espejo 15 pueden inclinar ligeramente el espejo a lo largo de un eje del plano de papel, haciendo que la posición de la apertura óptica 19 y de los componentes ópticos del 20 al 23 y del generador de imágenes 18 se mueva lateralmente. Una señal de disparo procedente del sensor de imágenes electrónico hace que la fuente luminosa 28 centellee y el ordenador grabe una imagen digital. Conforme el espejo 15 se inclina en la dirección opuesta, se toma una segunda imagen. Cuando las dos imágenes se presentan por separado a los ojos izquierdo y derecho del médico, se crea una visión estereoscópica de la retina. La cantidad de inclinación puede introducirse en el espejo 16 en dirección opuesta para generar una visión estereoscópica más precisa.

15 Los componentes ópticos adicionales activan las funciones del tratamiento láser. La fibra óptica 43B guía al láser 43A hasta el puerto 43 y se hace pasar a través de uno de los agujeros del conjunto de agujeros 44 con agujeros de distintos tamaños. Entre el puerto 43 y el conjunto de agujeros 44 pueden introducirse otros componentes ópticos para homogeneizar la intensidad del láser. La lente 45 colima el rayo láser con la lente 47, que a su vez enfoca el láser al plano 14 y posteriormente a la retina 9. La ubicación del espejo 46 se conjuga con la pupila de entrada del sistema óptico que se encuentra en la lente del ojo del paciente. El espejo 46 se puede rotar en dos ejes ortogonales para orientar el rayo láser a través de la retina. Con el espejo de orientación ubicado en un plano conjugado con la pupila de entrada puede tenerse la certeza de que la luz láser entrará en el ojo de modo que no se irradiará el iris. En el sistema óptico se introduce un divisor óptico de haz de banda estrecha (50) para inyectar la luz láser en el sistema óptico al tiempo que se permite que la luz visible pase a través hasta el sensor de imágenes desde la retina. El divisor de haz 50 también podría ser un divisor de haz de polarización de banda ancha que solo refleja la luz polarizada s. El divisor óptico de haz 47 muestrea una pequeña cantidad de luz láser sobre el fotosensor 48 para determinar la intensidad de la luz láser. Con la ayuda del sensor de imágenes puede determinarse la irradiancia del láser sobre la retina.

25 En la FIG. 2, el divisor de haz 50 se encuentra colocado entre el espejo 17 y la apertura 19. No obstante, el divisor de haz 50 puede colocarse realmente en cualquier sitio a lo largo del eje óptico entre el espejo 17 y el plano de imágenes 14. El divisor de haz 50 puede colocarse entre la lente 30 y el espejo 17 o entre la fuente luminosa 28 y la lente 29. Los componentes ópticos del 43 al 49 pueden funcionar de manera similar en estas opciones alternativas.

30 En otra variación, el láser también puede ser proyectado en el sistema óptico desde el espacio entre la fuente luminosa 28, que tiene forma de anillo, y el espejo 17, que puede ser un divisor de haz dicróico. En este caso, el rayo láser se inyecta en medio del haz de iluminación. El divisor de haz 50 podría eliminarse, pero se mantendrían los componentes ópticos del sistema de proyección del 44 al 49.

35 Durante el proceso de la terapia láser, el sensor de imágenes 18 u otros detectores pueden detectar el movimiento de la retina. A continuación, la imagen retinal y el punto láser se pueden estabilizar con un servosistema con dos accionadores activados eléctricamente que controlan la inclinación del espejo 16 y/o 27. Además, el punto láser puede rastrear la imagen retinal controlando la inclinación del espejo 46. Además, durante el tratamiento láser el sistema de formación de imágenes puede utilizarse simultáneamente. De este modo, la angiografía puede realizarse al mismo tiempo que el tratamiento.

40 Con una imagen visualizada en tiempo real, el médico podría marcar en la imagen visualizada el lugar de las regiones para el tratamiento previsto. El ordenador podría controlar entonces la aplicación real del tratamiento láser con o sin un sistema de seguimiento manual o automático.

### Formación de imágenes corneales

45 Para describir esta realización utilizada para la formación de imágenes corneales se hace referencia a las FIGS. 4 y 5. En la FIG. 5 se muestra una vista en sección transversal horizontal del sistema de formación de imágenes corneales en un plano sobre la línea del eje óptico que incluye la córnea 19. En la FIG. 4 se muestra una vista en sección transversal vertical del sistema de formación de imágenes corneales por sí solo y a través del medio del sistema y en un plano que incluye la córnea 10. En estas figuras, los componentes ópticos utilizados para la formación de imágenes retinales se han extraído y sustituido por los utilizados para la formación y visualización de imágenes del segmento anterior. Los elementos que se cambian entre la formación de imágenes retinales y corneales, incluyen la sustitución del espejo 15 por el espejo 15A, la adición de los elementos 53, 55, 56 y 52, y la sustitución de la lente 13 por la lente 51.

55 Las lentes ópticas 12 y 51 comprenden los elementos delanteros y traseros de la lente de objetivo. La lente 12 se sella en su lugar correspondiente y la lente 13 utilizada para la formación de imágenes retinales se retira y se sustituye por la lente 51. Las lentes 12 y 51 juntas forman la lente de objetivo para el sistema óptico de formación de imágenes corneales y proporcionan una imagen virtual de la córnea en el plano de imágenes 57.

