



TÍTULO DE PATENTE DE INVENCION

Titular/es:

UNIVERSITAT POLITECNICA DE CATALUNYA

CONCEDIDA SIN EXAMEN PREVIO DE LA NOVEDAD, ACTIVIDAD INVENTIVA Y LA SUFICIENCIA DE LA DESCRIPCIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD DE LA PATENTE

Cumplidos los requisitos previstos en la vigente Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes, se expide el presente TÍTULO, acreditativo de la concesión de la Patente de Invención, conforme con el contenido de la descripción y reivindicaciones adjuntas y con las demás circunstancias de la solicitud. Ha sido tramitada y concedida siguiendo el procedimiento general de concesión, con realización de Informe sobre el Estado de la Técnica y sin examen previo de los requisitos sustantivos de patentabilidad.

Se otorga al titular un derecho de exclusiva en todo el territorio nacional, bajo las condiciones y con las limitaciones previstas en el Título VI de la Ley de Patentes 11/1986. La duración de la patente será de veinte años que se contarán a partir del 04 mayo 2007.

La presente patente se concede sin perjuicio de tercero y sin garantía del Estado en cuanto a la validez y a la utilidad del objeto sobre el que recae.

Para mantener en vigor la patente concedida, deberán abonarse las tasas anuales establecidas, que se pagarán por años adelantados. Asimismo, deberá explotarse el objeto de la invención, bien por su titular o por medio de persona autorizada de acuerdo con el sistema de licencias previsto legalmente, dentro del plazo de cuatro años a partir de la fecha de solicitud de la patente, o de tres años desde la publicación de la concesión en el Boletín Oficial de la Propiedad Industrial.

Madrid, 08 enero 2010

EL DIRECTOR DEL DEPARTAMENTO DE
PATENTES E INFORMACIÓN
TECNOLÓGICA



P.D.: Ana Redondo
Jefe del Servicio de Actuaciones Administrativas



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① Número de publicación: **2 315 171**

② Número de solicitud: 200701267

⑤ Int. Cl.:
A61B 3/00 (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION



B1

⑫ Fecha de presentación: **04.05.2007**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **16.03.2009**

Fecha de la concesión: **21.12.2009**

⑮ Fecha de anuncio de la concesión: **08.01.2010**

⑯ Fecha de publicación del folleto de la patente:
08.01.2010

⑰ Titular/es: **Universitat Politècnica de Catalunya
c/ Jordi Girona, 31
08034 Barcelona, ES**

⑱ Inventor/es: **Artal Soriano, Pablo;
Pujol Ramo, Jaume;
Óscar Luque, Sergio;
Benito Galindo, Antonio y
Pérez Sánchez, Guillermo**

⑳ Agente: **No consta**

⑳ Título: **Dispositivo y método para la medida de la difusión (scattering) ocular basado en el registro y procesamiento de imágenes retinianas.**

㉑ Resumen:

Dispositivo y método para la medida de la difusión (scattering) ocular basado en el registro y procesamiento de imágenes retinianas.

Aparato (medidor del scattering en doble paso) y método objetivo de medida del scattering ocular. El instrumento utiliza como núcleo un sistema oftalmoscópico de doble paso que incorpora sistemas para la corrección de las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo). Permite registrar sobre una cámara CCD imágenes del plano de la retina que en su parte exterior contienen información acerca del scattering intraocular. A partir de estas imágenes puede obtenerse el Índice Objetivo de Scattering (OSI), obteniendo la relación entre la energía en la parte exterior de la imagen respecto a la energía en la parte central o a partir del área de la Función de Transferencia de Modulación (MTF) una vez filtradas, las bajas frecuencias.

ES 2 315 171 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Dispositivo y método para la medida de la difusión (scattering) ocular basado en el registro y procesado de imágenes retinianas.

5 **Campo de la invención**

La presente invención concierne en general a un dispositivo y un método para la medida de la difusión (scattering) de la luz en el globo o región ocular basado en el registro y procesado de imágenes retinianas, producto del reflejo de un haz de luz puntual proyectado en la retina de un paciente, y en particular a un dispositivo y un método que posibilita la obtención y procesado de unas imágenes libres de la influencia de aberraciones de bajo orden.

