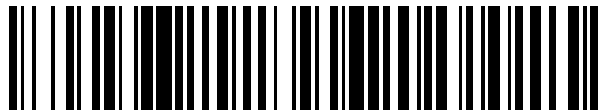


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 461 552**

51 Int. Cl.:

A61B 3/135 (2006.01)

A61B 3/12 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.06.2001 E 01942081 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.04.2014 EP 1292212**

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:

20.05.2014

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 2 461 552 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

5

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

En la Patente Estadounidense US 5.307.097 se presenta un sistema de formación de imágenes topográficas corneales que consta de un láser, un divisor de haces y una lente de formación de imágenes.

10

En la Patente Estadounidense US 5.768.465 se presenta un instrumento fotográfico de uso médico que consta de una parte fotográfica y una parte de formación de imágenes digitales.

15

En la Patente Japonesa JP6205742A se presenta una cámara de fondo de ojo para obtener imágenes del fondo de ojo y de la parte anterior del ojo.

En la Patente Internacional WO 98/43533A1 se presenta un sistema para la obtención de imágenes del fondo de ojo y un mecanismo de alineación del ojo que ajusta la posición del sistema en base a imágenes infrarrojas del ojo.

20

Antecedentes de la invención

Exámenes oculares

25

Los profesionales de la 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 un gráfico. El registro a mano de la función de la visión y del estado refractivo es completamente satisfactorio. La función de la visión es fundamentalmente 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.

30

Para los exámenes de salud ocular retinales y corneales lo que se necesitan son datos clínicos cuantitativos pero, en el pasado, lo que normalmente se ha venido registrando 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 del disco óptico a color. Esta falta de documentación deja abierta la posibilidad de críticas posteriores como 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 cifras y que la variación intraobservador es alta. En el caso de estos ejemplos, en concreto, sería bastante beneficioso contar con un método con el que poder realizar una comparación detallada de los cambios en el disco óptico entre exámenes.

35

40

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/biomicróscopio.

45

Oftalmoscopio directo

El oftalmoscopio directo consiste en una luz y una sola lente que se coloca entre el médico y el ojo del paciente y a través de la cual el médico puede visualizar un segmento muy pequeño de la retina cada vez. A la mayoría de los pacientes les resulta muy incómodo el brillo de la luz y se necesita cierta habilidad por parte del médico. 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.

50

Oftalmoscopio indirecto binocular

Para una visualización más completa de la retina puede utilizarse un oftalmoscopio indirecto binocular (BIO). El BIO consiste en 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 adquiere 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 otras muchas estructuras del ojo y, dados el brillo de la luz y los movimientos del ojo del paciente, resulta difícil detenerse y estudiar detenidamente una porción de la retina.

55

60

65

Biomicroscopio con lámpara de hendidura

5 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 de contacto pueden resultar muy incómodas para los pacientes. La lente produce una reflexión muy fuerte de la luz de sus superficies, 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 partes 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 de dilatación y brillantes

20 Actualmente, para un examen ocular completo, y casi siempre que se utiliza el BIO, resulta 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 previsto 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 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 parte 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

35 Cámaras de fondo de ojo

40 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 la década de 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.

45 En la práctica actual, estas incorporaciones 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 un técnico especializado se encarga de utilizarlas. Los elevados costes de adquisición y utilización de las cámaras digitales han dejado a los sistemas de imágenes digitales en el dominio de los centros clínicos de primer nivel y no se utilizan en los 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

55 Aunque ha sido diseñada para la formación de imágenes de la retina, la cámara de fondo de ojo se ha venido utilizando para tomar imágenes de la córnea. No obstante, la cámara normalmente produce imágenes de baja calidad porque 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 funcionamiento 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 entre medias y ningún producto comercial conocido proporciona 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 corneales no es demasiado óptima.

Oftalmoscopio de barrido láser

5 En otro método 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 sólo 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 baja. Otras limitaciones aún mayores son el tiempo de exposición que es relativamente largo y permite el movimiento del ojo durante el tiempo de encuadre, el gran tamaño y el elevado coste.

Cirugía ocular láser según técnicas anteriores

15 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 nada 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 hacia el área deseada. Además, la luz láser reflejada de la lente láser puede retrodispersarse en muchas direcciones por la sala, un efecto 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 evaluar 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 dosis 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, la terapia fotodinámica, el nivel de potencia de láser es inferior a aquel que dejaría una marca en la retina. Es decir, el control de la cantidad de láser, es fundamental en el tratamiento con terapia fotodinámica. A veces se proporciona un sistema completamente independiente para el tratamiento láser, lo que supone costes extras a la hora de equipar adecuadamente la consulta de un oftalmólogo.

40 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 un tratamiento con láser y como estímulo retinal en exámenes de la función visual.

Resumen de la invención

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

La presente invención proporciona una cámara digital que combina las funciones de las cámaras retinales y las de las cámaras corneales en un solo instrumento, pequeño y fácil de utilizar. Esta sola cámara puede tomar imágenes digitales de una región retinal del ojo e imágenes digitales de una 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 encuentre 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 las 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, partes de o toda la región de la retina en o aproximadamente en un plano de imágenes común.

65 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 un sillón de examen en lugar de una lámpara de hendidura tradicional sin que resulte necesaria una sala 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 frontal. 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 córnea 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. Si se dispone de las herramientas adecuadas, los médicos también pueden volver a examinar las imágenes estereoscópicas desde un lugar remoto.