- 5 Cuando se lleva a cabo la formación de imágenes o la visualización de la córnea, el juego de lentes de objetivo proyecta el objeto al infinito. La iluminación de la córnea la proporcionará el elemento común de una lámpara de hendidura. Mediante un mecanismo interno se introducen varios juegos de lentes 52 en el sistema óptico y pueden cambiarse para una ampliación mayor o menor según se desee. Los ejes individuales de las lentes de los juegos de lentes 52 se descentran horizontalmente respecto al juego de lentes de objetivo para producir una imagen estereográfica. Los juegos de lentes 52 son afocales y su dirección se puede invertir para producir dos ampliaciones para cada juego de lentes. El juego de lentes de objetivo redirige los ejes ópticos individuales del juego de lentes 51 de modo que converjan en el centro del ojo. Con esto el sistema de formación de imágenes corneales proporciona el ángulo de observación correcto para la visión estereoscópica.
- 10 Después del juego de lentes 52 hay un espejo 15A que puede moverse en el haz para dirigir los rayos que salen de la lente de objetivo y ajustar la ampliación hacia abajo hasta el sistema de formación de imágenes digitales que se encuentra ubicado abajo en vertical o se puede retirar para permitir la visualización de la córnea. El revestimiento reflexivo del espejo ha sido diseñado de modo que sea altamente reflexivo a la luz láser pero parcialmente transmisivo a la luz de otras longitudes de onda. De hecho, este espejo puede ser un reflector parcial para permitir la observación visual simultánea con la formación de imágenes digitales y la formación de imágenes simultánea con el tratamiento láser si se desea.
- 15 Para el sistema de visualización, hay un prisma erector de imagen común 36 detrás de la lente de relé de imagen 35, tal y como se muestra en la FIG. 5. En el lugar 37 se forma una imagen real invertida 37. Los juegos de lentes 7 son oculares u oculares comunes y se forma una imagen erecta en la retina del ojo 38 del usuario. Los ejes ópticos de las dos trayectorias oculares se muestran en paralelo en la FIG. 5. No obstante, los ejes pueden inclinarse para que converjan.
- 20 Si se cambia el juego de lentes 52 pueden obtenerse fácilmente una variedad de ampliaciones y la lente del ocular 7 también se puede intercambiar para una amplia gama de ampliaciones.
- 25 Cuando el sistema de formación de imágenes corneales se utiliza para la formación de imágenes digitales, el espejo 15A refleja hacia abajo al menos una parte de la luz. Las lentes 53 y 56 transmiten los rayos de luz para formar en el plano 57 una imagen virtual de la córnea. Esta es la misma ubicación para la imagen que la producida por el sistema de formación de imágenes retinales. A continuación, las lentes 20, 21 y 23 pueden proyectar la imagen virtual al sensor de imágenes 18. La lente 20 proyecta la imagen hasta el infinito y la lente 21 realizará pequeños ajustes y, por lo tanto, se conseguirá el enfoque. La lente 23 enfoca la luz sobre la cámara electrónica 18.
- 30 Las lentes 53 y 56 están alineadas con el eje óptico de un solo juego de lentes 52 que está descentrado del eje de las lentes 12 y 51 y el sensor de imágenes 18. A continuación se utiliza el conjunto de prisma 55 para trasladar el eje del rayo de luz del eje descentrado al eje centrado del sistema de formación de imágenes CCD. Las lentes de relé 53 y 56 no solo forman una imagen corneal real en el plano 54, sino también una pupila de entrada del sistema de formación de imágenes delante del juego de lentes 52. Esta pupila de entrada coincide con la formada en el sistema de visualización.
- 35 Si se mueve la lente 53 de modo que quede alineada con el eje óptico de otro conjunto de una sola lente 52, y se gira el módulo 180° que consiste en la lente 56 y el conjunto de prisma 55, puede grabarse la imagen procedente del otro canal de visualización. Cuando las dos imágenes se presentan por separado a los ojos izquierdo y derecho del médico, se crea una visión estereoscópica del segmento anterior del ojo. El efecto estereoscópico es idéntico al visualizado a simple vista directamente desde el binocular. Otro enfoque estereoscópico sería alinear las lentes de relé 53 y 56 con el eje ubicado en el centro del sistema de imágenes CCD y eliminar el conjunto de prisma 55. A continuación, unos accionadores controlados electrónicamente que se encuentran detrás del espejo 15A podrían inclinar ligeramente el espejo a lo largo de un eje del plano de papel lo cual mueve la posición de la imagen lateralmente y coloca la apertura óptica 19 y el sistema de formación de imágenes electrónico detrás del mismo. En el ordenador se graban y se visualizan dos imágenes, tomadas desde dos posiciones opuestas del espejo inclinado, para crear el efecto estereoscópico. En comparación con la visualización directamente binocular, el segundo enfoque introduce una inclinación entre los dos canales de visualización en la grabación digital. Como resultado, el efecto estereoscópico puede ser ligeramente diferente del primer enfoque. Un tercer enfoque sería inclinar el espejo 16 en dirección opuesta a la inclinación del espejo 15A para cancelar el efecto no deseado. El efecto estereoscópico resultante sería parecido al del primer enfoque.
- 40 Si se mueve la lente 53 de modo que quede alineada con el eje óptico de otro conjunto de una sola lente 52, y se gira el módulo 180° que consiste en la lente 56 y el conjunto de prisma 55, puede grabarse la imagen procedente del otro canal de visualización. Cuando las dos imágenes se presentan por separado a los ojos izquierdo y derecho del médico, se crea una visión estereoscópica del segmento anterior del ojo. El efecto estereoscópico es idéntico al visualizado a simple vista directamente desde el binocular. Otro enfoque estereoscópico sería alinear las lentes de relé 53 y 56 con el eje ubicado en el centro del sistema de imágenes CCD y eliminar el conjunto de prisma 55. A continuación, unos accionadores controlados electrónicamente que se encuentran detrás del espejo 15A podrían inclinar ligeramente el espejo a lo largo de un eje del plano de papel lo cual mueve la posición de la imagen lateralmente y coloca la apertura óptica 19 y el sistema de formación de imágenes electrónico detrás del mismo. En el ordenador se graban y se visualizan dos imágenes, tomadas desde dos posiciones opuestas del espejo inclinado, para crear el efecto estereoscópico. En comparación con la visualización directamente binocular, el segundo enfoque introduce una inclinación entre los dos canales de visualización en la grabación digital. Como resultado, el efecto estereoscópico puede ser ligeramente diferente del primer enfoque. Un tercer enfoque sería inclinar el espejo 16 en dirección opuesta a la inclinación del espejo 15A para cancelar el efecto no deseado. El efecto estereoscópico resultante sería parecido al del primer enfoque.
- 45 Si se mueve la lente 53 de modo que quede alineada con el eje óptico de otro conjunto de una sola lente 52, y se gira el módulo 180° que consiste en la lente 56 y el conjunto de prisma 55, puede grabarse la imagen procedente del otro canal de visualización. Cuando las dos imágenes se presentan por separado a los ojos izquierdo y derecho del médico, se crea una visión estereoscópica del segmento anterior del ojo. El efecto estereoscópico es idéntico al visualizado a simple vista directamente desde el binocular. Otro enfoque estereoscópico sería alinear las lentes de relé 53 y 56 con el eje ubicado en el centro del sistema de imágenes CCD y eliminar el conjunto de prisma 55. A continuación, unos accionadores controlados electrónicamente que se encuentran detrás del espejo 15A podrían inclinar ligeramente el espejo a lo largo de un eje del plano de papel lo cual mueve la posición de la imagen lateralmente y coloca la apertura óptica 19 y el sistema de formación de imágenes electrónico detrás del mismo. En el ordenador se graban y se visualizan dos imágenes, tomadas desde dos posiciones opuestas del espejo inclinado, para crear el efecto estereoscópico. En comparación con la visualización directamente binocular, el segundo enfoque introduce una inclinación entre los dos canales de visualización en la grabación digital. Como resultado, el efecto estereoscópico puede ser ligeramente diferente del primer enfoque. Un tercer enfoque sería inclinar el espejo 16 en dirección opuesta a la inclinación del espejo 15A para cancelar el efecto no deseado. El efecto estereoscópico resultante sería parecido al del primer enfoque.
- 50 Con los componentes ópticos del 43 al 49 se forma un sistema de proyección láser idéntico al utilizado para el sistema láser retinal y proyecta el láser a la córnea. El punto láser puede controlarse bien desde el sensor de imágenes por sí solo o desde la cámara CCD y el binocular.
- 55 Una lámpara de hendidura o cualquier otro medio bien conocido proporcionan la iluminación del ojo. Como fuente luminosa para la lámpara de hendidura puede utilizarse un módulo de LEDs que consiste en múltiples LEDs de luz blanca. La fuente luminosa funciona bien en modo continuo o bien en modo pulsado. Funciona en el modo pulsado y el impulso luminoso se sincroniza con las señales de disparo procedentes del generador de imágenes CCD. El médico percibe iluminación continua ya que la frecuencia de los impulsos es mayor que la que es capaz de distinguir

