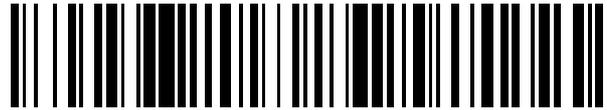


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 635 064**

21 Número de solicitud: 201630236

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

29.02.2016

43 Fecha de publicación de la solicitud:

02.10.2017

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2017/070111

71 Solicitantes:

UNIVERSIDAD DE MURCIA (60.0%)

Avda. Teniente Flomesta s/n

30003 Murcia ES y

UNIVERSITAT JAUME I DE CASTELLÓ (40.0%)

72 Inventor/es:

ARTAL SORIANO, Pablo;

LOCHOCKI, Benjamin;

GAMBIN, Adrián;

TAJAHUERCE, Enrique y

LANCIS, Jesús

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

54 Título: **INSTRUMENTO PARA OBTENER IMÁGENES DEL OJO Y MÉTODO ASOCIADO**

ES 2 635 064 A1

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 635 064**

21 Número de solicitud: 201630236

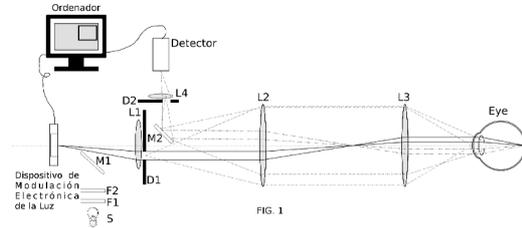
57 Resúmen:

Instrumento para obtener imágenes del ojo, que comprende una fuente de luz S cuya intensidad es controlada por un filtro F1 de densidad neutral, y para la que el color/longitud de onda se logra usando un filtro F2 paso de banda, que comprende adicionalmente:

- un dispositivo de modulación electrónica de la luz iluminado por la fuente de luz S, que genera patrones de iluminación estructurada,
- un espejo M1 que dirige la luz procedente de la fuente de luz S hacia el sistema de modulación electrónica de la luz,
- al menos tres lentes L1, L2, L3 situadas entre el sistema de modulación electrónica de la luz y el ojo a estudiar,
- un diafragma D1 conjugado en el plano de la pupila del ojo a estudiar para permitir el control de la posición de entrada de la luz en el ojo,
- un fotodetector que mide y registra la intensidad de la luz reflejada,
- un espejo M2 que dirige la luz de salida del ojo hacia el fotodetector,
- un diafragma D2 conjugado en el plano de la pupila del ojo, que determina el camino de salida de la luz,
- al menos una lente L4 entre el diafragma D2 y el fotodetector,

de manera que los diafragmas D1 y D2 se conjugan con el mismo plano pero están relativamente desplazados, de tal modo que diferentes partes de la pupila del ojo se utilizan para proyectar los patrones de iluminación en el haz de entrada y para recoger su intensidad de reflexión en el haz de salida,

y tal que el dispositivo de modulación electrónica de la luz y el fotodetector están conectados a un ordenador con un software de procesamiento de imágenes.



DESCRIPCIÓN

Instrumento para obtener imágenes del ojo y método asociado.

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un instrumento y a un método para obtener imágenes del ojo, y se enmarca dentro del campo de los sistemas oftálmicos y la oftalmología.

Es de especial aplicación a la obtención de imágenes de la retina de un ojo humano in vivo, aunque también permite obtener imágenes de otras zonas del ojo, para, por ejemplo, detectar posibles daños.

Antecedentes de la invención

10 En el campo técnico de la invención es crucial examinar la salud y las condiciones de la retina para la detección temprana de alteraciones no deseadas. Esto puede incluir el seguimiento de patologías retinianas muy comunes, como las retinopatías de diversa naturaleza.

15 Los pacientes de edades avanzadas son los más afectados por las patologías retinianas y, por lo tanto, los que más requieren un control adecuado de la retina. Es muy importante diagnosticar y controlar el estado de muchas enfermedades oculares incluso en el caso de que los pacientes tengan opacificaciones en los medios oculares, lo cual resulta muy común en pacientes de edades avanzadas.

20 El registro de imágenes de la retina humana es un proceso común que se realiza en la práctica oftalmológica. Esto ayuda a controlar el ojo del paciente y las condiciones de salud detectando enfermedades como el glaucoma, degeneración macular, diabetes y otras. La detección temprana de una posible alteración de las condiciones de la retina es importante para un potencial tratamiento con el fin de prevenir la ceguera o la progresión de la enfermedad.

25 La mayoría de las cámaras para la observación del fondo del ojo y los oftalmoscopios usados en la actualidad incorporan cámaras de video convencionales (basadas en sensores CCD o CMOS) para registrar imágenes de la retina (véase, por ejemplo, Moore, R. D., & Hopkins, G. W. (1992), "*CCD camera and method for fundus imaging*"). Se ilumina la retina y la imagen obtenida a través de toda la óptica del ojo se forma sobre la cámara. En estos
30 casos los defectos en la óptica y las opacificaciones del ojo afectarán a las imágenes de la

retina. Otros oftalmoscopios se basan en el barrido de un haz que se proyecta sobre la retina (véase, por ejemplo, Webb, R. H., & Hughes, G. W. (1981), “*Scanning Laser Ophthalmoscope*”, IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 28(7), 488–92), y reconstruyen una imagen de la retina. Ambos procedimientos son rápidos y no invasivos, y
 5 tienen, por tanto, una práctica común y muy extendida. Además, hay oftalmoscopios portátiles que se usan y que contienen diversas lentes para dar al examinador una visión directa dentro del ojo del paciente basándose en el instrumento de Helmholtz (Helmholtz, H. (1851), “*Beschreibung eines Augen-Spiegels zur Untersuchung der Netzhaut im lebenden Auge*”).