Preferentemente hay incluido un sensor de infrarrojos que 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 del 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 lugares lejanos, en los que no hay ningún médico altamente cualificado, el ojo del paciente se puede "capturar digitalmente" y enviar esta información a un centro de lectura para su evaluación.

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 haces, 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 tablas de agudeza visual o información sobre la percepción del color. Para genera el estímulo, podría utilizarse una pantalla LCD programable.

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.

Con esta cámara se reduce sustancialmente el tiempo requerido para el examen ocular. Se obtiene rápidamente una imagen y con un nivel bastante bajo de destellos de luz. Preferentemente, la imagen se examina luego con tranquilidad y se comparte con el paciente. A partir del medio de almacenamiento digital pueden recuperarse imágenes de fechas diferentes. La cantidad de tiempo empleada por el médico examinando 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.

Preferentemente, 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, módulos de LEDs blancos que constan de múltiples LEDs. El módulo de LEDs funciona en modo continuo o en 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 anular se utiliza un componente de fibra óptica especial con el que se consigue una mayor eficiencia de acoplamiento de la luz.

Una realización preferente proporciona un sistema de proyección láser integrado internamente. La luz láser puede proyectarse por el interior desde un plano conjugado en el plano de formación de imágenes a utilizar con fines terapéuticos. Con ayuda del sistema de alineación por infrarrojos, la alineación resulta 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 de la retina se proporciona internamente y de forma independiente a 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.

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 en el ordenador)

las áreas a tratar. El sistema, bajo control de un ordenador, 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.

5 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 procedimiento. Se verá reducido enormemente el esfuerzo impuesto a los pacientes y al médico.

10 Según la presente invención, se proporciona:

15 Una cámara ocular digital para la obtención de imágenes digitales de una región retinal de un ojo e imágenes digitales de la región corneal del ojo, en donde dicha cámara ocular digital consta de: un soporte de montaje para montar los elementos ópticos de la cámara, en donde dichos elementos comprenden

1) una primera combinación de elementos ópticos para la toma de dichas imágenes retinales digitales, y

20 2) una segunda combinación de elementos ópticos para la toma de dichas imágenes corneales digitales, en donde una parte de dicha primera combinación de elementos y dicha segunda combinación de elementos consta de elementos compartidos, en donde dichos elementos compartidos constan de:

1) un primer elemento de objetivo de una combinación de lentes de objetivo,

25 2) un sensor de imágenes digitales,

3) al menos un ocular para visualizar la retina o la córnea, y en donde dicha primera combinación de elementos consta de:

30 1) un primer elemento intercambiable de dicho sistema de lentes de objetivo para enfocar, en combinación con dicho primer elemento de objetivo, partes de o toda la región retinal en o aproximadamente en un plano de imágenes común,

35 2) una fuente luminosa de iluminación retinal,

3) una apertura dentro de dicho soporte y 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,

40 4) una cámara de infrarrojos para determinar la posición del ojo, y

5) 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:

45 en donde dicha segunda combinación consta de:

un segundo elemento intercambiable de dicho sistema de lentes de objetivo para enfocar, en combinación con dicho primer elemento de objetivo, partes de o toda la región corneal antedicha en o aproximadamente en un plano de imágenes común; en donde las imágenes digitales de tanto la región retinal como de la región corneal del ojo pueden obtenerse con dicha cámara.

50 pueden obtenerse con dicha cámara.

Preferentemente, dicho sensor de imágenes digitales consta de un conjunto de detectores.

Ventajosamente, dicho conjunto de detectores es un detector CCD.

55 Ventajosamente, dicho conjunto de detectores es un detector CMOS.

Convenientemente, dicha primera combinación también consta de un fotosensor para controlar la exposición.

60 Preferentemente, dicha primera combinación también consta de una fuente con patrones de luz para examinar la visión.

Ventajosamente, dicha fuente con patrones de luz consta de un conjunto de pantallas LCD.

Convenientemente, dicha fuente con patrones de luz consta de una máscara.

65

Preferentemente, dicha fuente de iluminación retinal es una fuente anular.

Alternativamente, dicha primera combinación de elementos está dispuesta de modo que dicha fuente anular se proyecte sobre la lente de dicho ojo pero fuera de dicha apertura retinal efectiva.

5 Ventajosamente, dicha fuente luminosa anular consta de un conjunto de LEDs.

Alternativamente, dicha fuente luminosa anular consta de una fuente de destellos seleccionada de un grupo de fuentes que consisten en fuentes de xenón y halógenas.

10 Convenientemente, dicha fuente luminosa anular está programada para emitir destellos en sincronización con el funcionamiento de dicho sensor de imágenes digitales.

15 Preferentemente, dicha lente de objetivo define una periferia de la lente de objetivo y dicha primera combinación también consta de una fuente de infrarrojos montada fuera de dicha periferia.

Ventajosamente, dicha cámara comprende al menos un espejo de inclinación programado para producir imágenes estereoscópicas.

20 Preferentemente, la cámara también comprende una óptica de rayo láser de tratamiento para guiar un rayo láser de tratamiento a dicha región retinal.

Ventajosamente, dicho mecanismo de ajuste de la apertura comprende un espejo de inclinación colocado de forma conjugada con dicha posición de apertura retinal efectiva.

25 Convenientemente, la cámara también comprende un servosistema para estabilizar dicho rayo láser de tratamiento. Preferentemente, dicha segunda combinación también comprende un juego de lentes para proporcionar varias ampliaciones.