5 el ojo humano. El brillo de la imagen corneal, observado a través del binocular o a través del generador de imágenes CCD, puede ajustarse cambiando la duración del impulso luminoso. Cuando se utiliza el generador de imágenes CCD entrelazado, el modo de iluminación pulsado ayuda a capturar una sola imagen corneal en el ordenador a alta velocidad y con un efecto no entrelazado disparando un solo impulso luminoso sincronizado con uno de los dos campos de la imagen capturada y eliminando los impulsos luminosos antes e inmediatamente después de que el impulso luminoso lo haga.

**Dos configuraciones ópticas muy diferentes**

10 La córnea es un plano ligeramente curvado positivamente y la trayectoria de la imagen es aire. La retina es un plano altamente curvado negativamente y parte de la trayectoria óptica es el vítreo. Este fluido es no acromático de modo que la cámara debe compensar la no acromaticidad del medio para la retina pero no para la trayectoria de aire para la córnea. Con la presente invención se consiguen ambas funciones y a la alta resolución requerida en oftalmología y permite además múltiples ampliaciones.

**Alineación con la cámara IR**

15 El sistema ha sido diseñado para formar imágenes de la retina con baja dilatación. Para conseguirlo, el primer criterio de diseño es inyectar la luz en el ojo a través de un pequeño anillo alrededor de la pupila de entrada y alinearla con la apertura del iris. Con esto se consigue una iluminación uniforme de la retina y una imagen de alto contraste. Pero, las alineaciones transversales y longitudinales son críticas. Resulta esencial el uso de una cámara de infrarrojos que funcione a unas longitudes de onda que el ojo no pueda ver. La iluminación infrarroja no hace que la pupila se contraiga. La cámara IR siempre está encendida y enfocada a la córnea incluso mientras se obtiene la imagen retinal y una pantalla independiente muestra esta imagen. De este modo siempre queda asegurada la alineación transversal y longitudinal de la cámara.

**Pupila de entrada**

25 Un desafío todavía mayor para el sistema óptico es la necesidad de contar con diferentes ubicaciones para la pupila de entrada de la cámara para las funciones de formación de imágenes corneales y retinales. Para la formación de imágenes de la retina, resulta significativamente ventajoso colocar la pupila de entrada de la cámara en la lente del ojo. Esto reduce el efecto de las aberraciones del ojo y mejora el contraste de las imágenes. No obstante, para formar imágenes de la córnea, la pupila de entrada debe estar ubicada en la lente de objetivo del sistema de formación de imágenes. De este modo el sistema funciona como un "microscopio" al formar imágenes de la córnea y como un "telescopio" al formar imágenes de la retina.

30 **Proyección de imágenes en la retina**

Una ventaja funcional más es que el sistema proporciona un plano en el instrumento que se conjuga con la retina y este plano queda sobre la superficie del sensor de imágenes electrónico. Con determinados divisores ópticos de haz, este plano podría ser accesible dentro del instrumento en otros lugares para otros usos. Se sabe que la luz que emerge de la retina regresará a y se enfocará en este plano conjugado y esta es la modalidad para la formación de imágenes. No obstante, la luz que sale de un plano conjugado con la retina y dirigida hacia el ojo se proyectará sobre la retina. Así, con el sistema tenemos la posibilidad de proyectar patrones de luz sobre la retina. El sistema podría utilizarse para examinar el funcionamiento del ojo como un sistema de formación de imágenes. Un ejemplo sencillo de esto sería proyectar gráficas de agudeza visual o información sobre la percepción del color. Una aplicación más compleja sería la realización de mediciones perimétricas. De hecho, podría utilizarse una pantalla LCD programable para modificar el estímulo.

