

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 634 453**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.03.2013 PCT/ES2012/070242**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.11.2012 WO12146813**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.04.2012 E 12776709 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.05.2017 EP 2710950**

54 Título: **Procedimiento y sistema de medición de difusión intraocular**

30 Prioridad:

28.04.2011 ES 201130670

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

27.09.2017

73 Titular/es:

UNIVERSIDAD DE MURCIA (100.0%)

Avda. Teniente Flomesta N°5

30003 Murcia, ES

72 Inventor/es:

ARTAL SORIANO, PABLO;

PÉREZ SÁNCHEZ, GUILLERMO;

BUENO GARCÍA, JUAN, MANUEL y

GINIS, HARILAOS

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 634 453 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

Procedimiento y sistema de medición de difusión intraocular.

Campo de la invención

La presente invención se enmarca en el campo de los sistemas oftálmicos, óptica visual y oftalmología.

- 5 En particular, la invención se refiere a un sistema óptico y un procedimiento para la determinación no invasiva y objetiva de la difusión intraocular en el ojo humano mediante el registro y el análisis de imágenes proyectadas en la retina.

Antecedentes de la invención

- 10 El examen objetivo de la difusión intraocular, que se produce cuando la luz interacciona con las estructuras oculares antes de formar la imagen sobre la retina, es especialmente importante en relación a mejorar el diagnóstico temprano de algunas de las patologías oculares más extendidas, en especial las cataratas, que pasan por ser la patología que produce el mayor índice de ceguera en el mundo, pero también el síndrome de ojo seco, edema corneal, etc.

- 15 La calidad óptica de la imagen retiniana es el primer condicionante de la capacidad visual. Como cualquier sistema óptico, el estudio del ojo en términos de su calidad óptica es abordado por medio del análisis de las características geométricas, como la forma de la córnea y el cristalino o la longitud axial, y también a través del análisis de las propiedades intrínsecas de los medios oculares con los que interacciona la luz en su camino en el interior del ojo. En relación con las características geométricas de las superficies oculares, los sensores de frente de onda (Prieto et al., 2000) evalúan las aberraciones oculares y por tanto la calidad óptica del ojo puede representarse a través de la función PSF (acrónimo de su denominación en inglés, Point Spread Function (PSF)). La forma de esta función está condicionada por la calidad geométrica las superficies oculares, el gradiente de índice de refracción y la longitud axial del ojo. La diferencia entre una PSF ocular y la forma teórica de la función, que se obtiene suponiendo el ojo como un sistema óptico perfecto sólo limitado por difracción, se relaciona con la inducción de aberraciones oculares. Sin embargo, aunque la difusión intraocular producida por la inhomogeneidad de los medios oculares también condiciona severamente la calidad de la imagen retiniana, su caracterización no está incluida en la descripción de la calidad óptica en términos de las aberraciones oculares (Díaz-Doutón, Benito, Pujol, Arjona, Güell, & Artal, 2006). La difusión intraocular se origina a partir de la interacción de la luz con inhomogeneidades en la distribución del índice de refracción de los medios oculares, y provoca la dispersión de la luz sobre el fondo del ojo, en lugar de dirigir la luz focalizada hasta la retina central. La extensión de esta difusión de la luz se describe utilizando términos estadísticos. 20 La difusión intraocular puede tener un impacto severo en la visión, especialmente cuando se observan escenas naturales con presencia de fuentes brillantes. Un ejemplo son las condiciones habituales de conducción nocturna. La luz difundida en el interior del ojo produce la disminución del contraste de la imagen retiniana y por lo tanto, repercute en una disminución severa de la calidad de la visión.

- 35 Aunque se traten por separado, debido a las diferentes causas que las producen, las aberraciones oculares y la difusión intraocular afectan ambas a la calidad de la imagen retiniana. La técnica de doble-paso (Santamaria, Artal, & Bescos, 1987) basada en proyectar un haz colimado en la retina del paciente y registrar directamente la luz reflejada de vuelta, permite caracterizar el efecto de las aberraciones oculares y la difusión intraocular sobre la fuente puntual proyectada en retina. La información de la difusión intraocular está sin embargo restringida al análisis del área retiniana registrada, que en general está por debajo del 1% del campo visual. En el uso clínico actual del instrumento de doble-paso (US 2010/0195876, 2008; Artal et al., PLOS One, 2011), la información relativa a la difusión intraocular se estima por medio del análisis de la intensidad registrada en la periferia de la imagen de doble-paso, respecto a la intensidad total de la PSF. La limitación de esta técnica reside en que, puesto que la intensidad de la PSF decrece rápidamente con el ángulo desde el máximo central hasta las zonas más excéntricas, únicamente los ángulos más pequeños pueden ser evaluados. Más allá de medio grado de excentricidad, la intensidad de la luz en la PSF de un ojo normal es tan baja que imposibilita discriminar la señal frente al fondo, y por lo tanto, sólo la difusión en ángulos pequeños puede llegar a evaluarse. Además de esto, la mayoría de los instrumentos clínicos usados actualmente utilizan luz infrarroja para generar la fuente puntual sobre retina, cuya imagen es posteriormente analizada para estimar la difusión intraocular producida. Esta característica, aunque apropiada para minimizar las molestias de un haz de luz visible al sujeto, no es óptima para obtener una buena estimación de la difusión intraocular. La interacción de la luz infrarroja con el fondo del ojo produce un nivel alto de luz difundida y, aunque este no afecta a la capacidad visual, sí contribuye a la estimación de luz difundida sobre la imagen de doble-paso. Considerando estas limitaciones, la técnica estándar de análisis de imágenes de doble-paso para estimar la difusión intraocular queda restringida al análisis de una región limitada en torno al pico o máximo central de la imagen registrada. A su vez, esta limitación implica que la presencia de aberraciones oculares, que modifica la distribución de intensidad sobre la imagen de doble-paso también en esta zona más próxima al pico, pudiera llevar a interpretar como luz difundida un aumento de la intensidad en torno al pico que estuviera producido realmente por el efecto de las aberraciones oculares. Aunque el efecto de las aberraciones de bajo orden, como el desenfoque, puede minimizarse para restringir el análisis de las imágenes de doble-paso, la contribución de las aberraciones de alto orden no puede ser completamente eliminada en una configuración clínica. Por lo tanto, la estimación de la difusión 50 55