30 **Breve descripción de los dibujos**

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

35 La FIG. 2 es un dibujo comparativo en el que se muestra un esquema óptico de la parte de formación de imágenes retinales de la divulgación.

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

40 Las FIGS. 4 y 5 son dibujos en los que se muestran las características ópticas de la parte de formación de imágenes corneales.

La FIG. 4 es comparativa; la FIG. 5 es conforme a la invención

45 DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LAS REALIZACIONES PREFERENTES

Diseño externo de la primera realización preferente

50 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.

55 La base 4 proporciona los grados normales 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 unos 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.

60 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 frontal 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.

65

Formación de imágenes retinales

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 retos 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.

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 la 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 entre en contacto con el mismo. Cuando la lente de objetivo trasera 13 se combina con la lente de objetivo frontal 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.

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 el 19 hay una apertura. La lente 20 proyecta la imagen a 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.

Finalmente, la lente 23 vuelve a enfocar 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 formación de imágenes a color puede tener un tamaño diferente a uno optimizado para una angiografía, que puede ser un sensor de formato mayor que funcione en un solo color. También permite readaptar el sistema para nuevos sensores conforme vayan apareciendo en el mercado.

Los divisores de haces 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 haces 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.

Para la fuente luminosa 27 pueden utilizarse máscaras o fuentes luminosas programables tales como pantallas LCD por permitir el examen de la función de la visión. Exámenes tales como el examen de la perimetría, sensibilidad a los colores, sensibilidad al contraste, y análogos, pueden realizarse fácilmente.

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 de fuera 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 de papel, la porción del haz de iluminación que se encuentra sobre ese eje. En caso de 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 donde 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 haces polarizante 24 refleja la luz polarizada-s y transmite la luz polarizada-p. La dirección de polarización del polarizador lineal del plano 31 se orienta de modo que sea perpendicular a la de la polarización del divisor de haces 24.

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 haces 32, la lente 33 y la cámara de infrarrojos 34. El muestreador de haces 32 es altamente transmisor a la luz visible y ligeramente reflexivo para la luz infrarroja. Cuando una parte 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 haces 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.

Tal y como se muestra en la FIG. 3, podría utilizarse un módulo de diodos emisores de luz (LEDs) 42 que consiste

5 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 el 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 luz continua ya que la frecuencia de los impulsos es mayor que la que puede distinguir el ojo humano.
10 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 un 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 M1 sin el efecto de entrelazado.

15 Cuando funciona en 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.

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

25 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
30 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.

35 Los componentes ópticos adicionales activan las características 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 agujeritos del conjunto de agujeritos 44 que
tiene agujeritos de distintos tamaños. Entre el puerto 43 y el conjunto de agujeritos 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. En el sistema óptico se introduce un divisor óptico
de haces de banda estrecha (50) para inyectar la luz láser en el sistema óptico al tiempo que se permite que la luz
40 visible pase a través del sensor de imágenes de la retina. El divisor de haces 50 también podría ser un divisor de
haces de polarización de banda ancha que solo refleja la luz polarizada-s. El divisor óptico de haces 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 irradiación del láser sobre la retina.

45 En la FIG. 2, el divisor de haces 50 se encuentra colocado entre el espejo 17 y la apertura 19. No obstante, el divisor
de haces 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 haces 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.

50 En otra variación, el láser también se puede proyectar 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 haces dicróico. En este caso, el rayo láser
se inyecta en medio del haz de iluminación. El divisor de haces 50 podría eliminarse, pero se mantendrían los
componentes ópticos del sistema de proyección del 44 al 49.

55 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. También, durante el tratamiento láser el
60 sistema de formación de imágenes puede utilizarse simultáneamente. De este modo, la angiografía puede realizarse
al mismo tiempo que el tratamiento.

65 Con una imagen visualizada en tiempo real, el médico podría marcar en la imagen visualizada el lugar de 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

5 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 10. 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 centro 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 se han 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.

15 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 proporciona una imagen virtual de la córnea en el plano de imágenes 57.

20 Cuando se lleva a cabo la formación de imágenes o la visualización de la córnea, el conjunto de lentes de objetivo proyectan 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 conjuntos de lentes 52 en el sistema óptico y pueden cambiarse para una mayor o menor ampliación según se desee. Los ejes individuales de las lentes de los conjuntos de lentes 52 se descentran horizontalmente respecto al conjunto de lentes de objetivo para producir una imagen estereográfica. Los conjuntos de lentes 52 son afocales y su dirección se puede invertir para producir dos ampliaciones para cada conjunto de lentes. El conjunto de lentes de objetivo vuelve a dirigir los ejes ópticos individuales del conjunto 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.

30 Después del conjunto de lentes 52 hay un espejo 15A que puede moverse hasta el interior del 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 especto 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 formación de imágenes digitales y formación de imágenes simultánea con un tratamiento láser si se desea.

35 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 conjuntos de lentes 7 son oculares u oculares comunes y se forma una imagen vertical 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.

40 Si se cambia el conjunto 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.

45 Cuando el sistema de formación de imágenes corneales se utiliza para la formación de imágenes digitales, el espejo 15A refleja hacia abajo al menos parte de la luz. Las lentes 53 y 53 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 ahí y, por lo tanto, se conseguirá el enfoque. La lente 23 enfoca la luz sobre la cámara electrónica 18.