**Módulo de LEDs**

45 Tanto en la parte de formación de imágenes retinales como en la parte de formación de imágenes corneales del sistema se utilizarán, como fuentes luminosas, unos módulos de LEDs de color blanco que consisten en múltiples LEDs. El módulo de LEDs funciona bien de forma continua o bien en modo pulsado. Sustituirá a la fuente luminosa de onda continua (normalmente una lámpara halógena) y a una fuente de destellos (normalmente una lámpara de xenón) por una sola fuente. Consume menos energía, genera menos calor, utiliza menos espacio en la casa y dura mucho más tiempo. Para los angiogramas FA e ICG, como fuente luminosa se utilizarán módulos de LEDs con diferentes longitudes de onda.

**Imágenes estereoscópicas**

50 Las imágenes estereoscópicas de la cabeza del nervio óptico han demostrado tener un gran valor clínico a la hora de evaluar el avance de enfermedades como el glaucoma. El sistema propuesto puede tomar automáticamente dos imágenes digitales de la cabeza del nervio óptico desde dos posiciones de la pupila de entrada diferentes en menos de 1/10 de segundo. Cuando las dos imágenes se visualizan por separado en los ojos izquierdo y derecho, el médico ve y percibe imágenes estereoscópicas de la cabeza del nervio óptico. Las imágenes corneales estereoscópicas también pueden tomarse y visualizarse digitalmente. El sistema propuesto también puede tomar

automáticamente dos imágenes digitales del segmento anterior del ojo en muy poco tiempo y presentar la visión estereoscópica digitalmente.

**Tratamiento láser**

5 Una de las principales modalidades de tratamiento en materia de salud ocular es aplicar energía láser para destruir porciones de la retina o del iris y, con las nuevas terapias fotodinámicas, estimular un producto farmacéutico para causar el efecto curativo. El sistema propuesto proporciona un sistema de proyección láser integrado internamente. La luz láser se puede proyectar internamente desde un plano conjugado al plano de formación de imágenes. No se necesita ningún componente óptico o accesorio externo. La mano del médico queda libre al no tener que sujetar la lente láser. Se elimina así la división de la luz láser de los componentes ópticos externos. Con la ayuda del sistema de alineación por infrarrojos, la alineación resulta fácil y sencilla. Cuando el sistema se conmuta a modo de formación de imágenes retinales, el rayo láser con la característica de rayo apropiada alcanzará la retina. La iluminación a la retina se proporciona internamente y de forma independiente de las posiciones del rayo láser. Sin la reflexión luminosa de acristalamiento de los componentes ópticos y de la córnea, la imagen retinal es mucho más nítida. Cuando el sistema conmuta a modo de formación de imágenes corneales, el láser se dirigirá a la región corneal. De hecho, cuando el sistema de formación de imágenes funciona en modo en tiempo real, el operador puede observar la imagen retinal/corneal con un punto láser objetivo sobre ellas y señalar entonces (en la imagen presentada por el ordenador) las áreas a tratar. El sistema, bajo control informático, podría aplicar el tratamiento láser. En el caso de algunos tratamientos láser, se aplican más de 1000 puntos. Hacer esto manualmente resulta muy lento pero si se realiza bajo control informático podría conseguirse de manera rápida y precisa. Además, podrían utilizarse sistemas de seguimiento para estabilizar aún más la imagen y/o la ubicación del rayo láser. La ubicación y el suministro de la energía acumulada pueden determinarse y controlarse como una función de localización, lo cual es un parámetro importante en algunas terapias.

**Otras ventajas**

25 Gracias a la alineación del sistema, la imagen retinal/corneal y el punto láser objetivo pueden controlarse y manipularse en tiempo real y a distancia, la postura del médico no se ve limitada durante la sesión de tratamiento como ocurre con el sistema de suministro de lámpara de hendidura actual. Con esto se reducirá enormemente el esfuerzo impuesto a los pacientes y a los médicos.

30 Además, este sistema puede realizar las conocidas angiografías con fluoresceína y verde de indocianina. Incluso los angiogramas estereográficos pueden grabarse y visualizarse digitalmente. De hecho, tal como se mencionará más abajo, el sistema está equipado para utilizar los diferentes sensores de formato que pueden ser preferentes para la formación de imágenes a color y monocromas. Las imágenes angiográficas pueden visualizarse con escalas conocidas para ayudar a determinar la posición y el tamaño de las áreas de tratamiento láser. Durante el tratamiento, las imágenes angiográficas pueden visualizarse lado a lado con las imágenes en directo de la misma escala en la pantalla del ordenador. Esto reducirá enormemente el tiempo y el trabajo de preparación antes de un tratamiento láser. Los tratamientos láser pueden realizarse al mismo tiempo que una angiografía. Esto permite al médico identificar el área de tratamiento y comprobar en tiempo real el efecto del tratamiento láser.

40 Como ya se ha señalado, la formación de imágenes digitales elimina claramente el retraso y el coste que suponen el revelado de la película y puede evaluarse de inmediato la calidad de las imágenes. Como ejemplo del valor de examinar imágenes frente a la visualización directa, los estudios han revelado que a la hora de detectar una retinopatía diabética pueden obtenerse mejores resultados si se examinan las imágenes en lugar de la visualización directa. No obstante, la formación de imágenes digitales aporta otras ventajas considerables. Una de las más señaladas es la capacidad de compartir los resultados con colegas y análogos a través de medios de transferencia digitales. Es decir, los datos clínicos reales pueden obtenerse en un lugar y enviarlos a otro mediante medios electrónicos para un examen a distancia. Si pudiera examinarse todo el ojo con medios digitales, el clínico auxiliar ubicado en un lugar remoto podría obtener la "copia digital" del ojo y transferirla al médico especialista apropiado para su examen. Dicho sistema tendría que ser claramente capaz de formar imágenes tanto del segmento posterior como del segmento anterior del ojo y con imágenes de alta calidad.