5 intraocular basada en la técnica de doble-paso con fuente puntual parece particularmente adecuada para aquellos casos en los cuales la cantidad de luz difundida sea relativamente alta, como un proceso de cataratas o en síndromes severos de ojo seco, pero no parece adecuada para el uso general como técnica para estimar el nivel de luz difundida en ojos normales o con patologías incipientes que cursan con un progresivo aumento de la difusión intraocular.

10 Limitaciones similares son compartidas también por los procedimientos diseñados para caracterizar la difusión intraocular a partir del análisis de las imágenes registradas con un sensor de Hartmann-Shack (Thibos & Hong, 1999). El rango dinámico de las imágenes analizadas en este caso es también demasiado bajo para poder discriminar la luz difundida sobre el nivel de fondo intrínseco a la medida. Otras técnicas objetivas para la estimación de la difusión intraocular han sido propuestas, como la medida de la difusión dinámica (Datiles, Ansari, & Reed, 2002; Vivino, Chintalagiri, Trus, & Datiles, 1993), pero ninguna de estas técnicas resulta apropiada para utilizarse en ambientes clínicos, de hecho, hasta la fecha ninguna de estas técnicas ha sido implementada en un instrumento clínico.

15 Por otro lado, hay otros sistemas que pretenden estimar la magnitud de la luz difundida en el ojo a partir de medidas psicofísicas, y por tanto subjetivas. Algunos ejemplos son el test de agudeza visual diseñado por Holladay (Holladay, Prager, Trujillo, & Ruiz, 1987), que evalúa el descenso de la agudeza visual producido por la presencia de fuentes deslumbrantes en el campo visual. El paciente mira el test de agudeza a través de un agujero en una semiesfera. La iluminación de la cara interna de esta semiesfera puede ser controlada externamente por el operador de forma que puede medirse los cambios en la agudeza visual del sujeto provocados por niveles crecientes de intensidad en la luz en el interior de la semiesfera. Otros métodos subjetivos están también basados en el examen de la incidencia de fuentes deslumbrantes sobre diferentes funciones visuales como la sensibilidad al contraste (Bailey & Bullimore, 1991). Otro método psicofísico es el método de compensación directa, basado en la presentación de una fuente anular deslumbrante con una intensidad oscilante y la compensación de este efecto en la fóvea a través del control de una fuente central cuya intensidad oscila en contra-fase a la fuente anular deslumbrante. Este método fue implementado en el instrumento "stray-light meter" (van den Berg & IJspeert, 1992). Posteriormente se ha propuesto una versión mejorada de esta metodología, el método de compensación por comparación (Franssen, Coppens, & van den Berg, 2006). Este dispositivo se ha usado en diferentes aplicaciones relacionadas con la estimación de la difusión intraocular (van den Berg, et al. 2007). La limitación fundamental de este instrumento es común con el resto de sistemas subjetivos, puesto que requiere la participación activa del sujeto en el procedimiento de medida. En este dispositivo, el requerimiento de participación es especialmente demandante, puesto que el procedimiento de compensación por comparación implica involucrar al sujeto en una secuencia de decisiones forzadas relacionadas con la luminancia relativa de dos semicampos centrales que cambian rápidamente. Evidentemente, este proceso de decisiones forzadas, consecutivas y rápidas supone problemas para muchos sujetos, en especial para aquellos en los cuales tiene especial relevancia la estimación fiable de la difusión intraocular, como pueden ser sujetos de edad avanzada.

20 Hasta la fecha, no existe ningún instrumento óptico capaz de medir apropiadamente la intensidad de la luz difundida en ojos normales (no patológicos) a partir de una medida puramente óptica. Es decir, a partir de una técnica objetiva y sin requerir la intervención activa del sujeto. Por lo tanto, hay una necesidad de un instrumento óptico capaz de desarrollar un procedimiento de medida objetivo de la difusión intraocular en ángulos grandes del campo visual por ejemplo hasta 10°. Además, es especialmente relevante que este sistema permita medir utilizando diferentes longitudes de onda, puesto que la dependencia de la luz difundida con la longitud de onda incidente está fuertemente relacionada con la tipología de las inhomogeneidades que originan la difusión. Por lo tanto, poder acceder a esta caracterización con la longitud de onda, puede proporcionar información relevante acerca de la patología subyacente.