10 Sin embargo, hay condiciones oculares que degradan la calidad de las imágenes que se pueden obtener del fondo de ojo, como son la opacidad de las lentes, las cataratas y los errores de refracción en la óptica del ojo (desenfoque, astigmatismo y aberraciones). Si estas condiciones son muy marcadas no se puede obtener una imagen satisfactoria de la retina mientras se estén usando los dispositivos convencionales existentes. Las imágenes que se
 15 obtienen del fondo están borrosas y de este modo no se pueden distinguir los detalles o las zonas de interés que están parcial o totalmente ocultas, haciendo prácticamente imposible un examen fiable del estado de la retina. El sistema de doble paso (Santamaría, J., Artal, P., & Bescós, J. (1987), “*Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method*”, Journal of the Optical Society of America. A, Optics and Image
 20 Science, 4(6), 1109–1114) soslaya ese problema usando sólo una fracción de la óptica del ojo (sub-aberturas), para guiar la luz espacialmente codificada sobre la retina. Además, y dada la naturaleza del procedimiento, se aumenta enormemente la sensibilidad y robustez del método. Por tanto, el sistema óptico evita la mayor parte de la óptica en la que se comprometería la calidad de los haces y de esa forma el impacto de las aberraciones se
 25 reduce (véase Artal, P., Pujol, J., Oscar, S., Benito, A., & Perez, G. (2010), “*System and method for measuring light scattering in the eyeball or eye region by recording and processing retinal images*”), y las proyecciones de los patrones son mínimamente interferidas por cualquier tipo de opacidad que se encuentre en la córnea y lente del ojo. Estas opacidades pueden ser cataratas, infecciones de la córnea, distrofias corneales, lesiones en
 30 la córnea y opacidad de la cápsula posterior.

Ningún instrumento óptico de la técnica anterior es capaz de obtener imágenes a través de la óptica opaca del ojo sin que haya pérdida de calidad en la imagen, permitiendo así examinar la retina incluso si la visión directa está bloqueada por un medio disperso y difuso.

Se hace, pues, necesario un instrumento para obtener imágenes del ojo que evite las limitaciones de un oftalmoscopio de cámara convencional, permitiendo la posibilidad de obtener imágenes claras a través de las opacidades que haya en el ojo.

Sumario de la invención

5 Así, pues, el objeto de la presente invención es proporcionar un instrumento para obtener imágenes del ojo que resuelva los inconvenientes mencionados.

La presente invención se refiere a un instrumento para obtener imágenes del ojo, que comprende una fuente de luz S cuya intensidad es controlada por un filtro F1 de densidad neutral, y para la que el color/longitud de onda se logra usando un filtro F2 paso de banda, y
10 que comprende adicionalmente:

- un dispositivo de modulación electrónica de la luz iluminado por la fuente de luz S, que genera patrones de iluminación estructurada,
- un espejo M1 que dirige la luz procedente de la fuente de luz S hacia el sistema de modulación electrónica de la luz,
- 15 - al menos tres lentes L1, L2, L3 situadas entre el sistema de modulación electrónica de la luz y el ojo a estudiar,
- un diafragma D1 conjugado en el plano de la pupila del ojo a estudiar para permitir el control de la posición de entrada de la luz en el ojo,
- un fotodetector que mide y registra la intensidad de la luz reflejada,
- 20 - un espejo M2 que dirige la luz de salida del ojo hacia el fotodetector,
- un diafragma D2 conjugado en el plano de la pupila del ojo, que determina el camino de salida de la luz,
- al menos una lente L4 entre el diafragma D2 y el fotodetector,

de manera que los diafragmas D1 y D2 se conjugan con el mismo plano pero están
25 relativamente desplazados, de tal modo que diferentes partes de la pupila del ojo se utilizan para proyectar los patrones de iluminación en el haz de entrada y para recoger su intensidad de reflexión en el haz de salida, y tal que el dispositivo de modulación electrónica de la luz y el fotodetector están conectados a un ordenador con un software de procesado de imágenes.

La invención también proporciona un método para obtener imágenes del ojo que emplea un instrumento de la invención, y que comprende las siguientes etapas:

- Proyectar secuencialmente y a gran velocidad un número elevado de patrones de iluminación estructurados sobre la retina
- 5
- Medición y registro de la intensidad reflejada en el fotodetector para cada patrón de luz proyectado en la retina
 - Reconstrucción por ordenador de la imagen de la retina mediante el software de procesado de imágenes a partir de las intensidades obtenidas y sus respectivos patrones de iluminación.
- 10
- Este método permite obtener imágenes de la retina para diferentes zonas de campo visual y con la ventaja sobre otras alternativas de oftalmoscopios de la técnica anterior de poder obtener imágenes de buena calidad, incluso en casos en los que el ojo tenga importantes opacidades en los medios oculares, incluyendo casos de pacientes con cataratas u opacidades corneales.
- 15
- Asimismo, el método de la invención no requiere de cámaras de registro de imágenes convencionales.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se ilustrará de manera no limitativa el objeto de la presente invención, haciendo referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales:

- 20
- La figura 1 muestra un esquema del sistema óptico con el instrumento para obtener imágenes del ojo de la invención.