Antecedentes de la invención

15 La imagen retiniana del ojo humano puede deteriorarse debido a tres causas: la difracción, las aberraciones y la difusión ("scattering") intraocular. La difracción es una propiedad de las ondas electromagnéticas que constituyen la luz y en consecuencia va a estar presente siempre en la imagen retiniana. Su efecto depende del tamaño de la pupila del ojo, siendo únicamente considerable para pupilas pequeñas (del orden de 2 mm o inferiores) que prácticamente no se dan nunca en condiciones habituales de visión. La presencia de aberraciones y "scattering" en ojos de sujetos
20 jóvenes con condiciones visuales normales es baja, pero aumenta considerablemente con la edad, la presencia de patologías oculares y las intervenciones de cirugía refractiva (I. Ijspeert, J.K., de Waard, P.W., van der Berg, T.J., de Jong, P.T. (1990). The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers: dependence on angle, age and pigmentation. *Vision Research*, 30(5), 699-707, Brunette, I., Bueno, J.M., Parent, M., Hamam, H., Simonet, P. (2003). Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44, 5438-5446). En particular el scattering intraocular aumenta de manera muy notoria sobre los valores normales si ocurren pérdidas de transparencia de los medios oculares, como por ejemplo las que tienen lugar en el cristalino con el desarrollo de las cataratas.

La contribución conjunta de las aberraciones ópticas y el scattering intraocular afecta a la calidad de la imagen retiniana. La técnica del doble paso (J. Santamaría, P. Artal, J. Bescos, "Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method", *J. Opt. Soc. Am. A*, 4, 1109-1114 (1987)) basada en la proyección de un haz de luz colimado en la retina del paciente, y el registro directo de la luz reflejada en ésta, tras el doble paso de la luz por los medios oculares permite obtener la medida objetiva de la contribución de las aberraciones y el scattering a la calidad óptica ocular (F. Díaz-Doutón, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J.L. Güell, P. Artal, "Comparison of the retinal image quality obtained with a Hartmann-Shack sensor and a double-pass instrument", *Inv. Ophthal. Vis. Sci.*, 47, 1710-1716 (2006)).

El conocimiento de la existencia de aberraciones oculares se remonta a mediados del siglo XIX. Las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) pueden medirse utilizando técnicas objetivas o subjetivas y pueden corregirse utilizando lentes convencionales, lentes de contacto o intervenciones de cirugía refractiva. Su impacto en la calidad visual es por lo tanto muy bajo.

Para la medida de las aberraciones de medio y alto orden (coma, esférica...) se han desarrollado diferentes métodos subjetivos y objetivos. En la actualidad existen diversos instrumentos basados en estas técnicas que son utilizados clínicamente.

Respecto a la medida del scattering intraocular no existe ningún método robusto ampliamente aceptado que permita su medida objetiva en clínica.

Hasta la fecha, la mayoría de determinaciones del scattering intraocular se han realizado utilizando métodos subjetivos de medida. Por ejemplo, la sensibilidad ante el deslumbramiento puede ser cuantificada por medio de la luminancia de fondo equivalente (Stiles, WS. (1939) Discussion on disability glare at the 1939 CIE meeting in Scheveningen. *Sekretariatsberichte der Zehnten Tagung CIE*, 1942; Band I: 183-201, Vos, J. J. (2003). On the cause of disability glare and its dependence on glare angle, age and ocular pigmentation. *Clinical and Experimental Optometry* 2003; 86: 6: 363-370) técnica basada en que el efecto de la luz difundida en la retina puede ser igualada mediante una luminancia de fondo y que ha dado lugar a la propuesta de una ecuación para su cuantificación por la CIE (Comisión Internacional de l'Eclairage).

El método de compensación directa está basado en la presentación de una fuente deslumbrante anular con intensidad oscilatoria y la compensación de su efecto en la fovea a través de una fuente central de intensidad variable oscilante en contrafase respecto a la de la fuente de deslumbramiento. En este método se basa el straylight meter desarrollado por Van der Berg (Van den Berg, T. J. T. P. and Ijspeert, J. K. (1992). *Clinical assessment of intraocular stray light. Applied Optics*, 31, 3694-6).

El medidor de la agudeza visual ante deslumbramiento (Holladay, J. T., Prager, T., Trujillo, J., R. Ruiz. (1986). Brightness acuity test and outdoor visual acuity in cataract patients. Presented in part at the Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery, Los Angeles.) es utilizado para medir la sensibilidad visual y el poder de discriminación ante fuentes de deslumbramiento. Consiste en una semiesfera internamente iluminada con un orificio en el medio.

El paciente mantiene el instrumento cerca del ojo y observa un test a través del orificio. Esto provee de una fuente uniforme de deslumbramiento que puede ser utilizada juntamente con cartas o tests de agudeza visual o sensibilidad al contraste.