25 El documento US-A-2010/0201944 divulga un sistema ocular para medir la difusión ocular que comprende una fuente de luz extensa configurada para proyectar de forma secuencial imágenes sobre la retina, subtendiendo distintos ángulos visuales que corresponden a distintas excentricidades de la retina, una cámara o fotodetector para registrar la luz de salida mediante un divisor de haz y una vez que ha pasado dos veces a través del ojo, y medios configurados para calcular la intensidad en el centro de cada imagen registrada y reconstruir la PSF de campo amplio para cada ángulo a partir de las intensidades calculadas anteriormente, medios configurados para calcular la media del valor de la PSF entre los ángulos

Objeto de la invención

30 La invención tiene por objeto paliar los problemas técnicos citados en el apartado anterior. Para ello, propone un procedimiento y sistemas optoelectrónicos de doble-paso para registrar la distribución de intensidad sobre la retina propagada a través de la óptica ocular, de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 6. Como se ha descrito previamente, el término doble-paso se refiere al hecho de que la imagen retiniana es registrada después del paso por dos veces de la luz a través de la óptica del ojo, una vez en su camino de entrada y otra más en su camino de salida desde la retina. Preferentemente, los ángulos visuales varían de 0,01 a 10 grados. El objeto extenso es, de preferencia, un anillo o círculo (anillo de radio 0). Un primer diafragma se conjuga con la pupila antes de que la imagen se proyecte en la retina y un segundo diafragma se conjuga con el plano de la pupila antes de que la imagen sea registrada para controlar la porción del área pupilar a través de la que se registra la luz de salida del ojo. La dimensión de la imagen

5 proyectada puede controlarse mediante una apertura. De realizarse con una fuente de amplio rango espectral, se puede realizar un análisis espectral de la señal registrada. En este caso la longitud de onda es de preferencia entre 400 nm y 700 nm y un ancho de banda entre 5 nm y 50 nm y se puede seleccionar con un filtro espectral. La fuente de luz extensa puede ser un modulador de cristal líquido iluminado por una lámpara halógena de amplio rango espectral o una película traslúcida retroiluminada por LED. Puede incorporar además medios para una correcta alineación del ojo con el sistema óptico y medios para sincronizar la fuente y el detector o cámara para evitar exposiciones innecesarias de la retina.

10 El procedimiento de la invención permite caracterizar el nivel de luz difundida en niveles de excentricidad de 20° sobre el campo visual, rango inaccesible con los métodos actuales, además de dar medidas más completas en ojos con un gran nivel de difusión y poder ser utilizado en ojos no patológicos.

Breve descripción de las figuras

Con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención de acuerdo con un ejemplo preferente de realización práctica de la misma, se acompaña la siguiente descripción de un juego de dibujos en donde con carácter ilustrativo se ha representado lo siguiente:

15 Figura 1.- muestra el esquema de un ojo formando la imagen de una fuente puntual lejana, focalizando sobre una proporción pequeña de la retina (figura 1a) y el resultado cuando la luz de este haz interacciona con inhomogeneidades de los medios oculares y se difunde parcialmente sobre el fondo del ojo (figura 1b).

Figura 2.- muestra la PSF de un ojo con difusión intraocular (figura 2a) y la imagen de un objeto extenso (disco uniformemente iluminado) a través de este sistema (figura 2b).

20 Figura 3.- muestra una versión posible del sistema de doble-paso propuesto donde un objeto extenso se proyecta sobre la retina.

Figura 4.- muestra como la iluminación y el registro puede realizarse a través de porciones diferentes de la pupila del ojo.

25 Figura 5.- muestra dos métodos diferentes para separar el área pupilar en dos porciones diferenciadas para la iluminación y el registro del objeto proyectado en retina. La figura 5a muestra dos aperturas semicirculares, mientras que la figura 5b muestra una sub-apertura circular y un anillo concéntrico.

Figura 6.- muestra un ejemplo de objeto extenso incorporado a la invención que puede generarse con un material traslúcido retro-iluminado por fuentes independientes, tipo LED.

Descripción detallada de la invención

30 La figura 2a muestra la PSF de un ojo con difusión intraocular. La figura 2b muestra la imagen de un disco uniformemente iluminado, como un caso particular de un anillo con radio interno 0, a través de este sistema. Se comprueba que si el cociente de energía en un círculo de radio R sobre la energía total de la PSF es I_c (siendo $0 < I_c < 1$), entonces la fracción de la intensidad en el centro de un disco de radio R sobre la intensidad de un disco infinito es igual también a I_c . Este cociente es igual a:

35
$$I_c = \int_0^{\vartheta} 2\pi\varphi \cdot PSF(\varphi) d\varphi \quad \text{(Ecuación 1)}$$

donde $PSF(\varphi)$ es la PSF del Sistema (incluyendo la difusión) y ϑ es el radio del círculo en la Figura 2a, o del disco en la Figura 2b. En ambos casos, se asume que la PSF es normalizada ($\int_0^{\pi/2} 2\pi\varphi \cdot PSF(\varphi) d\varphi = 1$), es decir, que la intensidad central de un disco completo es igual a 1.