La figura 2 muestra una imagen en primer plano del ojo con el haz de luz de entrada y el haz de luz de salida.

- 25
- La figura 3 muestra una vista frontal del ojo con el haz de luz de entrada y el haz de luz de salida.

La figura 4 muestra una simulación de una comparación entre un oftalmoscopio convencional y un oftalmoscopio de la invención.

Descripción detallada de la invención

El instrumento de la invención usa una configuración de doble-paso para obtener imágenes con iluminación estructurada sobre la retina. El término doble paso hace referencia al hecho de que la intensidad resultante del producto escalar de la imagen de la retina es medida a través de la misma óptica que se utiliza para hacer la imagen del patrón de iluminación. La
 5 diferencia en la presente invención en comparación con los anteriores instrumentos se basa en el hecho de que 1) la retina es iluminada con un conjunto de patrones de iluminación conocidos espacialmente codificados en una alta tasa de repetición y 2) el uso de un foto-detector para registrar la intensidad de la luz reflejada que contiene información de los productos internos en lugar de una cámara para formar la imagen de la retina.

10 Por tanto, para obtener una imagen de la retina, la imagen necesita ser calculada computacionalmente a partir de las intensidades obtenidas y su respectivo patrón de iluminación, el cual se genera en una interfaz de software de procesado de imágenes específicamente desarrollada. Es posible hacerlo a alta velocidad suficiente para registrar las imágenes de la retina a velocidad de video en tiempo real.

15 La figura 1 muestra una posible versión del sistema oftalmoscópico de doble paso propuesto. La iluminación estructurada (o espacialmente codificada) se genera mediante un Dispositivo de Microespejos Digital (DMD) (u otra posible forma de modulación electrónica de la luz) y se forma la imagen en la retina. El DMD es iluminado por una fuente de luz S, coherente o incoherente. La intensidad de la fuente es controlada por un filtro de densidad neutral F1 y el
 20 color/longitud de onda de la luz utilizada puede lograrse usando un filtro paso de banda F2. La luz procedente de la fuente es dirigida a través del espejo M1 hacia el DMD. Las imágenes del patrón se forman en la retina a través de las lentes L1, L2 y L3.

El diafragma D1 se conjuga en el plano de la pupila del ojo que permite el control de la posición de entrada de las luces en el ojo. La intensidad reflejada es recogida por el detector
 25 a través de las lentes L3, L2 y L4. El diafragma D2 se conjuga en el plano de la pupila y por lo tanto determina el camino de salida de la luz. Los diafragmas D1 y D2 se conjugan simultáneamente sobre el plano de la pupila pero sobre posiciones transversales diferentes de manera que se utilizan diferentes partes de la misma para proyectar los patrones sobre la retina y recoger la intensidad reflejada. Por lo tanto, se evita la superposición y la interacción
 30 entre ambas trayectorias de la luz.

La Figura 2 muestra una imagen en primer plano de cómo el haz de entrada y el haz de salida están utilizando diferentes partes de la óptica del ojo y por lo tanto no se solapan entre sí.

La Figura 3 muestra la vista frontal de un ojo. La figura describe una posibilidad de cómo entra la luz y sale del ojo a través de la pupila. Los cuadrados blancos son las imágenes de los diafragmas conjugados D1 y D2 que indicaban la posición de entrada de la luz proyectada y la posición de salida de la intensidad reflejada.

- 5 La Figura 4 muestra una simulación de las imágenes obtenidas por un oftalmoscopio convencional usando una cámara (tipo CCD o CMOS) en la que un aumento de opacidad en la óptica del ojo desenfoca la imagen y los detalles finos no son reconocibles. En comparación, una simulación de imágenes recibidas a través del oftalmoscopio de cámara con un solo pixel propuesto propuesto aquí (imágenes inferiores) donde el aumento de la
 10 opacidad y la difusión de la luz afecta mucho menos a la calidad de las imágenes, siendo los detalles de la retina más reconocibles.

Disposiciones principales de la invención

El sistema cuenta con una configuración de doble paso donde un patrón de luz estructurada se proyecta sobre la retina y se mide su correspondiente intensidad reflejada. Como puede
 15 verse en la figura 1, la iluminación estructurada se crea en el Dispositivo de Microespejos Digital (DMD). El DMD consiste en múltiples espejos de dimensiones micrométricas que permiten modular el haz de luz en dos estados diferentes con alta resolución espacial. Por lo tanto, con el DMD se generan un conjunto de patrones de iluminación (binarios) que se generan por adelantado utilizando un ordenador.

- 20 Los patrones pueden tener un tamaño de hasta $N \times N$ píxeles sólo limitados por el tamaño del DMD.