5 También se han utilizado métodos subjetivos que se combinan con medidas de agudeza visual y sensibilidad al contraste (J. Bailey, M. A. Bullimore (1991) A new test for the evaluation of disability glare. *Optometry and Vision Science* 68, 911-917). Este tipo de medidas requiere la participación activa del paciente y pueden depender de muchos factores. En consecuencia son difíciles y engorrosas de aplicar en la práctica clínica.

10 Por otra parte, el oftalmólogo suele utilizar la lámpara de hendidura para la observación rutinaria de la catarata. A partir de esta observación se ha desarrollado un método de clasificación y análisis totalmente subjetivo (método LOCS III (*Lens Opacities Classification System*) (Chylack, L.T., Wolf J.F., Singer DM, Leske, M. C, Bullimore, MA., Bailey I.L., Friend, J., McCarthy, D., Wu, S.Y. (1993) *The Lens Opacities Classification System III. Archives of Ophthalmology*, 111, 831-836). El oftalmólogo debe estar especializado en este tipo de clasificación y sus resultados pueden
15 diferir entre profesionales. Hemos de tener presente que la cuantificación del grado de la catarata es de gran interés para poder determinar el momento adecuado de realizar la intervención quirúrgica.

En los últimos años se han desarrollado algunos métodos para determinar de forma objetiva el scattering intraocular. Pero la mayoría de las técnicas y métodos objetivos empleados son teóricos o experimentales pero no adecuados
20 para su adaptación al ambiente clínico debido principalmente a la necesidad de restringir variables que afectan la medida. Es decir, las condiciones sobre las que se realiza la medida no pueden ser trasladadas a la práctica clínica al día de la fecha. Por ejemplo podemos citar la medida de difusión dinámica de luz (Dynamic Light Scattering) (Ansari, R. R., Datiles, M. (1999). Use of Dynamic Light scattering and scheinpflug Imaging for the Early Detection of Cataracts. *Diabetes Technology and therapeutics*, 1(2), 159-168, Datiles, M., Ansari, R. R., Reed, G. F. (2002). A clinical study
25 of the human lens with a dynamic light scattering device, *Exp. Eye Res.*, 74, 93-102) o las imágenes de Scheimpflug (Datiles, M., Magno, B., Friedlin, V. (1995). Study of nuclear cataract progression using the national Eye Institute Scheimpflug system, *British Journal of Ophthalmology*, 79, 527-534).

La técnica del Doble-Paso (DP) basada en el registro de la imagen de un punto en la retina, contiene información
30 de las aberraciones y del scattering. La contribución de las aberraciones esta localizada en la parte central de la imagen, de forma que cuanto más aberrado es el ojo mayor es esta parte central. El efecto del scattering se sitúa básicamente en las zonas más externas de la imagen de forma que cuanto mayor sea el scattering mayor será la imagen periférica. Westheimer (Westheimer, G., Liang, J. (1994). Evaluating Diffusion of Light in the Eye by Objective Means. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 35(5), 2652-2657, Westheimer, G., Liang, J. (1995). Influence
35 of ocular light scatter on the eye's optical performance, *J. Optical Society of America*, 12(7), 1417-1424) combinó medidas subjetivas y objetivas comprobando que el scattering intraocular aumenta con la edad. En la parte objetiva utilizaron imágenes de Doble-Paso y definieron un índice de difusión de la luz. Sin embargo el método desarrollado no presentaba robustez como para permitir su utilización en clínica. Uno de los principales inconvenientes que presenta esta técnica es que la medida es altamente dependiente de las aberraciones oculares. Esto se debe a que las imágenes
40 de doble paso son afectadas tanto por las aberraciones oculares como por la difusión intraocular.

Recientemente se ha sugerido la utilización de una técnica polarimétrica basada en la incorporación de un polarímetro a un sistema de DP para la evaluación del scattering (Bueno, J. (2002). Polarimetry in the human eye using an imaging linear polariscope. *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*, 4, 563-561, Bueno, J., Berrio, E., Artal, P.
45 (2003). Aberro-polariscope for the human eye, *Optics Letters*, 28(14), 1209-1211). Esta técnica se basa en el hecho de que la luz debida al scattering intraocular se despolariza, mientras que la que forma la imagen en la retina mantiene su polarización.

Por lo tanto evaluando el grado de despolarización de la luz es posible evaluar el grado de scattering intraocular.
50 Sin embargo el bajo nivel de despolarización que presenta la retina para la luz difundida hace que la aplicación del método sea inviable en la práctica clínica.

Finalmente señalar que también se ha propuesto utilizar el tamaño de los spots de las imágenes de Hartmann-Shack para el análisis del scattering intraocular (Applegate, R.A., Thibos, L.N. (2000) Localized measurement of scatter due
55 to cataract. *Investigative Ophthalmology and Visual Sciences* (suppl), 41, S3).