40 La figura 3 muestra una posible puesta en práctica del sistema de doble-paso de la invención, en el que se proyectan secuencialmente las imágenes subtendiendo diferentes ángulos visuales correspondientes a distintas excentricidades de la retina. El objeto extenso sería un anillo de radio interno R_0 y externo R iluminado por una fuente S, o un círculo como en el ejemplo, que no es más que un anillo con radio interno $R_0=0$. La luz proyectada por este objeto puede colimarse por la óptica C, para posteriormente propagarse a través del difusor D y los filtros F. La dimensión del disco puede ser controlada por la apertura A. La imagen de este objeto extenso es proyectada sobre la retina del ojo utilizando las lentes L1, L2 y L3. El diafragma D1 se conjuga con la pupila del ojo (por medio de las lentes L2 y L3) para poder controlar así la porción de la pupila a través de la cual se proyecta el objeto hacia el fondo del ojo.

45

La imagen del círculo proyectado en retina se registra usando un divisor de haz (BS) y las lentes L4, L5 y L6. El diafragma D2 está conjugado con el plano de pupilas (por medio de las lentes L4 y L5) para poder así controlar porción del área pupilar a través de la cual se registra la luz de salida del ojo. Los diafragmas D1 y D2 se sitúan de forma que la proyección del objeto y el registro se realicen por zonas diferentes del área pupilar, de forma que se evite que la luz reflejada en las superficies oculares contribuya a la intensidad de la imagen registrada sobre la cámara o el detector. De esta forma, la estimación de la luz difundida no se ve afectada por la contribución de la retrodifusión, luz difundida “hacia atrás” en el camino de entrada de la luz en el ojo, lo que posibilita restringir el análisis a la difusión hacia adelante, o luz difundida “hacia adelante”, que es la componente de la luz difundida que está directamente relacionada con la pérdida de calidad visual (de Waard, et al. 1992).

La figura 4 muestra como la iluminación y el registro puede realizarse a través de porciones diferentes de la pupila del ojo. Los diafragmas podrían no ser necesariamente circulares: se puede conseguir el mismo efecto con otras formas como una máscara anular en la entrada y una circular central en la salida, siempre que los diafragmas sean diferentes y que no se solapen al proyectarse sobre la pupila.

La figura 5 muestra dos métodos diferentes para separar el área pupilar en dos porciones diferenciadas para la iluminación y el registro del objeto proyectado en retina. La figura 5a, muestra dos aperturas semicirculares, mientras que la figura 5b muestra una sub-apertura circular y un anillo concéntrico.

En referencia a la realización de la figura 3, el objeto extenso puede ser generado por un modulador de cristal líquido iluminado por una lámpara halógena de amplio rango espectral, y donde la luz generada por la fuente es colimada y homogeneizada por medio del colimador C y los difusores D. El filtro espectral F permite seleccionar el perfil espectral de la luz que incidirá en el ojo. La longitud de onda seleccionada es, preferentemente, de 400 nm a 700 nm, con una anchura de banda de 5 a 50 nm. La utilización de una fuente de amplio rango espectral, combinada con el uso de filtros u otros elementos capaces de seleccionar una determinada sección del rango espectral, permite realizar la estimación de la difusión intraocular con diferentes longitudes de onda de la luz incidente (del rojo al azul). Esta característica es especialmente relevante de cara al diagnóstico de las potenciales patologías responsables de un determinado nivel de difusión intraocular, puesto que el análisis de la relación entre el perfil de luz difundida y la longitud de onda incidente permite establecer hipótesis sobre el tipo de centros difusores responsables de la difusión intraocular en cada caso (Coppens, et al. 2005).

Las dimensiones del disco se controlan por medio de un modulador espacial computerizado. Una imagen del objeto es proyectada sobre la retina del ojo a través de las lentes L1, L2 y L3. El diafragma D1 se conjuga con la pupila del ojo (por medio de las lentes L2 y L3) para poder controlar así la porción de la pupila a través de la cual se proyecta el objeto hacia el fondo del ojo. La imagen del disco proyectado en retina puede ser registrada entonces usando un divisor de haz (BS) y las lentes L4, L5 y L6. El diafragma D2 está conjugado con el plano de pupilas (por medio de las lentes L4 y L5) para poder así controlar porción del área pupilar a través de la cual se registra la luz de salida del ojo. Los diafragmas D1 y D2 pueden situarse de forma que la proyección del objeto y el registro se realicen por zonas diferentes del área pupilar, de forma que se evite que la luz reflejada en las superficies oculares contribuya a la intensidad de la imagen registrada sobre la cámara o el detector.