50 Las lentes 53 y 56 están alineadas con el eje óptico de un solo conjunto de lentes 52 que está descentrado del eje de las lentes 12 y 51 y del 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 conjunto de lentes 52. Esta pupila de entrada coincide con la formada en el sistema de visualización.

55 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 que consiste en la lente 56 y el conjunto de prisma 55 180°, puede grabarse la imagen procedente del otro canal de visualización. Cuando las dos imágenes se presentan por separado en 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, los accionadores controlados electrónicamente que se encuentran detrás del espejo 15 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 el sistema de formación de imágenes electrónico detrás de él. 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 del primer enfoque. Un tercer enfoque sería inclinar el espejo 16 en una dirección opuesta a la inclinación del espejo 15 para cancelar el efecto no deseado. El efecto estereoscópico resultante sería parecido al del primer enfoque.

Con los componentes ópticos 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 los binoculares juntos.

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 blancos. La fuente luminosa funciona en modo continuo o en modo pulsado. Cuando funciona en el modo pulsado, los impulsos luminosos se sincronizan con las señales de disparo procedentes del generador de imágenes CCD. El médico percibe luz continua ya que la frecuencia de los impulsos es mayor que la que puede distinguir 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 sin efecto 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

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 con la alta resolución requerida en oftalmología y permite además múltiples ampliaciones.

Alineación con la cámara IR

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 alinear 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 fundamentales. Resulta esencial el uso de una cámara de infrarrojos que funcione a 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

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.

Proyección de imágenes en la retina

Una ventaja funcional adicional 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 haces, este plano podría colocarse en otros lugares dentro del instrumento de modo que pueda accederse a él. Se sabe que la luz que emerge de la retina regresará 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 se dirige hacia el ojo se proyectará sobre la retina. De este modo, 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 tablas 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

5 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, módulos de LEDs de color blanco que consisten en múltiples LEDs. El módulo de LEDs funciona de forma continua o 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
10 fuente. Consume menos energía, genera menos calor, necesita menos espacio y dura mucho más tiempo. 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.

15 Imágenes estereoscópicas

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
20 de 1/10 de segundo. Cuando las dos imágenes se visualizan por separado en los ojos izquierdo y derecho, el médico percibe las visiones 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.

25 Tratamiento láser

Una de las principales modalidades de tratamiento en materia de salud ocular es aplicar energía láser para destruir partes de la retina o del iris y, con las nuevas terapias fotodinámicas, estimular un producto farmacéutico para
30 causar el efecto curativo. El sistema propuesto proporciona un sistema de proyección láser integrado en el interior. La luz láser se puede proyectar internamente desde un plano conjugado con el 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. Ningún componente óptico externo tendrá que dividir más la luz láser. Con la ayuda del sistema de alineación por infrarrojos, la alineación resulta fácil y sencilla. Cuando el sistema se pone en el modo de formación
35 de imágenes retinales, el rayo láser con la característica del rayo apropiada alcanzará la retina. La iluminación de la retina es proporcionada internamente y de forma independiente a 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 se pone en el 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
40 observar la imagen retinal/corneal con un punto láser objetivo sobre ella y señalar entonces (en la imagen presentada por el ordenador) las áreas a tratar. El sistema, bajo control de un ordenador, 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 el control de un ordenador podría conseguirse de manera rápida y precisa. Además, podrían utilizarse sistemas de seguimiento para estabilizar aún más la imagen y/o la
45 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

50 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 lámpara de hendidura actual. Se verá reducido el esfuerzo impuesto a los pacientes y a los médicos.

55 Además, este sistema puede realizar las conocidas angiografías con fluoresceína y con 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 resultar los preferidos 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
60 láser. Durante el tratamiento, las imágenes angiográficas pueden visualizarse lado a lado con las imágenes en vivo de la misma escala en la pantalla de un ordenador. Se verá reducido tanto el tiempo como 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.

65 Como ya se ha señalado, la formación de imágenes digitales elimina claramente el retraso y el coste que supone el

5 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 enviarse a otro por medios electrónicos
para la evaluación 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 que su
10 evaluación. 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.

15 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.