50 Con este sistema no existe la necesidad de tener que realizar un examen oftalmoscópico a menos que haya que examinar la periferia lejana del ojo. Esto no es algo que se haga de manera rutinaria en la mayoría de los exámenes oculares y solo tiene importancia en el caso de poblaciones donde los factores de riesgo hayan aumentado considerablemente. No obstante, la documentación del polo posterior tendría un gran valor para todos los pacientes. En consecuencia, se reduciría la duración de los exámenes.

**REIVINDICACIONES**

1. Una cámara ocular para la adquisición de imágenes del segmento anterior del ojo (11) de un paciente, cuya cámara ocular comprende:
- 5 un sensor electrónico (18) para capturar las imágenes adquiridas del segmento anterior del ojo;  
una pantalla electrónica (6) acoplada al sensor electrónico (18) para la visualización de las imágenes adquiridas capturadas por el sensor electrónico (18); y  
un elemento orientador de haz (15A) configurado para permitir la visualización del segmento anterior del ojo en la pantalla electrónica (6) y/o a través del microscopio binocular (35, 36, y 7),
- 10 donde la cámara ocular comprende también:  
un microscopio binocular (35, 36, y 7) que tiene un eje óptico; y  
una lámpara de hendidura (3) que se caracteriza porque la lámpara de hendidura comprende un módulo de LEDs y está adaptada para poder ser utilizada como fuente de luz a proyectar a modo de un rectángulo estrecho de luz en las estructuras anteriores para iluminar el segmento anterior del ojo al formar una imagen microscópica del
- 15 segmento anterior del ojo;  
y donde el sensor electrónico (18) puede ser utilizado para generar impulsos de disparo, y el módulo de LEDs está configurado para emitir impulsos luminosos de forma sincronizada con los impulsos de disparo.
2. La cámara ocular conforme a la reivindicación 1, que comprende  
una primera combinación de elementos ópticos para la adquisición de imágenes de una región retinal (9) del ojo; y
- 20 una segunda combinación de elementos ópticos para la adquisición de imágenes del segmento anterior (10) del ojo;  
en donde una porción de la primera combinación de elementos ópticos y una porción de la segunda combinación de elementos ópticos son elementos ópticos compartidos, cuyos elementos ópticos compartidos comprenden:  
un primer elemento de objetivo (12) de un juego de lentes de objetivo;
- 25 un sensor electrónico (18) para capturar las imágenes adquiridas del ojo; y una pantalla electrónica (6) acoplada al sensor electrónico (18) para la visualización de las imágenes adquiridas capturadas por el sensor electrónico (18);  
donde la primera combinación de elementos ópticos comprende:  
un primer elemento intercambiable (13) del juego de lentes de objetivo para formar, en combinación con el primer elemento de objetivo (12), una imagen de al menos una porción de la región retinal (9) del ojo en un plano de imágenes (14, 57); y
- 30 una fuente de iluminación (28) que puede utilizarse a modo de fuente de luz para iluminar la región retinal (9) del ojo;  
donde la segunda combinación de elementos ópticos comprende la cámara ocular conforme a la reivindicación 1, y comprende además:  
un segundo elemento intercambiable (51) del juego de lentes de objetivo para formar, en combinación con el primer elemento de objetivo (12), una imagen de al menos una porción del segmento anterior (10) del ojo en el plano de
- 35 imágenes (14, 57).
3. La cámara ocular de la reivindicación 1 o de la reivindicación 2, en donde el segmento anterior del ojo incluye una región corneal del ojo.
4. La cámara ocular de la reivindicación 1 o de la reivindicación 2, en donde el sensor electrónico comprende un sensor de imágenes digitales.
- 40 5. La cámara ocular de la reivindicación 2, en donde la primera combinación de elementos ópticos comprende además:  
una apertura (19) para la formación de una apertura retinal efectiva ubicada aproximadamente en una lente del ojo que define una posición de apertura retinal efectiva;
- 45 una cámara de infrarrojos (34) para determinar una posición del ojo; y un mecanismo de ajuste de la apertura para ajustar la apertura retinal efectiva en base a la posición del ojo determinada por la cámara de infrarrojos (34).
6. La cámara ocular de la reivindicación 2, en donde la fuente de iluminación (28) comprende múltiples diodos emisores de luz (LEDs) blanca.

7. La cámara ocular de la reivindicación 6, donde los múltiples LEDs están configurados para funcionar bien en modo pulsado o bien en modo continuo.
8. La cámara ocular de la reivindicación 11 o de la reivindicación 6, donde el brillo de los múltiples LEDs es ajustable.
- 5 9. La cámara ocular de la reivindicación 8, donde el brillo de los múltiples LEDs puede ajustarse cambiando la duración de los impulsos luminosos.
10. La cámara ocular de la reivindicación 11 o de la reivindicación 6, donde al menos una porción de los múltiples LEDs puede utilizarse para emitir luz de diferentes longitudes de onda.
- 10 11. La cámara ocular de la reivindicación 1, en donde el módulo de LEDs comprende múltiples diodos emisores de luz (LEDs) blanca.
- 15 12. La cámara ocular de la reivindicación 1 o de la reivindicación 2, donde el elemento orientador del haz (15A) se encuentra dispuesto sobre el eje óptico del microscopio binocular (35, 36, y 7) y es parcialmente reflexivo y parcialmente transparente para (i) transmitir una primera parte de la luz que regresa del segmento anterior del ojo a lo largo del eje óptico del microscopio binocular (35, 36, y 7), y (ii) dirigir una segunda parte de la luz que regresa del segmento anterior del ojo hasta el sensor electrónico (18), para permitir la visualización de las imágenes adquiridas en la pantalla electrónica (6) y la observación visual del segmento anterior del ojo a través del microscopio binocular (35, 36, y 7).
- 20 13. La cámara ocular de la reivindicación 1 o de la reivindicación 2 donde el elemento orientador del haz (15A) comprende un espejo desmontable configurado para (i) poder ser insertado en un rayo de luz que regresa del segmento anterior del ojo, con el rayo de luz dirigido a lo largo del eje óptico del microscopio binocular (35, 36, y 7), para dirigir el rayo de luz hasta el sensor electrónico (18) para permitir la visualización de las imágenes adquiridas del segmento anterior del ojo en la pantalla electrónica (6), o (ii) poder ser retirado del rayo de luz para permitir la observación visual del segmento anterior del ojo a través del microscopio binocular (35, 36, y 7).