Una serie de discos correspondientes a ángulos visuales que varían desde 0.01 a 10 grados se proyectan sobre la retina de manera secuencial. Se registra la intensidad en el centro de cada disco. La derivada de esta intensidad respecto al radio del disco es estimada numéricamente por el método de diferencias finitas. La derivada dividida por 2π veces el ángulo de cada disco es igual a la PSF del doble-paso en el ángulo correspondiente. Esto puede explicarse tomando la derivada de la ecuación 1 (donde la PSF es la auto correlación de la PSF del sistema, característica del doble-paso), resultando la ecuación 2:

$$PSF(\vartheta) = \frac{1}{2\pi\vartheta} \frac{dI_c(\vartheta)}{d\vartheta} \quad (\text{Ecuación 2})$$

La ecuación 1 puede aproximarse usando diferencias finitas según:

$$PSF(\vartheta_n) = \frac{1}{2\pi\vartheta_n} \frac{I_c(\vartheta_{i+1}) - I_c(\vartheta_i)}{\vartheta_{i+1} - \vartheta_i} \quad (\text{Ecuación 3})$$

donde ϑ_i son los radios de discos consecutivos y $\vartheta_n = (\vartheta_{i+1} + \vartheta_i) / 2$.

El promedio del valor de la PSF entre ángulos desde 0,5 hasta alrededor de 10° es una magnitud que caracteriza la difusión intraocular (CIE 135-1999).

Si fuera necesario, la PSF correspondiente al paso único a través de los medios oculares puede ser calculada numéricamente a partir de la correspondiente al doble paso y usando técnicas de deconvolución basadas en tratamiento de Fourier.

5 En otra realización el objeto extenso es una película traslúcida retroiluminada por LED como muestra la figura 6. La intensidad de la luz puede ser homogeneizada por los difusores D y el apropiado espaciado entre los diodos. La dimensión del disco generado puede controlarse por medio del número de los diodos concéntricamente iluminados. Una imagen del objeto es proyectada sobre la retina del ojo a través de las lentes L1, L2 y L3. El diafragma D1 se
10 conjuga con la pupila del ojo (por medio de las lentes L2 y L3) para poder controlar así la porción de la pupila a través de la cual se proyecta el objeto hacia el fondo del ojo. La imagen del disco proyectada en la retina puede ser registrada por medios como una cámara CCD o un fotodetector usando un divisor de haz (BS) y las lentes L4, L5 y L6. El diafragma D2 está conjugado con el plano de pupilas (por medio de las lentes L4 y L5) para poder así controlar porción del área pupilar a través de la cual se registra la luz de salida del ojo. Los diafragmas D1 y D2
15 pueden situarse de forma que la proyección del objeto y el registro se realicen por zonas diferentes del área pupilar, de forma que se evite que la luz reflejada en las superficies oculares contribuya a la intensidad de la imagen registrada sobre la cámara o el detector.

15 Iluminando de manera controlada diferentes distribuciones concéntricas de los LED, una serie de discos correspondientes a ángulos visuales que varían, preferentemente, desde 0,01 a 10 grados se proyectan sobre la retina. En la cámara o el detector se registra la intensidad en el centro de la imagen registrada de cada disco. Cada disco concéntrico de los LED está modulado a una determinada frecuencia, con objeto de poder discriminar su efecto en el posterior análisis de frecuencias. La contribución aislada de cada anillo sobre el área central registrada se extrae mediante el análisis espectral de la señal registrada.

20 El dispositivo de la invención presenta, de preferencia, medios para asegurar el correcto alineamiento del ojo respecto a la óptica del sistema y medios para sincronizar la fuente y el detector o cámara para evitar exposiciones innecesarias de la retina.

BIBLIOGRAFÍA

- P. M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goelz, P. Artal, J. Opt. Soc. Am. A, 17, 1388-1398 (2000). "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye".
- 5 J. F. Díaz-Doutón, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J.L. Güell, P. Artal, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 47, 1710-1716 (2006). "Comparison of the retinal image quality with a hartmann-shack wavefront sensor and a double-pass instrument".
- J. Santamaria, P. Artal, and J. Bescós, "Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method," J. Opt. Soc. Am. A 4, 1109-1114 (1987).
- 10 P. Artal, A. Benito, G. M. Pérez, E. Alcón, A. De Casas, J. Pujol, J. M. Marín, "An Objective Scatter Index Based on Double-Pass Retinal Images of a Point Source to Classify Cataracts ", PLoS ONE, 6(2) (2011).
- LN Thibos and X. Hong, "Clinical applications of the Shack–Hartmann aberrometer," Optom. Vision Sci. 76, 817–825 (1999).
- Datiles MB, Ansari RR, Reed GF. (2002) A clinical study of the human lens with a dynamic light scattering device. Exp Eye Res 74:93 9.
- 15 Vivino MA, Chintalagiri S, Trus B, Datiles M (1993) Development of a Scheimpflug slit lamp camera system for quantitative densitometric analysis. Eye 7: 791–798.
- Holladay JT, Prager TC, Trujillo J, Ruiz RS (1987) Brightness acuity test and outdoor visual acuity in cataract patients. J Cataract Refract Surg 13: 67–69.
- 20 J. Bailey, MA Bullimore (1991) A new test for the evaluation of disability glare. Optometry and Vision Science 68, 911-917.
- Van den Berg TJ, IJspeert, JK (1992) Clinical Assessment of Intraocular Stray Light. App. Opt. 31: 3694-3696.
- Franssen L, Coppens JE, van den Berg TJ (2006) Compensation comparison method for assessment of retinal straylight. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 47: 768-776.
- 25 Van den Berg TJ, van Rijn LJ, Michael R, Heine C, Coeckelbergh T, et al., (2007). Straylight effects with aging and lens extraction. Am. J. Ophthalmol. 144: 358-363.
- De Waard PW, IJspeert JK, van den Berg TJ, de Jong PT, (1992), Intraocular light scattering in age-related cataracts. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 33: 618-625.