Todos los sistemas y métodos propuestos para la evaluación objetiva del scattering intraocular han resultado poco robustos no existiendo todavía ningún método eficaz para su utilización en clínica. En este contexto es sin duda ventajoso proponer un nuevo dispositivo y método para la medida del scattering intraocular, que sea fácilmente adaptable a
60 instrumentación de tipo clínico. En efecto el nuevo dispositivo y método presentados permite cuantificar objetivamente el grado de scattering intraocular y clasificar el grado de desarrollo de una catarata.

Descripción de la invención

65 La presente invención se refiere a un aparato (medidor del scattering en doble paso) y un método objetivo de medida del scattering ocular. El método aquí presentado se basa en la recuperación de la información del scattering intraocular que se encuentra en la parte más exterior de las imágenes de doble paso. En particular es objeto de la invención la cuantificación objetiva del scattering intraocular mediante la determinación del Índice Objetivo de Scattering (OSI).

ES 2 315 171 B1

Este índice puede calcularse a partir de la relación entre la energía presente en la parte externa de la imagen y la parte central de la misma o pasando al espacio de frecuencias determinando el área bajo la curva de la Función de Transferencia de Modulación, una vez eliminada la contribución de las bajas frecuencias que no aportan información del scattering intraocular. El método presentado es robusto, totalmente objetivo y el OSI puede ser utilizado para clasificar los pacientes con cataratas y seleccionarlos para la cirugía.

El instrumento utiliza como núcleo un sistema oftalmoscópico de doble paso. Para poder determinar el scattering intraocular a partir de la imagen de doble paso registrada es necesario que ésta esté libre de aberraciones de bajo orden (desenfoque, astigmatismo). Por lo tanto el instrumento debe incorporar sistemas que permitan su corrección.

Con las aberraciones corregidas el instrumento permite el registro de una imagen del plano de la retina. A partir de esta imagen se calcula el OSI, parámetro relacionado directamente con el scattering intraocular.

Un primer aspecto de la invención se refiere a un dispositivo para la medida del scattering intraocular a partir del registro de una imagen retiniana libre de aberraciones, determinado un parámetro índice objetivo de scattering, caracterizado porque comprende:

- Primeros medios para generar la imagen de un punto de luz en la retina;
- Primeros medios para corregir las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) del ojo.
- Primeros medios de registro para registrar una imagen del plano de la retina.

Los medios para generar la imagen de un punto de luz en la retina pueden comprender: una fuente de luz puntual; un sistema colimador; un diafragma circular que realizará la función de pupila de entrada del sistema, y un test de fijación. La existencia del test de fijación permite un mayor confort para el paciente y en consecuencia puede facilitar las medidas.

La fuente de luz puntual puede obtenerse mediante un láser o un diodo electroluminiscente filtrado espacialmente o acoplado a una fibra óptica.

Los medios para corregir las aberraciones del ojo pueden contener:

Un sistema para permitir una corrección de foco variando la distancia entre la primera lente y la segunda lente de forma manual y de forma automática.

Un sistema para permitir la corrección de astigmatismo basado en la combinación de dos lentes esféricas que puedan girar de forma manual y de forma automática.

Los medios de registro pueden comprender detectores de imagen para registrar una imagen del plano de la retina.

El dispositivo de la invención puede además comprender diafragma cuyo diámetro pueda variarse de forma manual o automática y que este conjugado con la pupila real del ojo de forma que actúe como pupila de salida efectiva del sistema.

El dispositivo de la invención puede además comprender una pluralidad de separadores de haz, una pluralidad de espejos y una pluralidad de laminas polarizadoras.

El dispositivo de la invención puede además comprender un sistema para visualizar la pupila del sujeto compuesto por un sistema de iluminación y un sistema de registro constituido por un detector de imagen.

Un segundo aspecto de la invención se refiere a un método para medir la difusión intraocular (scattering) mediante el dispositivo de la invención.

Con el instrumento de esta invención, a partir del registro de una imagen del plano de la retina corregida de desenfoque y astigmatismo es posible determinar el OSI que permite cuantificar el nivel de scattering intraocular del ojo en todo tipo de aplicaciones de interés en oftalmología como la evaluación del grado de cataratas, del grado de opacificación de la cápsula posterior o del grado de scattering después de cirugía refractiva.

Breve descripción de los dibujos

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características del invento, de acuerdo con un ejemplo preferente de realización práctica del mismo, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un conjunto de figuras en donde, con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

Figura 1. Esquema general del dispositivo para la medida de la difusión (scattering) intraocular.