20 Aunque la presente invención se ha descrito en términos de las realizaciones preferentes, el lector debería entender
que la invención no debe verse limitada por esas realizaciones preferentes. Por lo tanto, la invención debe
determinarse por las reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes legales.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una cámara ocular digital para la obtención de imágenes digitales de la región retinal del ojo, que define una retina (a), una córnea y una lente, e imágenes digitales de la región corneal del ojo, en donde dicha cámara ocular digital consta de:
- 10 un soporte de montaje (4) para montar los elementos ópticos de la cámara, en donde dichos elementos comprenden:
- 15 1) una primera combinación de elementos ópticos para la toma de dichas imágenes retinales digitales, y
- 2) una segunda combinación de elementos ópticos (12, 51) para la toma de dichas imágenes corneales digitales,
- en donde una parte de dicha primera combinación de elementos y dicha segunda combinación de elementos son elementos compartidos, en donde dichos elementos compartidos comprenden:
- 20 1) un primer elemento de objetivo (12) de una combinación de lentes de objetivo (12, 13),
- 2) un sensor de imágenes digitales (18),
- 3) al menos un ocular para visualizar la retina o la córnea, y en donde dicha primera combinación de elementos comprende:
- 25 1) un primer elemento intercambiable (13) de dicho sistema de lentes de objetivo para enfocar, en combinación con dicho primer elemento de objetivo (12), partes de o toda la región retinal en o aproximadamente en un plano de imágenes común (14),
- 30 2) una fuente luminosa de iluminación retinal (27),
- 3) una apertura (19) dentro de dicho soporte y colocada dentro de dicha primera combinación (12, 13) para formar una apertura retinal efectiva ubicada en o aproximadamente en la lente del ojo que define una posición de apertura retinal efectiva,
- 35 en donde dicha segunda combinación consta de:
- un segundo elemento intercambiable (21) de dicho sistema de lentes de objetivo para enfocar, en combinación con dicho primer elemento de objetivo (12), porciones de o toda la región retinal en o aproximadamente en un plano de
- 40 imágenes común;
- en donde con dicha cámara pueden obtenerse imágenes digitales tanto de la región retinal como de la región corneal del ojo,
- 45 que se caracteriza porque la primera combinación de elementos comprende además una cámara de infrarrojos (34) 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.
- 50 2. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicho sensor de imágenes digitales comprende un conjunto de detectores.
3. Una cámara conforme a la Reivindicación 2, en donde dicho conjunto de detectores es un detector CCD.
- 55 4. Una cámara conforme a la Reivindicación 2, en donde dicho conjunto de detectores es un detector CMOS.
5. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicha primera combinación también comprende un fotosensor (26) para el control de la exposición.
- 60 6. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicha primera combinación también comprende una fuente con patrones de luz (27) para examinar la visión.
7. Una cámara conforme a la Reivindicación 6, en donde dicha fuente con patrones de luz comprende un conjunto de pantallas LCD.
- 65 8. Una cámara conforme a la Reivindicación 6, en donde dicha fuente con patrones de luz comprende una máscara.

9. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicha fuente de iluminación retinal es una fuente anular (28).
- 5 10. Una cámara conforme a la Reivindicación 9, en donde dicha primera combinación de elementos está dispuesta de modo que dicha fuente anular se proyecte sobre la lente de dicho ojo pero fuera de dicha apertura retinal efectiva.
11. Una cámara conforme a la Reivindicación 9, en donde dicha fuente luminosa anular comprende un conjunto de LEDs.
- 10 12. Una cámara conforme a la Reivindicación 9, en donde dicha fuente luminosa anular comprende una fuente de destellos seleccionada de un grupo de fuentes consistentes en fuentes de xenón y halógenas.
13. Una cámara conforme a la Reivindicación 9, en donde dicha fuente luminosa anular está programada para emitir destellos en sincronización con el funcionamiento de dicho sensor de imágenes digitales.
- 15 14. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicha lente de objetivo define una periferia de la lente de objetivo y dicha primera combinación también comprende una fuente de infrarrojos montada fuera de dicha periferia.
- 20 15. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicha cámara comprende al menos un espejo de inclinación programado para producir imágenes estereoscópicas.
16. Una cámara conforme a la Reivindicación 1 y que además comprende una óptica de rayo láser de tratamiento para guiar un rayo láser de tratamiento (43A) hasta dicha región retinal.
- 25 17. Una cámara conforme a la Reivindicación 16, en donde dicho mecanismo de ajuste de la apertura comprende un espejo de inclinación (46) colocado de forma conjugada con dicha posición de apertura retinal efectiva.
18. Una cámara conforme a la Reivindicación 17 y que además comprende un servosistema para estabilizar dicho rayo láser de tratamiento.
- 30 19. Una cámara conforme a la Reivindicación 1, en donde dicha segunda combinación también comprende un conjunto de lentes para proporcionar varias ampliaciones.