REIVINDICACIONES

- 1.- Procedimiento de medición de la difusión ocular que comprende las etapas de:
- 5 a. proyectar secuencialmente sobre la retina imágenes procedentes de una fuente de luz extensa subtendiendo diferentes ángulos visuales correspondientes a distintas excentricidades de la retina; donde la fuente de luz extensa es un anillo de radio interno R_0 y de radio externo R ,
 - 10 b. registrar en una cámara o fotodetector la luz de salida mediante un divisor de haz (BS) y lentes después de que haya pasado dos veces a través del ojo; en el que un primer diafragma (D1) está conjugado con el plano de pupila antes de que la imagen se proyecte sobre la retina y un segundo diafragma (D2) está conjugado con el plano de pupilas antes de que la imagen se registre para controlar la porción del área pupilar a través de la cual se registra la luz de salida del ojo, de forma que la proyección de la fuente de luz y el registro se realicen en zonas diferentes del área pupilar;
 - c. calcular la intensidad en el centro de cada imagen registrada;
 - d. reconstruir la función de propagación de punto (PSF) de amplio campo para cada ángulo a partir de las intensidades anteriormente calculadas;
 - 15 e. calcular el promedio del valor de la PSF entre los ángulos.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que los ángulos visuales subtendidos varían de 0.01 a 10 grados.
3. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la dimensión de la imagen proyectada se controla mediante una apertura (A).
- 20 4. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en el que la etapa a. se realiza con una fuente de amplio rango espectral y posteriormente se realiza un análisis espectral de la señal registrada.
5. Procedimiento según la reivindicación 4, en el que se selecciona una longitud de onda entre 400 nm y 700 nm y un ancho de banda entre 5 nm y 50 nm con un filtro espectral.
- 25 6. Sistema optoelectrónico de doble paso que comprende una fuente de luz extensa configurada para proyectar secuencialmente sobre la retina imágenes, subtendiendo diferentes ángulos visuales correspondientes a distintas excentricidades de la retina; en el que la fuente de luz extensa es un anillo de radio interno R_0 y de radio externo R ,
- una cámara o fotodetector que comprende un divisor de haz y lentes configurados para registrar la luz de salida después de que haya pasado dos veces a través del ojo;
- 30 un primer diafragma (D1) conjugado con el plano de pupila antes de que la imagen se proyecte sobre la retina y un segundo diafragma (D2) conjugado con el plano de pupila antes de que la imagen se registre para controlar la porción del área pupilar a través de la cual se registra la luz de salida, de forma que la proyección de la fuente de luz y el registro se realicen en zonas diferentes del área pupilar;
- medios de programación para calcular la intensidad en el centro de cada imagen registrada;
- reconstruyendo la función de propagación de punto (PSF) de amplio campo para cada ángulo a partir de la intensidad calculada;
- 35 calculando el promedio del valor de la PSF entre los ángulos.
7. Sistema optoelectrónico de doble paso según la reivindicación 6, en el que la fuente de luz extensa es o un modulador de cristal líquido iluminado por una lámpara halógena de amplio rango espectral o una película traslúcida retroiluminada por LED.
- 40 8. Sistema según las reivindicaciones 6 o 7, que comprende además medios para alinear el ojo y medios para sincronizar la fuente y el fotodetector o cámara para evitar exposiciones innecesarias de la retina.