Figura 2. Imagen retiniana obtenida con un sistema de doble paso en la que se muestra la zona que contiene información de aberraciones y la zona que contiene información del scattering intraocular.

Figura 3. Imagen del plano de la retina para diferentes grados de catarata. a) ojo joven normal b) ojo con precatarata c) ojo con catarata madura.

Descripción de una realización preferida de la invención

La invención que aquí se describe, se refiere a un aparato (medidor del scattering en doble paso) y un método objetivo de medida del scattering ocular. Este método permite la cuantificación del scattering intraocular a partir de imágenes de doble paso libres de aberraciones, de forma robusta pudiendo ser utilizado en la práctica clínica. Aporta solución a un problema pendiente y difiere de los métodos conocidos en el estado de la técnica.

En la figura 1 se muestra un diagrama esquemático del dispositivo de la presente invención. La luz procedente de un diodo láser acoplado a una fibra óptica (1) (u otro tipo cualquiera de fuente de luz adecuada, en lugar de utilizar la fibra óptica el láser puede ser filtrado espacialmente), se refleja en un espejo (2), se colima con una lente convergente (3), pasa a través de un diafragma (4) y de un divisor de haz (5) antes de reflejarse en un divisor de haz giratorio (6). En la invención descrita la lente colimadora tiene una focal de 100 mm pero puede utilizarse cualquier otro valor, teniendo en cuenta que este valor influirá en el tamaño de la fuente puntual sobre la retina. El divisor de haz giratorio (6) permite realizar un pequeño escaneo de la posición en que se forma la imagen alrededor de la fovea permitiendo la eliminación del ruido speckle presente en las imágenes debido a la reflexión de luz coherente en la retina. En caso de utilizar como fuente de luz un diodo electroluminiscente no sería necesaria la utilización del espejo giratorio siempre que la imagen no presentara ruido speckle.

A continuación el haz de luz se refleja en los espejos (7, 9, 10) en el filtro dicróico 12 y pasa a través de las lentes 8 y 11. Los espejos (9) y (10) están montados sobre un soporte móvil formando un sistema que permite la corrección de la ametropía esférica del paciente, denominado corrector de foco (13). Está basado en la variación de camino óptico entre la primera lente (8) y la segunda (11). La corrección de foco puede hacerse de forma manual o automatizada. En este último caso el soporte móvil ha de estar acoplado a un motor que puede estar controlado por el ordenador. Finalmente el haz pasa a través de dos lentes cilíndricas (14 y 15) que pueden girar entre ellas y que permiten la neutralización del astigmatismo, para entrar en el ojo (16). En esta invención las focales de las lentes 8 y 11 son de 100 mm pero puede utilizarse otro valor. Las lentes cilíndricas 14 y 15 tienen unas potencias de 1,5 Dioptrías, permitiendo la neutralización de astigmatismos hasta 3 Dioptrías. El haz de entrada tiene un diámetro de 2 mm, limitado por una apertura circular fija (4). La elección de este valor se ha hecho en base a entrar en el ojo con un haz muy estrecho. Se podrían escoger otros valores. También podría sustituirse la apertura circular por un diafragma que permitiera cambiar, manual o automáticamente, el tamaño del haz incidente sobre el ojo (16). Si la fuente de iluminación utilizada emite un haz colimado, el sistema prescindiría de la fibra óptica o el filtrado espacial y la lente colimadora.

El sistema en cuestión utiliza luz procedente de un diodo láser (1) de longitud de onda correspondiente al infrarrojo cercano (780 nm). Sin embargo, se podría utilizar cualquier otra longitud de onda del espectro visible (entre 360 y 780 nm), ya sea procedente de una fuente coherente como un láser o similar, o de cualquier otro tipo de fuente, sin necesidad de que sea monocromática.

La óptica ocular hace que la luz que incide sobre el ojo (16) converja sobre la retina y se forme la imagen en un punto luminoso. Parte de la luz que llega a la retina es absorbida y parte es reflejada de vuelta. Una cámara CCD (17) registra dicha luz. Como objetivo para esta cámara se utiliza una lente (18) de focal 100 mm, pero podría tomarse otro valor, teniendo en cuenta que influirá sobre el tamaño de la imagen en la cámara. El plano de la CCD está conjugado con el plano de la retina. Dicha cámara integra la energía que le llega durante el tiempo de exposición. Cualquier cámara o dispositivo de registro de imágenes que pueda integrar en un tiempo definido, por software o por hardware, la luz que le llega puede servir como sistema de registro.