El DMD es iluminado con una fuente de luz de banda ancha S, su intensidad se puede controlar con un filtro de densidad neutral F1. Además, la longitud de onda de la luz se puede seleccionar mediante el uso de un filtro F2. Detrás de los filtros hay un espejo que
 25 dirige la luz hacia el DMD. Las imágenes de los patrones se forman en la retina del ojo a través de las lentes L1, L2 y L3. El diafragma D1 se conjuga en el plano de la pupila del ojo (telescopio a través de L2 y L3). Por lo tanto, permite el control de la parte de la pupila que se utiliza para proyectar los patrones. La intensidad se mide con un detector a través de las lentes L3, L2 y L4 de tal modo que el diafragma D2 está conjugado con el plano de la pupila
 30 del ojo y por lo tanto controlando la parte de la pupila que se utiliza. Los diafragmas D1 y D2 están relativamente desplazados de manera que diferentes partes de la pupila se utilizan para la proyección y la medición como se puede ver en la Figura 3. Para cada patrón

proyectado se mide el producto interior correspondiente (intensidad). Después de un número finito de patrones proyectados y de intensidades registradas, la imagen de la retina se calcula por medio de:

5 (Ecuación 1)

$$Imagen = \sum_{i=1}^{N^2} Intensidad_i \times Patron_i$$

10 donde $Patron_{xy}$ (x e y son valores de los píxeles en una matriz N x N) se denota como $Patron_i$. Cada intensidad medida se multiplica con cada elemento de su matriz patrón correspondiente que resulta en una sub-imagen. La suma de todas las sub-imágenes aparece en la imagen final.

Para conseguir una imagen con un tamaño N x N, es necesario proyectar N^2 patrones escogidos de entre una base ortonormal del espacio vectorial de matrices de dimension NxN.

15 De este modo el número de patrones crece cuadráticamente con el tamaño de la imagen, lo que se traduce en un aumento del tiempo necesario para su medida; téngase en cuenta que el dispositivo de proyección necesita un tiempo finito para codificar un patron de iluminación.

Como el tiempo requerido es crucial para la formación de imágenes de la retina que pueden estar en movimiento, hay dos técnicas diferentes que se pueden aplicar para reducir el tiempo de formación de imágenes:

20 1) Método de compresión/detección de imágenes: un conjunto limitado de n patrones ($\ll N^2$) se proyecta sobre la retina y su correspondiente intensidad reflejada se mide utilizando el fotodetector. Después de visualizar el número finito de n patrones que es significativamente menor que N^2 (hasta un 90% menor), un método/algoritmo estadístico matemático se utiliza para reconstruir la imagen de la retina a partir del conjunto escaso de
25 datos disponibles. Dependiendo de la resolución deseada, el tiempo de cálculo puede ser mayor que el tiempo de reducción inicial, mostrando menos patrones.

2) Método de detección/formación adaptativa de imágenes: Este método evita patrones de largos tiempos de visualización y tiempos altos de reconstrucción de imagen. En primer lugar, un conjunto completo de patrones N^2 necesita ser visualizado. Después, las

intensidades por patrón medidas se ordenan según las respuestas más altas de intensidad. A continuación, sólo una cantidad limitada de los patrones de alta capacidad de respuesta (hasta un 90% inferior) se muestra y se mide su intensidad correspondiente. A partir de ahí, la imagen de la retina puede ser reconstruida usando la ecuación 1. Estas imágenes reconstruidas se asemejan muy bien a las imágenes originales reconstruidas con el número total de patrones.

En otra disposición, el sistema cuenta con una configuración de doble paso, como se describió anteriormente, en donde patrones espacialmente codificados se proyectan sobre la retina y su intensidad de reflexión correspondiente se mide mientras se usa el mismo dispositivo óptico. Para cada patrón proyectado se mide la correspondiente intensidad en el producto interior (intensidad). Después de un número finito de patrones proyectados y las intensidades registradas, una imagen de la retina puede ser calculada por medio de:

$$Imagen = \sum_{i=1}^{N^2} Intensidad_i \times Patron_i$$

donde $Patron_{x,y}$ (x e y son los valores de píxeles en una matriz de patrón N x N) es reformado a $Patron_i$. Cada intensidad medida se multiplica con cada elemento correspondiente matriz patrón que se traduce en una sub-imagen. La suma de todas las sub-imágenes da lugar a la imagen final. Para la resolución espacial completa de N x N, N^2 patrones tienen que ser proyectados. Para disminuir posteriormente la relación señal a ruido de cada patrón mostrado es seguido consecutivamente por su patrón inverso y por lo tanto se duplica el número de patrones proyectados para $2 \times N^2$ que introduce menos ruido en la imagen reconstruida de la retina.

Además, si somos capaces de localizar puntos de interés con menos difusión en la pupila/cornea, podríamos usar esa área como punto de entrada y dirigir la luz allí, de nuevo para disminuir las distorsiones del haz. Otra ventaja es el uso de iluminación multiplexada temporal y su consecutiva medida de la intensidad reflejada. En un tiempo finito proyectamos miles de patrones, los cuales varían desde baja a alta frecuencia espacial, sobre la retina. Para cada patrón proyectado medimos la intensidad reflejada que viene de la retina y posteriormente se reconstruye computacionalmente una imagen de la retina basada en el principio de la cámara de un solo píxel (Miao, X., & Amirparviz, B. (2015), "Single Pixel Camera").