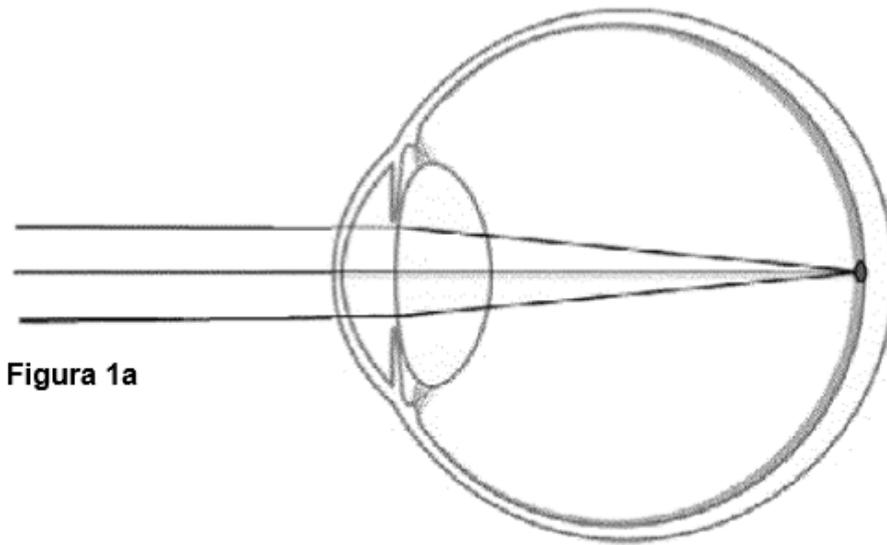


Figura 1a

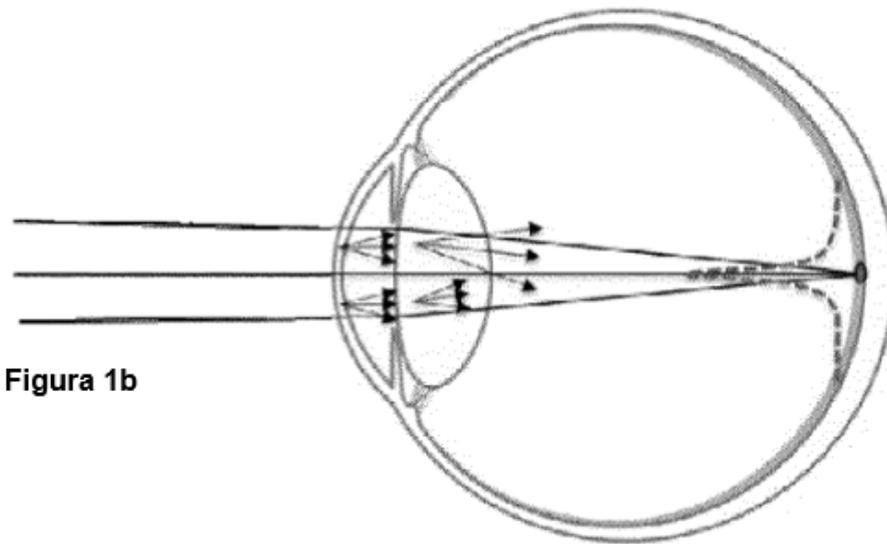


Figura 1b

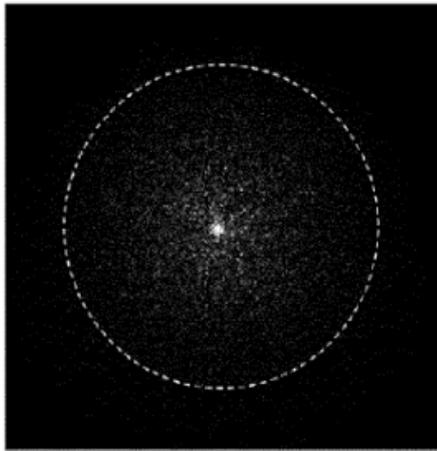


Figura 2a

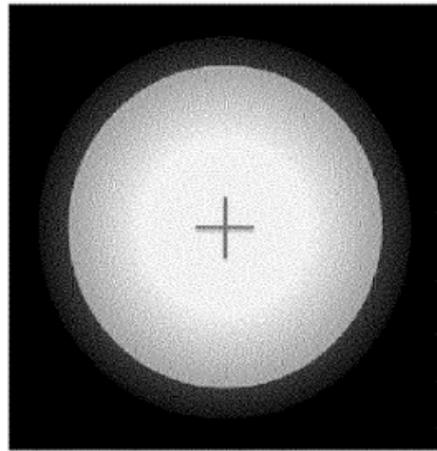


Figura 2b