35

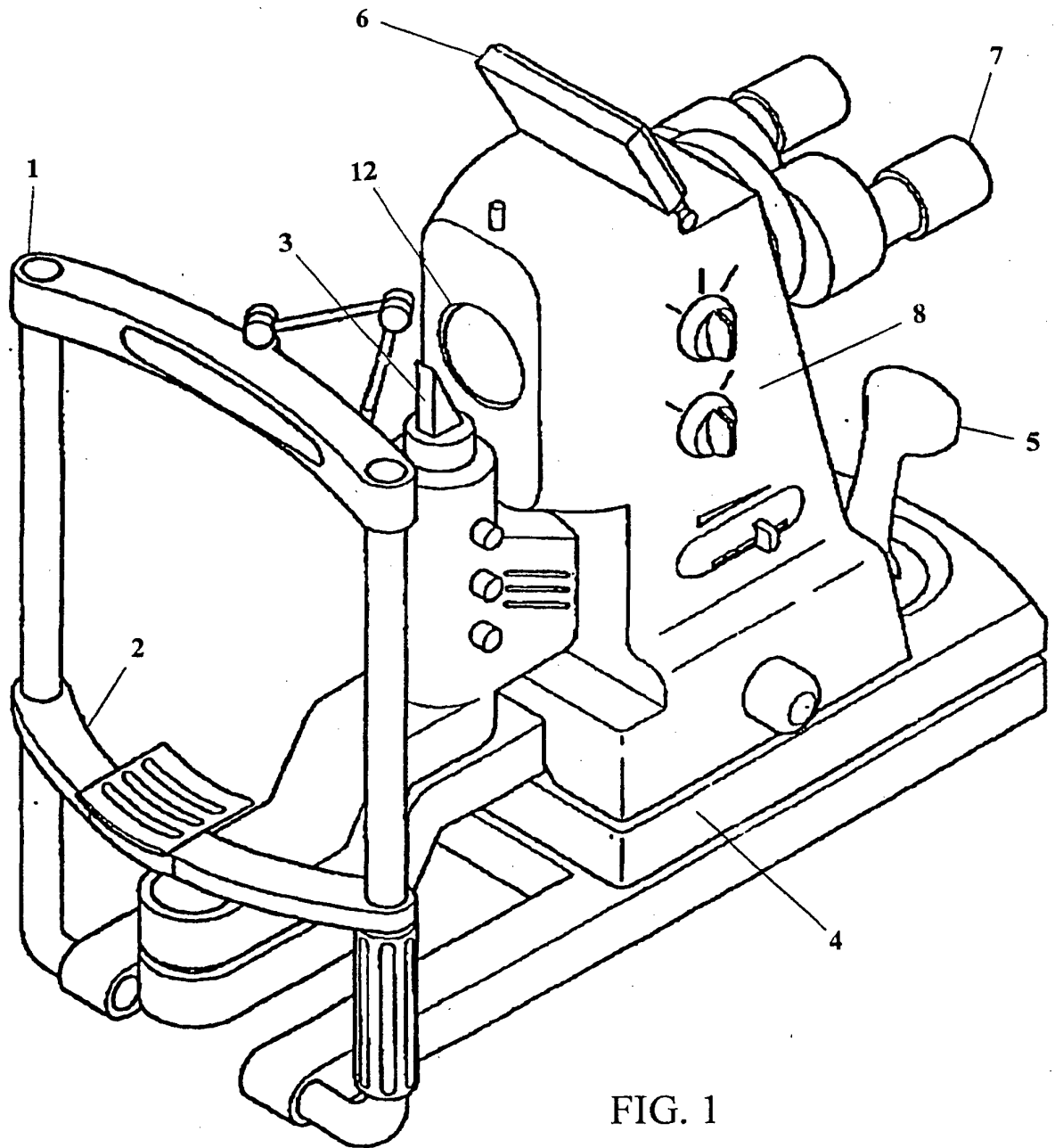


FIG. 1

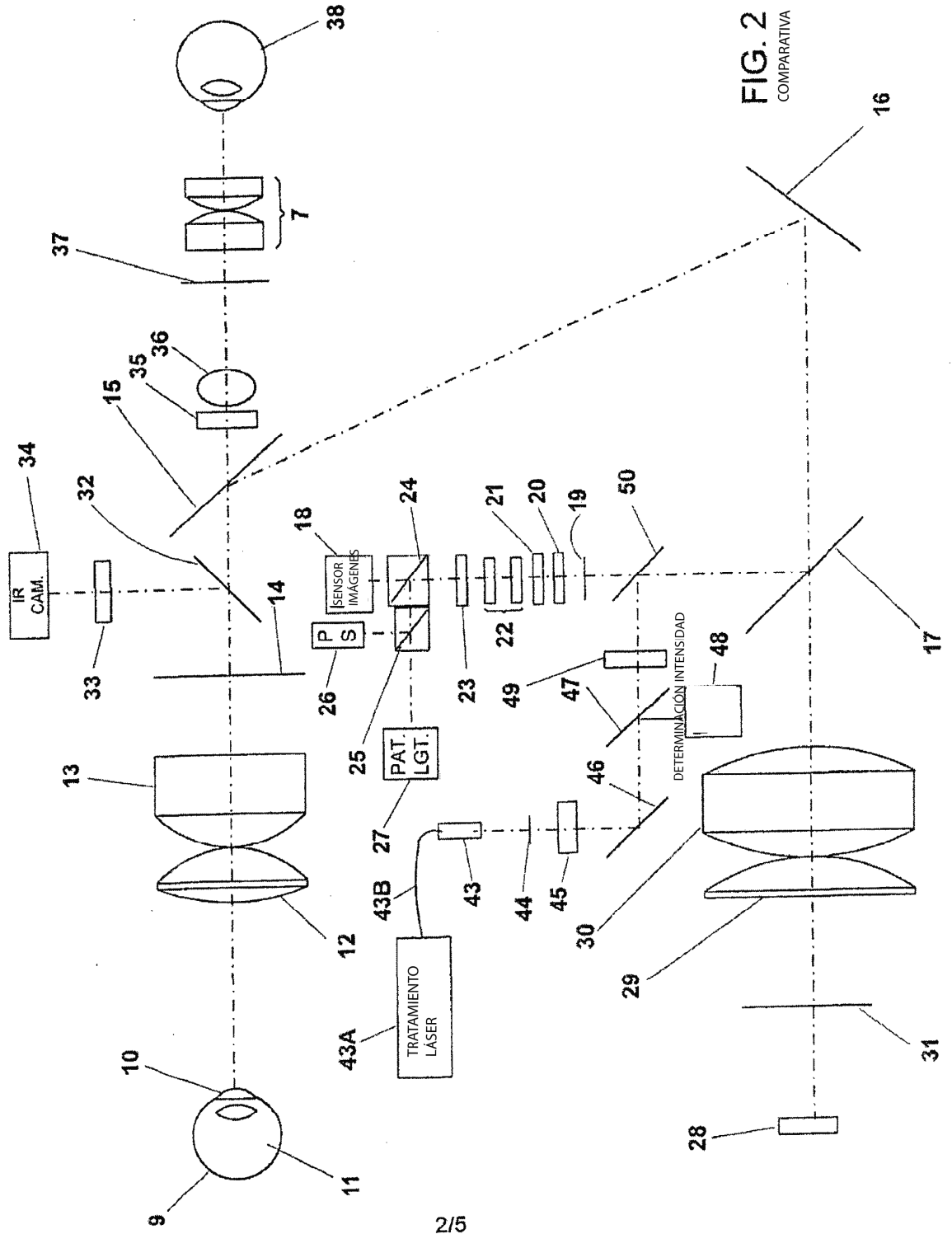