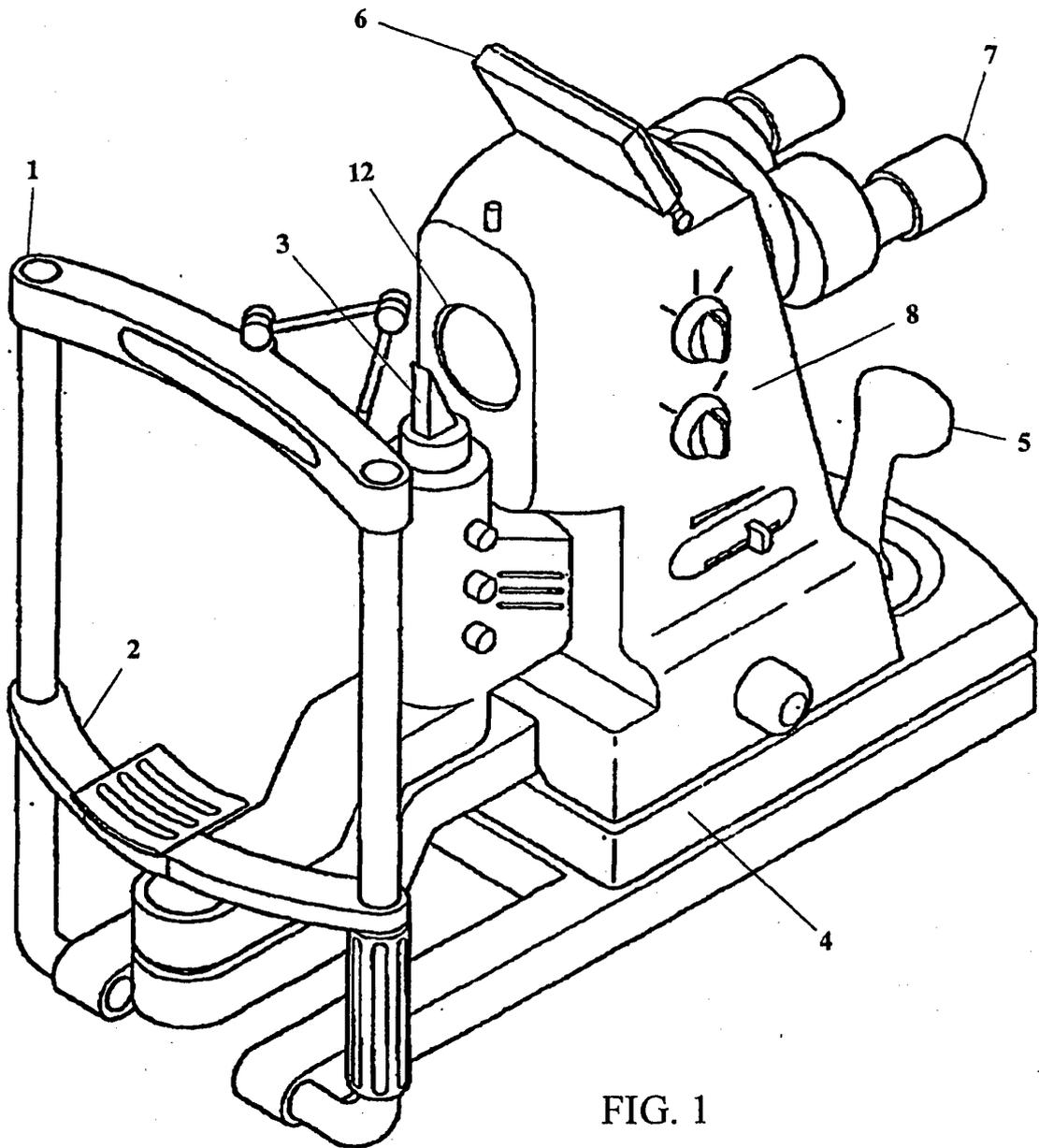
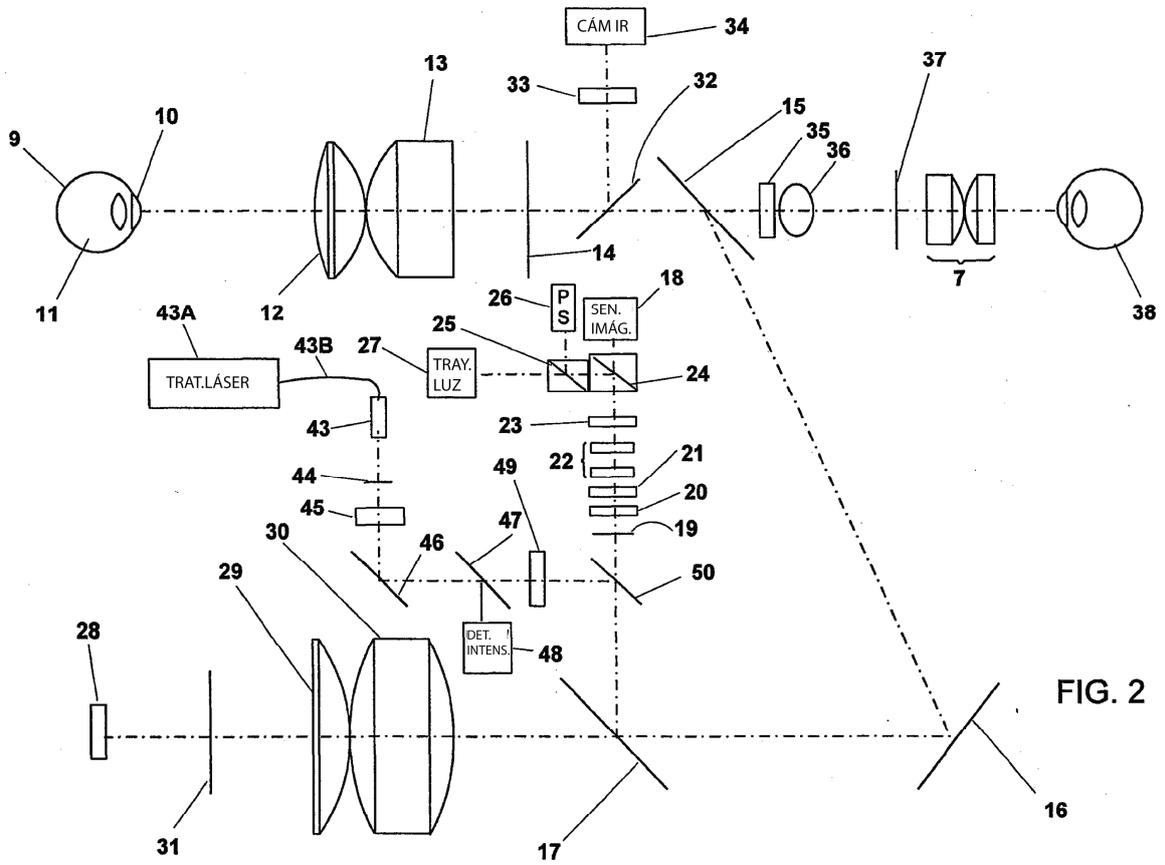