En el camino de salida el haz pasa a través de las dos lentes (14 y 15) que neutralizan el astigmatismo, a través del sistema corrector de foco (13), se refleja en el espejo 7 y en el espejo giratorio (6), pasa a través del divisor de haz (5) y a través de una apertura circular (19) antes de formar la imagen sobre la cámara CCD (17). La apertura circular (19) debe situarse de forma que sea conjugada con la pupila del ojo y en consecuencia actuará como pupila de salida efectiva del sistema siempre que su diámetro sea inferior al de la pupila del ojo. Para ello, el diámetro de esta apertura circular puede variarse de forma manual o automática. En la invención descrita puede variarse entre 2 mm y 7 mm.

Para poder observar y alinear la pupila del paciente con el haz de entrada se utiliza un sistema auxiliar de control pupilar formado por un espejo (20) y una cámara CCD (21). El objetivo (22) forma la imagen de la pupila en la cámara. En la invención aquí descrita la focal utilizada para el objetivo ha sido de 10 mm pero puede cambiarse por cualquier otra, teniendo en cuenta que cambiarán las dimensiones y que esta focal determina el tamaño de la imagen de la pupila que registrará la cámara. Si esta imagen se digitaliza y utilizando un algoritmo que a partir de los niveles de gris de la imagen sea capaz de reconocer la región correspondiente a la pupila puede medirse el tamaño de ésta. Para poder visualizar esta imagen el dispositivo incorpora una fuente de infrarrojo (23). El sistema utiliza unos diodos emisores de luz (LED) infrarrojos de longitud de onda 900 nm. Sin embargo, se podría utilizar cualquier otro tipo de fuente o cualquier otra longitud de onda siempre que correspondiera al infrarrojo para que no influya en el tamaño de la pupila del paciente.

Para facilitar la fijación del paciente se utiliza un test de fijación (24) que consiste en una letra cuyo tamaño corresponda a una agudeza visual 20/20. Este objeto es colimado mediante la lente (25) de forma que está situado en el infinito al igual que la luz proveniente del láser (1). La luz proveniente del test de fijación, después de reflejarse en un espejo (26), pasa por el divisor de haz (6), se refleja en el espejo (7) y se introduce en el sistema corrector de foco y el sistema corrector de astigmatismo para que el paciente pueda verlo nítido. A partir del divisor de haz (6) sigue el mismo camino que la luz proveniente del láser (1) hasta llegar a la retina del paciente. El sistema puede trabajar igual si no dispone del test de fijación. Sin embargo disponer de dicho test ayuda sobre todo a evitar efectos acomodativos y movimientos oculares no deseados.

Las imágenes retinianas obtenidas en general tienen información correspondiente a las aberraciones en la zona central de la imagen y al scattering intraocular en la zona exterior como se esquematiza en la figura 2. No obstante en el caso del dispositivo de la invención el efecto de las aberraciones está minimizado. En la Figura 3 se presentan a modo de ejemplo imágenes retinianas correspondientes a diferentes grados de catarata.

Concretamente se muestra la imagen de un ojo joven normal (Figura 3a), un ojo con precatarata (Figura 3b) y un ojo con catarata madura (Figura 3c).

La imagen retiniana obtenida con un sistema de doble paso, contiene información de las aberraciones en la parte central de la imagen e información del scattering intraocular en la parte exterior de la imagen (Figura 2). Las imágenes obtenidas con el aparato propuesto están libres de aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) de forma que se consigue que la energía que llega a la parte exterior de la imagen sea solo debida al scattering intraocular.

El Índice Objetivo de Scattering (OSI) se calcula como la relación entre la energía que hay en un área exterior de la imagen (E_{ext}) y la energía de la parte central de la imagen (E_c) de acuerdo con la expresión (1)

$$OSI = \frac{E_{ext}}{E_c} \quad (1)$$

Para la invención que aquí se presenta como área exterior se ha considerado una corona circular y para la zona central un círculo alrededor del máximo de la imagen. Los valores del radio de la corona circular y del círculo pueden ser cualesquiera que reflejen bien la relación de energía entre la parte externa y central de la imagen. Para tener una referencia libre de scattering es posible calcular el OSI para una imagen generada a partir de los datos de aberración del ojo que pueden ser obtenidos por ejemplo realizando la medida con un sensor de Hartmann-Shack para la medida de aberraciones oculares. Esta imagen únicamente está afectada por las aberraciones y en consecuencia no presenta ninguna información del scattering. En este caso el OSI puede obtenerse, por ejemplo, como resta del OSI de la imagen de doble paso y el OSI de la imagen de aberración.