La propuesta planteada es por tanto, muy significativamente diferente a los oftalmoscopios comunes actuales donde se realiza un solo flash para obtener una imagen completa de la retina. Nuestro método ofrece imágenes con una señal-ruido (SNR) mejorada cuando se compara con la obtención de imágenes tradicional debido a la cantidad de medidas que se realizan y a que se recolecta toda luz proveniente de la retina. Esto puede además, llevar a una reducción de la potencia de la luz con la que iluminamos el ojo, lo que mejora la comodidad del paciente. La luz que se refleja en la retina, pasando también a través de la óptica del ojo opaca y difusa, no modifica la calidad de la imagen final ya que no se utiliza ninguna cámara como ocurre en la obtención de imágenes con el planteamiento tradicional. El sistema propuesto mide la intensidad de fondo reflejada de la retina para un patrón de iluminación estructurado dado, de este modo, la posible óptica deteriorada del ojo (por las razones antes mencionadas) actúa para disminuir la magnitud de la intensidad de la luz reflejada pero no afecta a la calidad de la imagen final reconstruida.

Por tanto, somos capaces de reconstruir una imagen con una calidad razonablemente buena sin la pérdida de detalles vitales, como se representa esquemáticamente en la Figura 4. Esto representa una clara ventaja frente al oftalmoscopio convencional donde las opacidades en la óptica del ojo vuelven borrosa la imagen y deterioran los detalles cruciales. Hasta la fecha, no hay ningún instrumento óptico capaz de obtener imágenes a través de la óptica opaca del ojo sin que haya pérdida de calidad en la imagen, permitiendo examinar la retina incluso si la visión directa está bloqueada por un medio disperso y difuso. Este dispositivo da la oportunidad de detectar posibles daños en la retina antes de cualquier tipo de cirugía ocular. De este modo, puede ayudar a dar soporte al examinador para mejorar su predicción de los resultados de por ejemplo, una cirugía de cataratas si se quisiese saber la condición de la retina antes del tratamiento.

Según una realización de la invención, el rango de longitud de onda de la iluminación se puede ajustar desde 400 nm a 1000 nm.

Según una realización de la invención, la fuente de luz S puede ser coherente o incoherente.

Según una realización de la invención, se emplean sub-aberturas de diferentes tamaños para las mediciones de la iluminación y de la intensidad reflejada.

Según otra realización de la invención, el instrumento comprende adicionalmente medios para la alineación con el ojo a estudiar.

Aunque se han descrito y representado unas realizaciones de la invención, es evidente que pueden introducirse en ellas modificaciones comprendidas dentro de su alcance, no debiendo considerarse limitado éste a dichas realizaciones, sino únicamente al contenido de las reivindicaciones siguientes.

5

REIVINDICACIONES

- 1.- Instrumento para obtener imágenes del ojo, que comprende una fuente de luz S cuya intensidad es controlada por un filtro F1 de densidad neutral, y para la que el color/longitud de onda se logra usando un filtro F2 paso de banda, caracterizado por que comprende
- 5 adicionalmente:
- un dispositivo de modulación electrónica de la luz iluminado por la fuente de luz S, que genera patrones de iluminación estructurada,
 - un espejo M1 que dirige la luz procedente de la fuente de luz S hacia el sistema de modulación electrónica de la luz,
 - 10 - al menos tres lentes L1, L2, L3 situadas entre el sistema de modulación electrónica de la luz y el ojo a estudiar,
 - un diafragma D1 conjugado en el plano de la pupila del ojo a estudiar para permitir el control de la posición de entrada de la luz en el ojo,
 - un fotodetector que mide y registra la intensidad de la luz reflejada,
 - 15 - un espejo M2 que dirige la luz de salida del ojo hacia el fotodetector,
 - un diafragma D2 conjugado en el plano de la pupila del ojo, que determina el camino de salida de la luz,
 - al menos una lente L4 entre el diafragma D2 y el fotodetector,
- de manera que los diafragmas D1 y D2 se conjugan con el mismo plano pero están
- 20 relativamente desplazados, de tal modo que diferentes partes de la pupila del ojo se utilizan para proyectar los patrones de iluminación en el haz de entrada y para recoger su intensidad de reflexión en el haz de salida,
- y tal que el dispositivo de modulación electrónica de la luz y el fotodetector están conectados a un ordenador con un software de procesado de imágenes.
- 25 2.- Instrumento para obtener imágenes del ojo, según la reivindicación 1, en el que el dispositivo de modulación electrónica de la luz es un Dispositivo de Microespejos Digital DMD.