FIG. 1



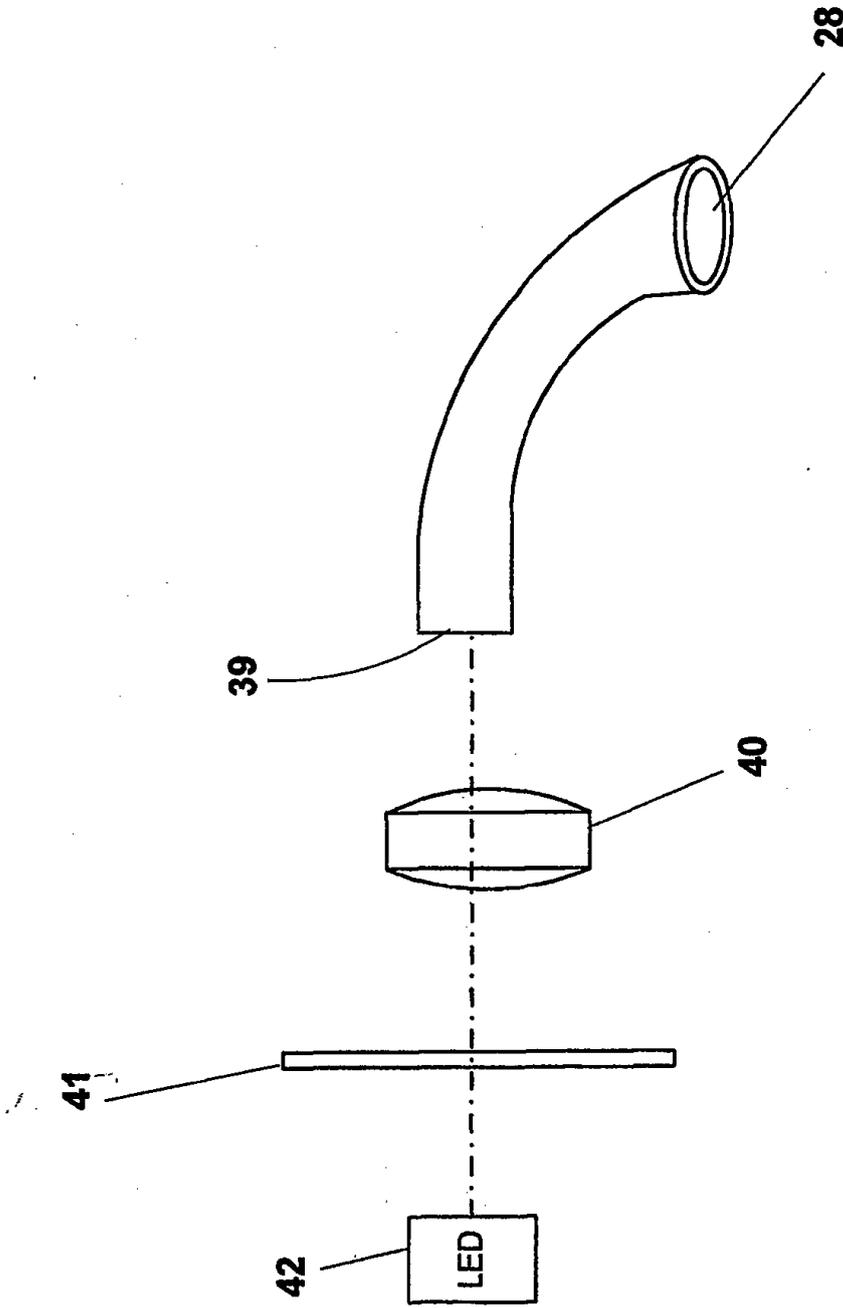


FIG. 3