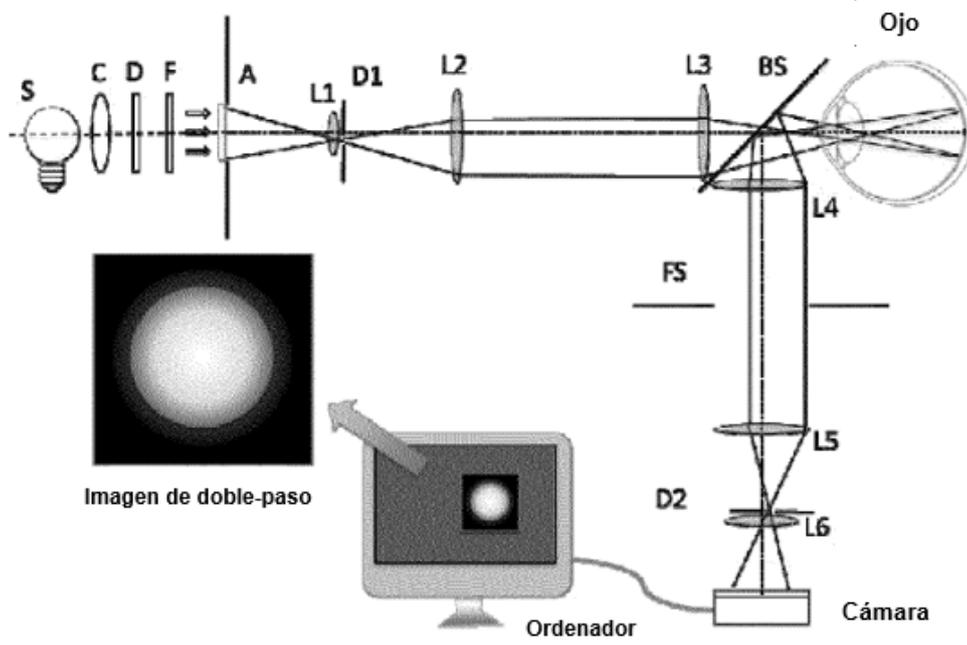


Figura 3

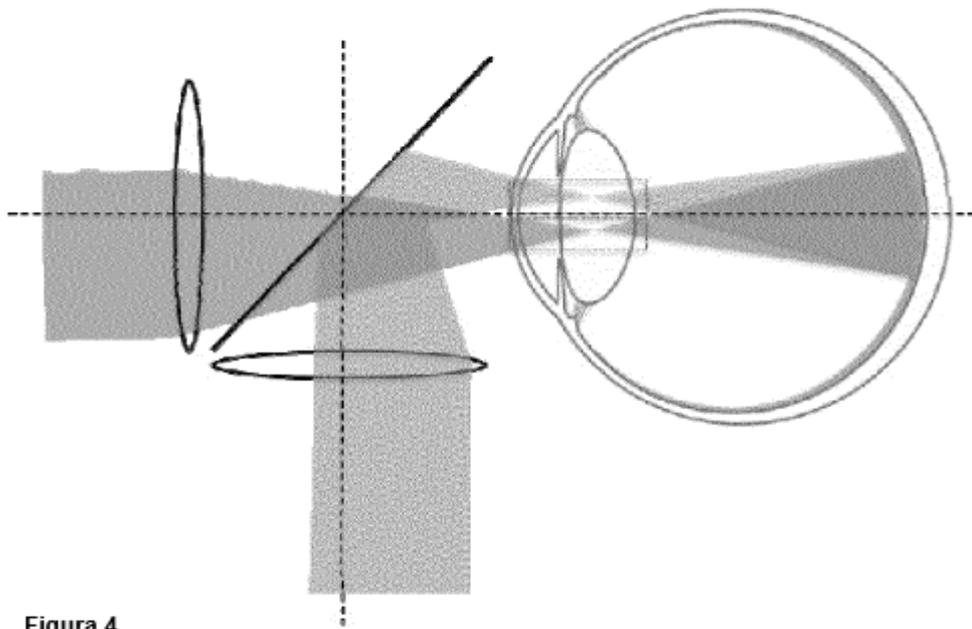


Figura 4

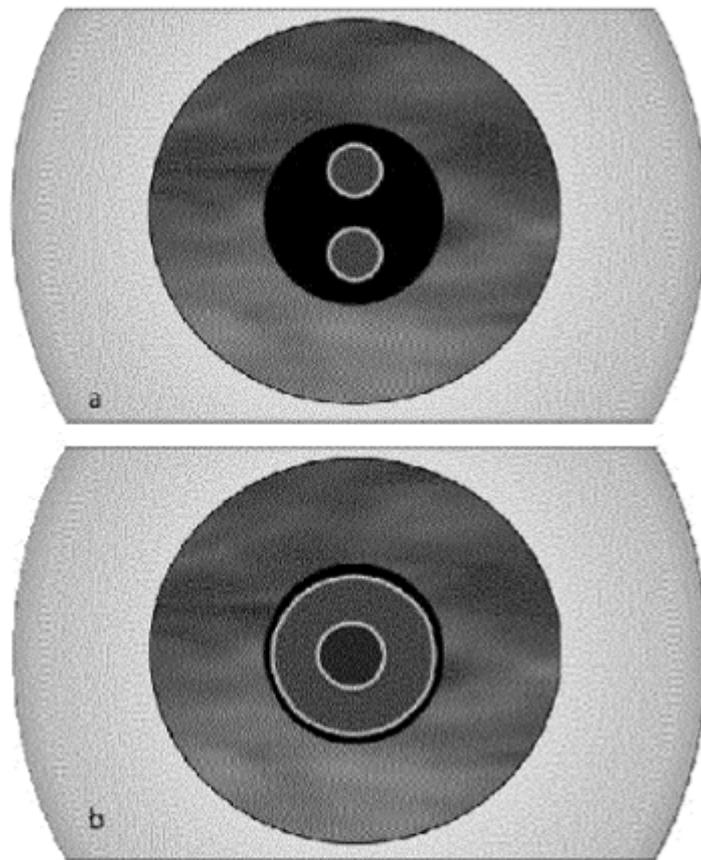


Figura 5

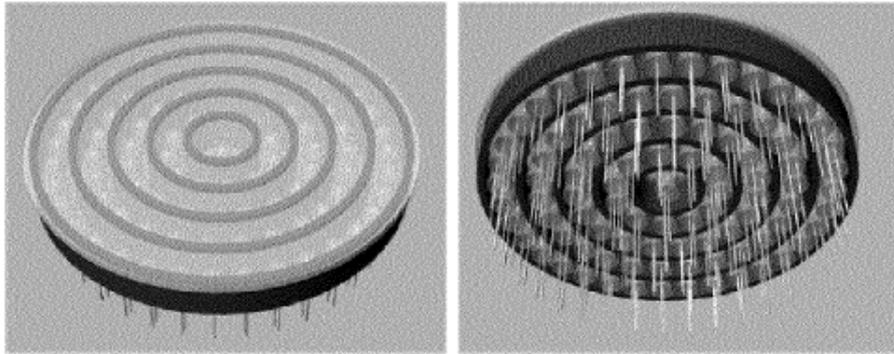


Figura 6