- 3.- Instrumento para obtener imágenes del ojo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el rango de longitud de onda de la iluminación se puede ajustar desde 400 nm a 1000 nm.
- 5 4.- Instrumento para obtener imágenes del ojo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la fuente de luz S puede ser coherente o incoherente.
- 5.- Instrumento para obtener imágenes del ojo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que se emplean sub-aberturas de diferentes tamaños para las mediciones de la iluminación y de la intensidad reflejada.
- 10 6.- Instrumento para obtener imágenes del ojo, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende adicionalmente medios para la alineación con el ojo a estudiar.
- 7.- Método para obtener imágenes del ojo, que emplea un instrumento de las reivindicaciones 1-10, caracterizado porque comprende las siguientes etapas:
- Proyectar secuencialmente y a gran velocidad un número elevado de patrones de iluminación estructurados sobre la retina
 - 15 - Medición y registro de la intensidad reflejada en el fotodetector para cada patrón de luz proyectado en la retina
 - Reconstrucción por ordenador de la imagen de la retina mediante el software de procesado de imágenes a partir de las intensidades obtenidas y sus respectivos patrones de iluminación.
- 20 8.- Método para obtener imágenes del ojo, según la reivindicación 7, en el que las imágenes se generan a velocidad de vídeo en tiempo real, produciéndose vídeos en tiempo real mediante la repetición de forma continua del proceso de proyectar patrones estructurados y reconstruir el objeto iluminado después de la medición de la intensidad reflejada.