Otra posibilidad para calcular el Índice Objetivo de Scattering es hacerlo en el espacio de frecuencias a partir de la información contenida en la Función de Transferencia de Modulación (MTF). Para ello se obtiene el perfil radial de la MTF y para minimizar los efectos de la información que pueda contener el fondo de la imagen que puede ser debida a otros factores como reflexiones y back-scattering se realiza una normalización de la función eliminando las frecuencias más bajas. El área bajo la curva de MTF normalizada puede ser computada como el OSI. En la presente invención se ha realizado la normalización eliminando la información de las dos primeras frecuencias, pero este número puede ser otro siempre que se eliminen los factores que no corresponden al scattering intraocular. Para tener una referencia libre de scattering es posible calcular el OSI para la MTF de una imagen generada a partir de los datos de aberración del ojo que pueden ser obtenidos por ejemplo realizando la medida con un sensor de Hartmann-Shack para la medida de aberraciones oculares. Esta MTF únicamente está afectada por las aberraciones y en consecuencia no presenta ninguna información del scattering. En este caso el OSI puede obtenerse, por ejemplo, como resta del OSI de la MTF de doble paso y el OSI de la MTF de aberración.

REIVINDICACIONES

5 1. Dispositivo de medida de la difusión intraocular (scattering) determinando un parámetro Índice Objetivo de Scatterinig (OSI) **caracterizado** porque comprende:

Primeros medios para generar la imagen de un punto de luz en la retina;

Primeros medios para corregir las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) del ojo.

10 Primeros medios de registro para registrar una imagen del plano de la retina.

2. El dispositivo de la reivindicación 1, **caracterizado** porque

Los medios para generar la imagen de un punto de luz en la retina comprenden:

15 Una fuente de luz puntual (1).

Un sistema colimador (3).

20 Un diafragma circular que realizará la función de pupila de entrada del sistema (4)

Un test de fijación (24), con un sistema colimador (25) que facilita la medida.

25 3. El dispositivo de la reivindicación 2, **caracterizado** porque el sistema para generar la imagen de un punto de luz en la retina, contiene todos los elementos ópticos necesarios para hacer llegar la luz al ojo (16).

4. El dispositivo de la reivindicación 3, **caracterizado** porque los medios para corregir la aberración de desenfoque contienen:

30 Un sistema para permitir una corrección de foco (13) variando la distancia entre la primera lente (8) y la segunda lente (11) de forma manual y de forma automática.

5. El dispositivo de la reivindicación 3, **caracterizado** porque los medios para corregir la aberración de astigmatismo contienen:

35 Un sistema basado en el la combinación de dos lentes cilíndricas (14, 15) que puedan girar de forma manual y de forma automática.

40 6. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 4, 5 **caracterizado** porque los medios de registro (17) comprenden detectores de imagen con su objetivo (18) para registrar una imagen del plano de la retina.

7. El dispositivo de la reivindicación 6 **caracterizado** porque además comprende una pluralidad de separadores de haz (5,6,12), una pluralidad de espejos (2,7,9,10,12,20,26) y láminas polarizadoras.

45 8. El dispositivo de la reivindicación 6 **caracterizado** porque además comprende tres separadores de haz (5, 6,12) y siete espejos (2,7,9,10,12,20,26).

50 9. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 2-8 **caracterizado** porque además comprende un sistema para visualizar la pupila del sujeto compuesto por un sistema de iluminación (23) y un sistema de registro constituido por un detector de imagen (21) y su objetivo (22).

10. Un método para determinar la difusión (scattering) intraocular mediante el dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1-9.