FIG. 2
COMPARATIVA

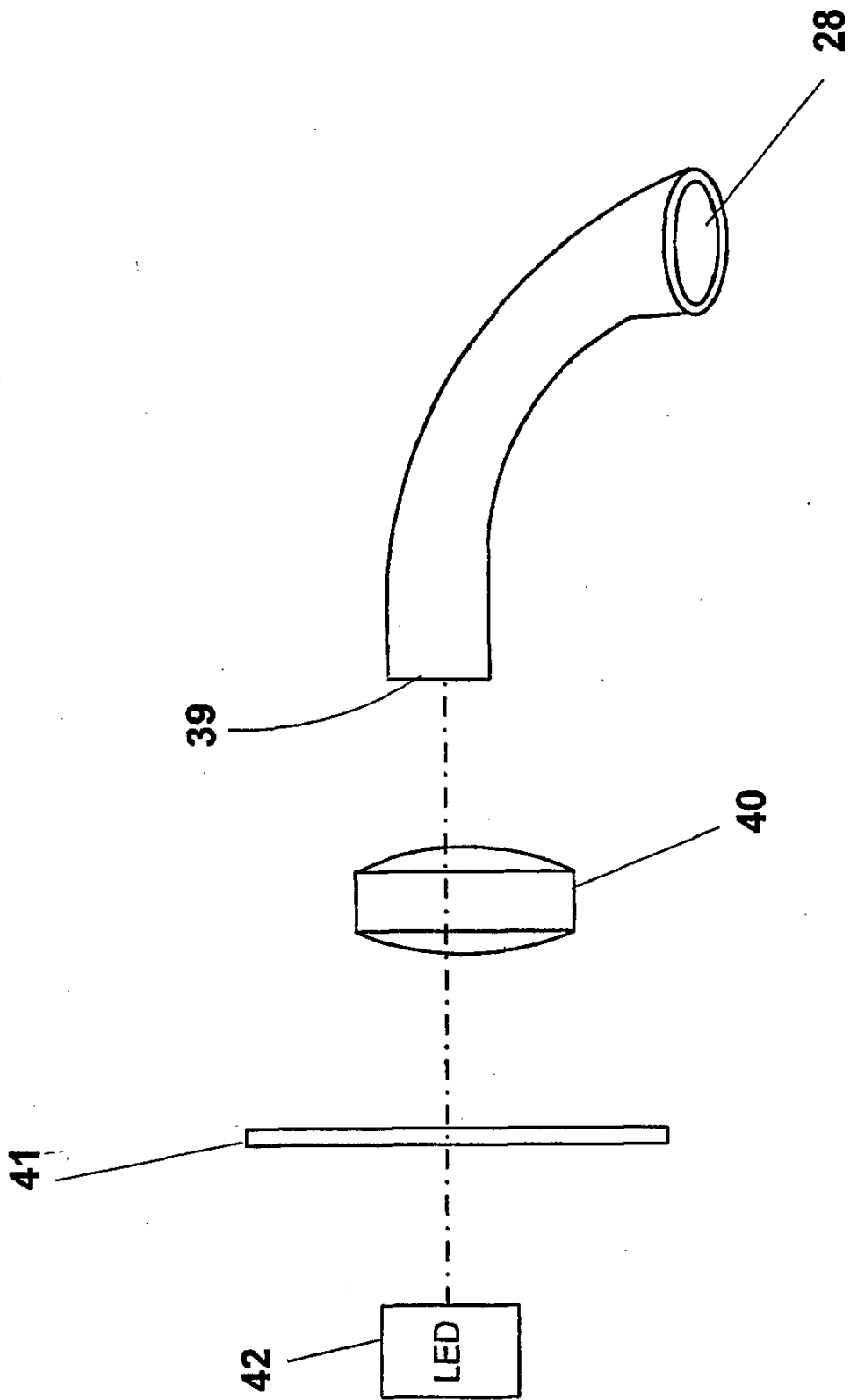


FIG. 3

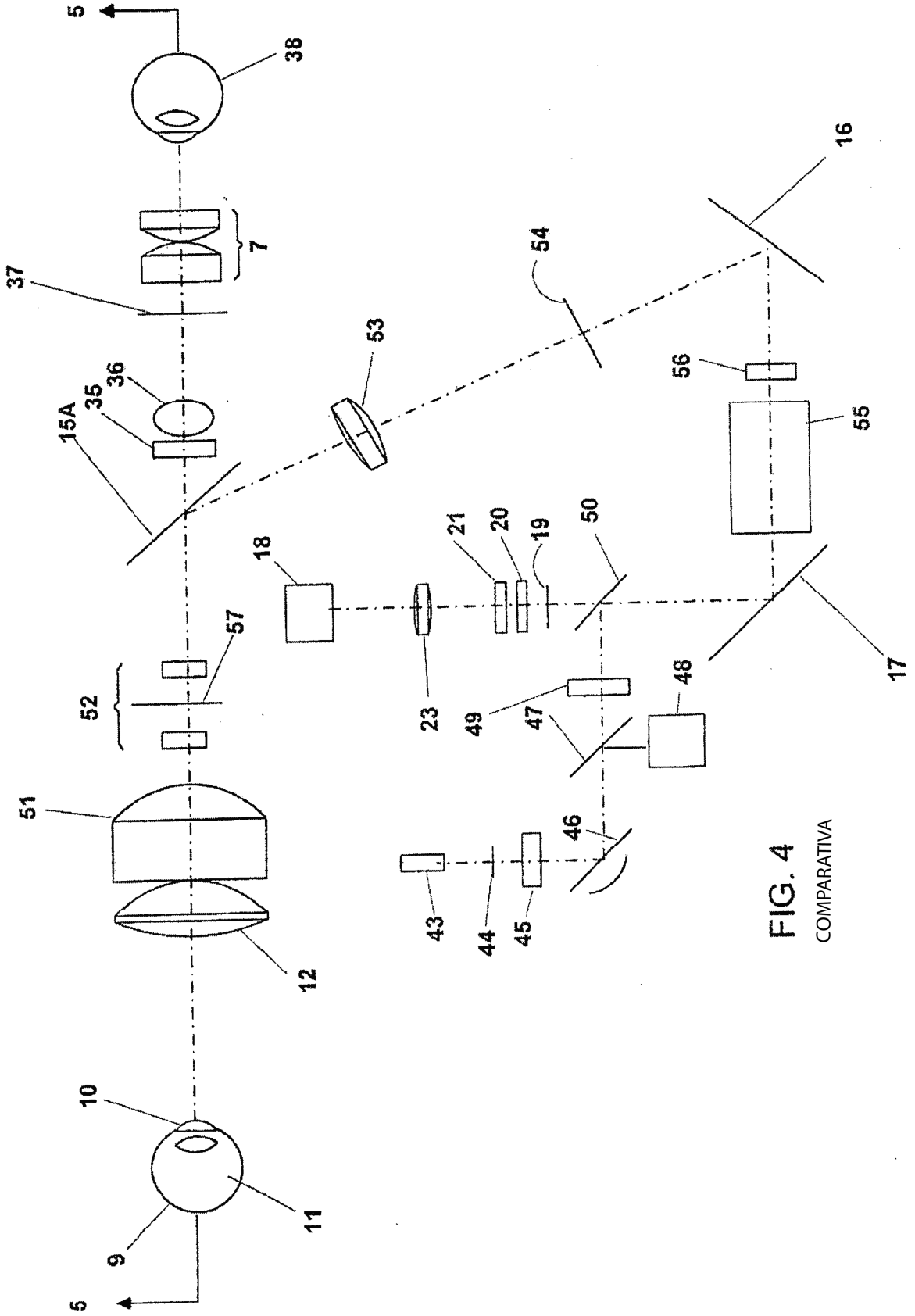