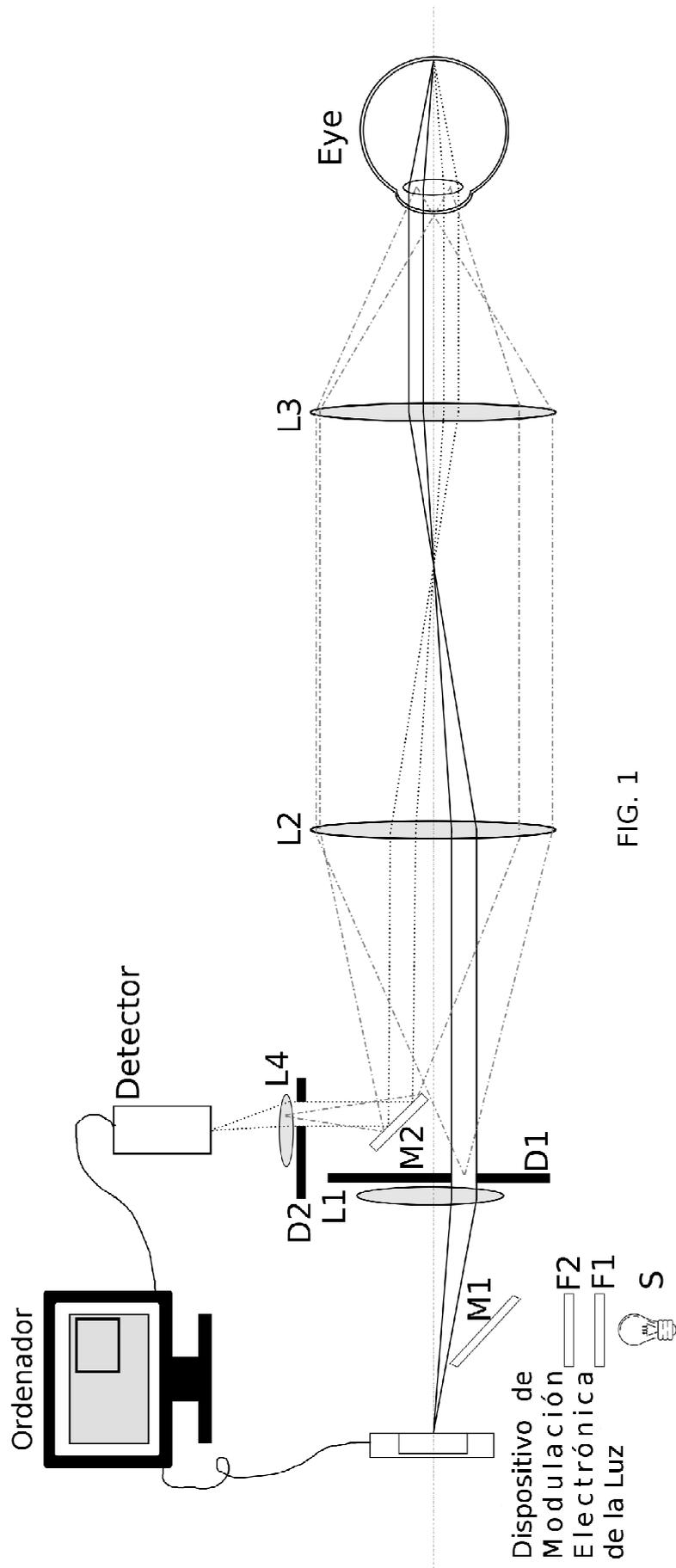


FIG. 1

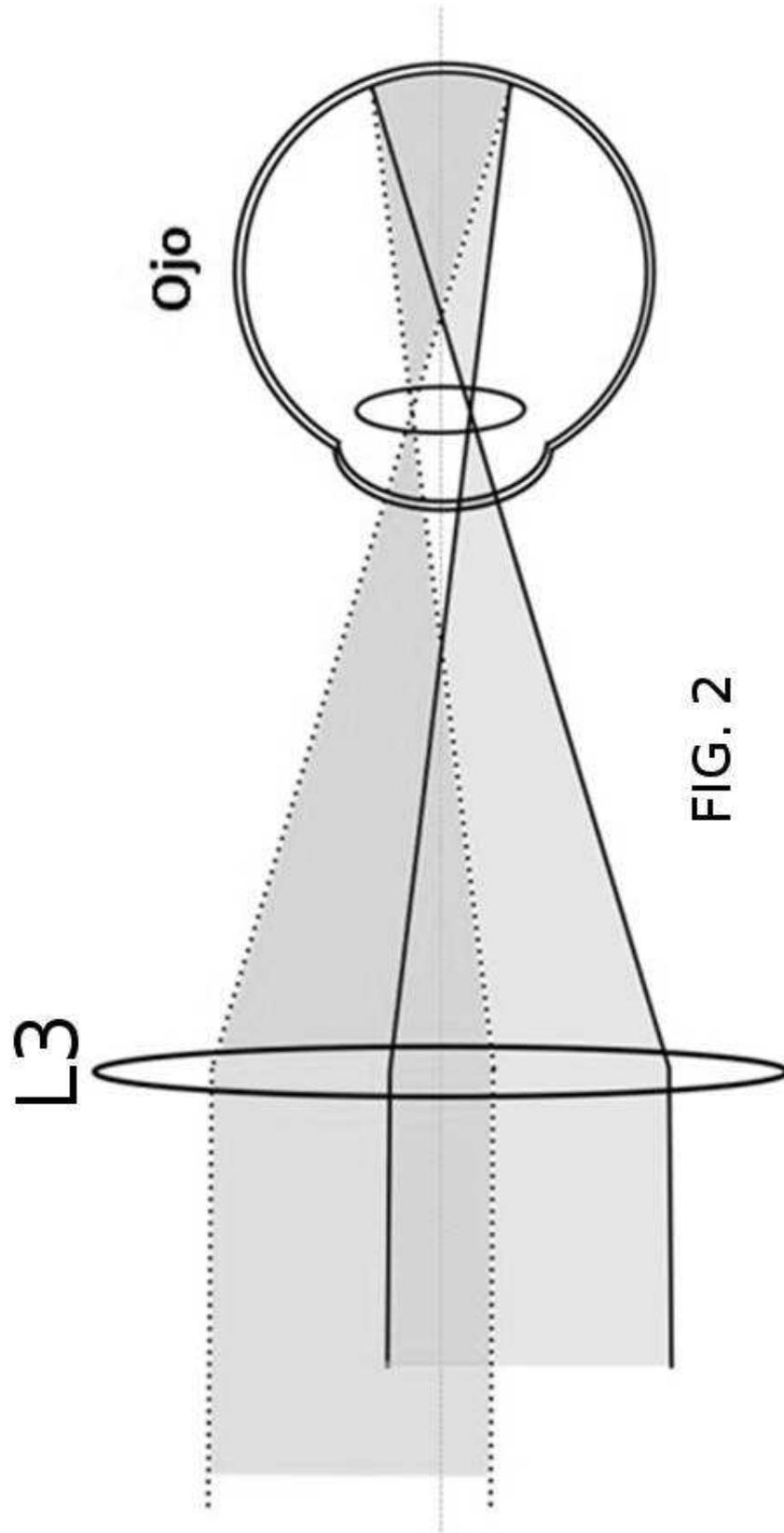


FIG. 2