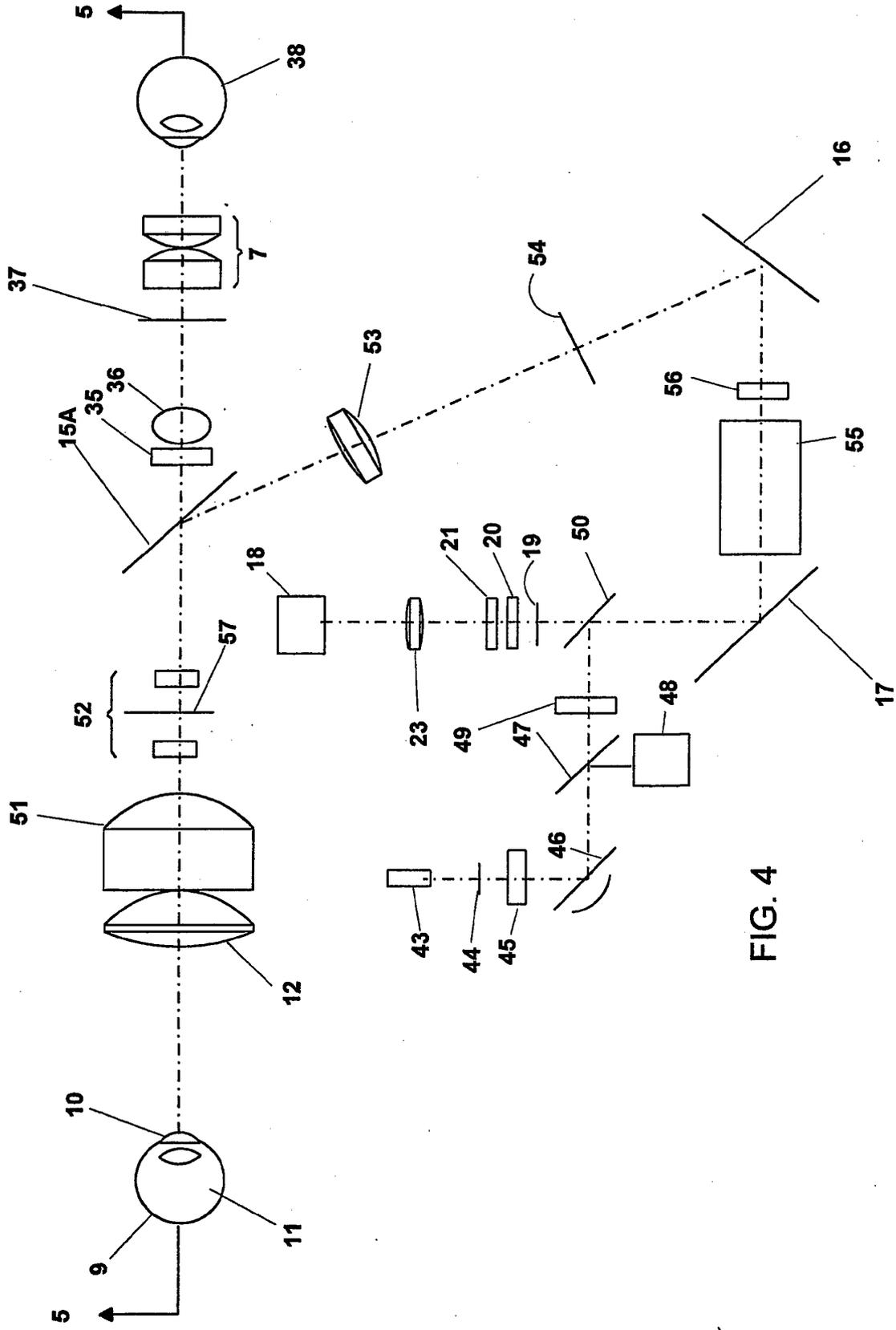


FIG. 4

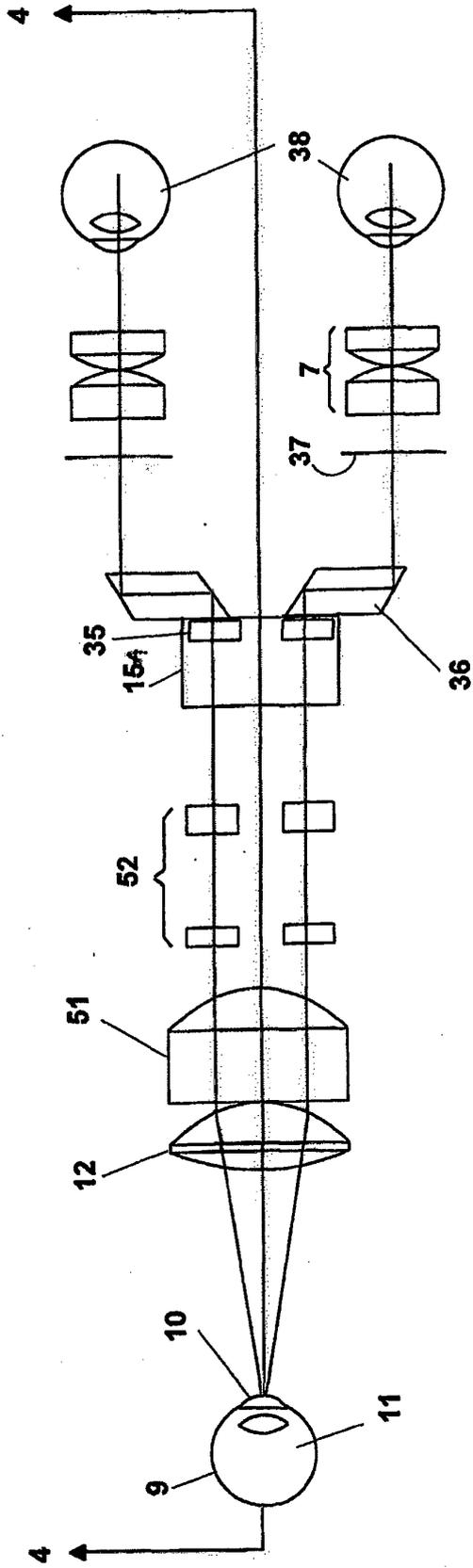


FIG. 5