FIG. 4
COMPARATIVA

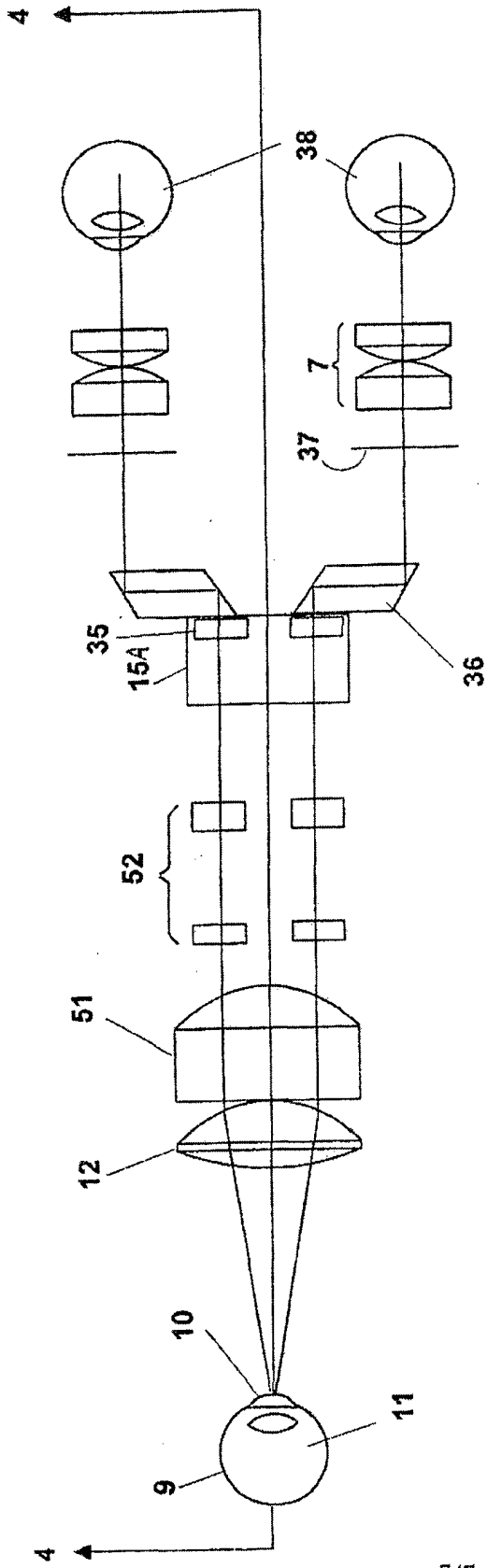


FIG. 5

5/5