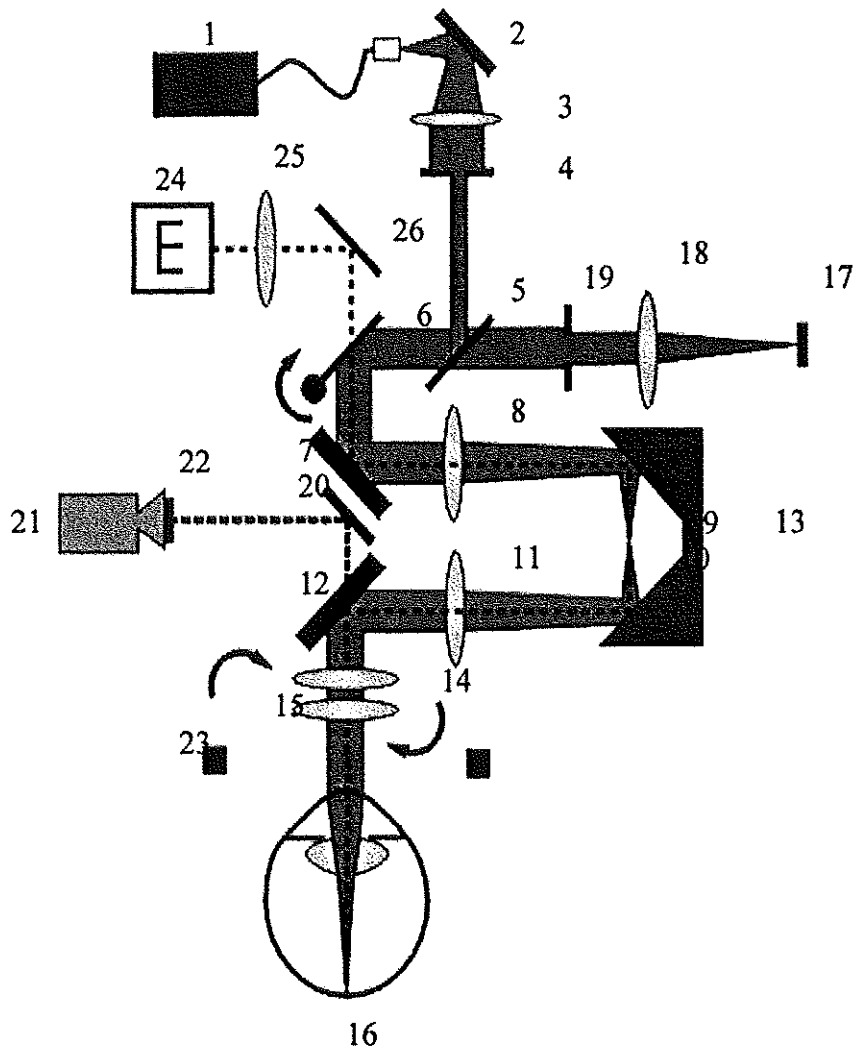


Figura 1.

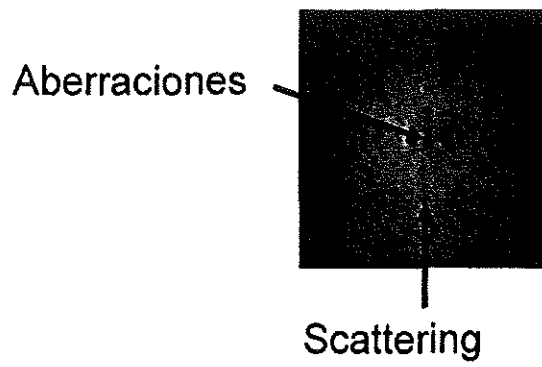


Figura 2.

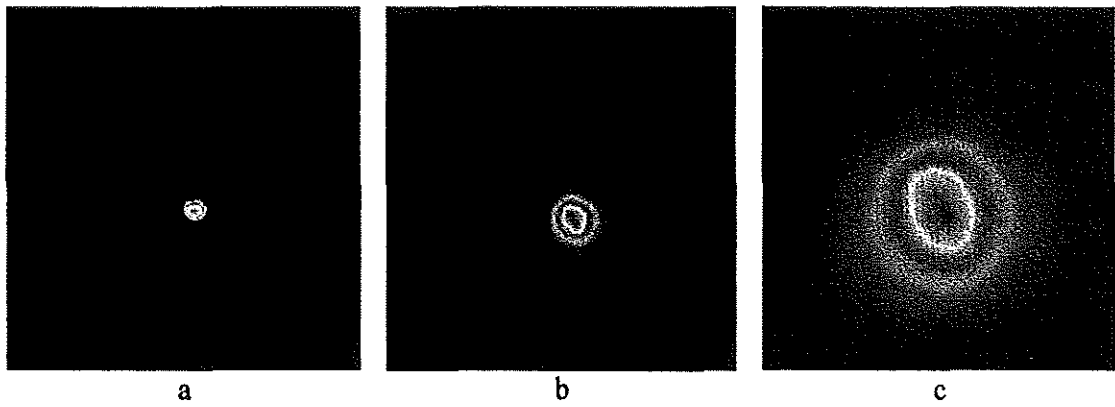


Figura 3.



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 315 171

② N° de solicitud: 200701267

③ Fecha de presentación de la solicitud: 04.05.2007

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: A61B 3/00 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
Y	ES 2265225 A1 (BUENO GARCIA, JUAN MANUEL et al) 01.02.2007, todo el documento.	1-10
Y	US 20030028115 A1 (DAVID THOMAS BARLETT) 06.02.2003, todo el documento.	1-10

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones n°:

Fecha de realización del informe

02.02.2009

Examinador

G. Foncillas Garrido

Página

1/1