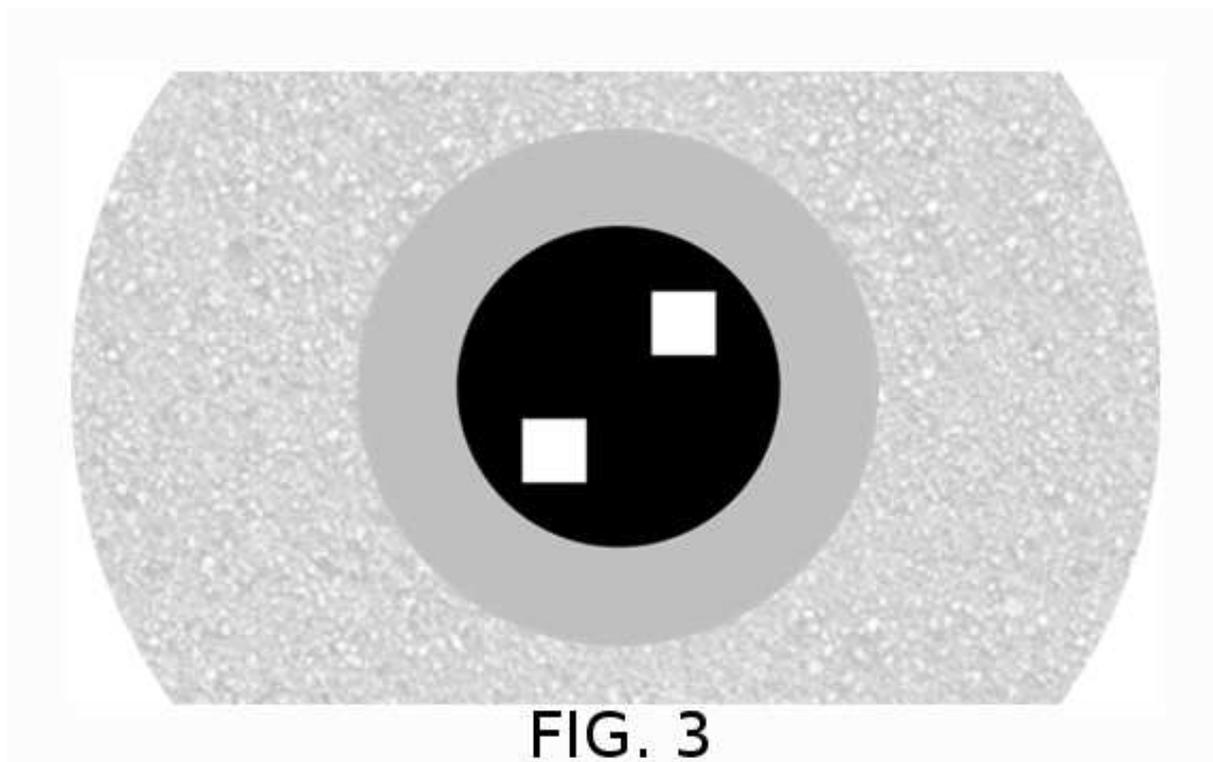


FIG. 3

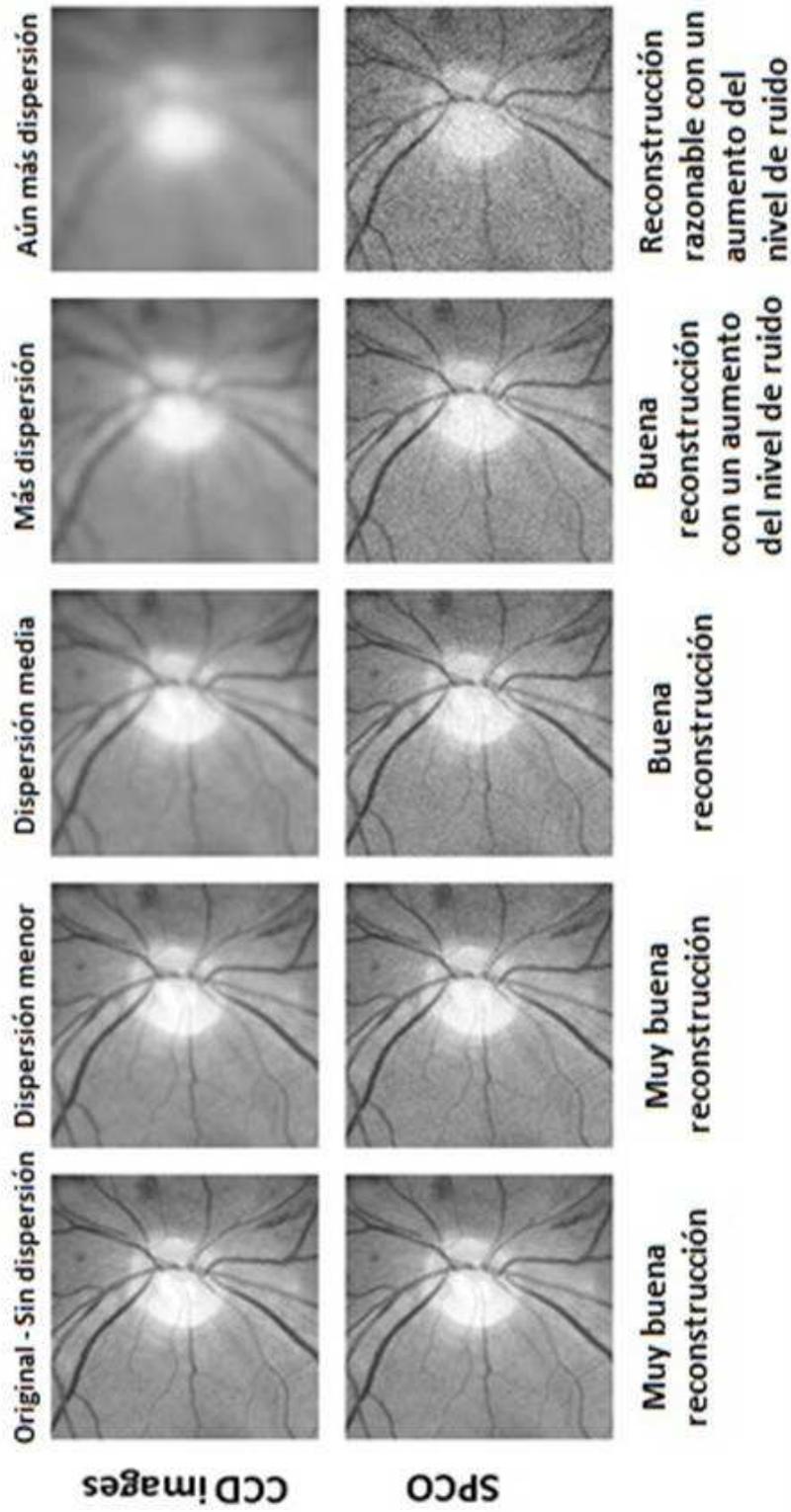


FIG. 4