

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 663 338**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **03.05.2011 PCT/ES2011/070316**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.11.2011 WO11138487**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.05.2011 E 11777310 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.12.2017 EP 2567654**

54 Título: **Sistema y método de caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales utilizados para la corrección de defectos visuales**

30 Prioridad:

04.05.2010 ES 201000593

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

12.04.2018

73 Titular/es:

**UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
(100.0%)
C/ Jordi Girona 31
08034 Barcelona, ES**

72 Inventor/es:

**PUJOL RAMO, JAUME;
ÒSCAR LUQUE, SERGIO y
DÍAZ DOUTÓN, FERNANDO**

74 Agente/Representante:

TORNER LASALLE, Elisabet

ES 2 663 338 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

Sistema y método de caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales utilizados para la corrección de defectos visuales

- 5 Campo de la invención
- La invención que aquí se describe se encuadra dentro del campo de la Óptica Visual, la Oftalmología y la Optometría y se aplica a la caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales incluyendo en dicho término lentes intraoculares o de contacto, bifocales multifocales o progresivas, ablación corneal multifocal u otras configuraciones multifocales, utilizando una modificación en la denominada técnica del doble paso basada en la proyección de la imagen de un objeto puntual en la retina de un paciente, y el registro directo de la luz reflejada en ésta, tras el doble paso de la luz por los medios oculares.
- 15 La presente invención concierne en general a un sistema y un método para evaluación/caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales, apto para implementarse tanto in vivo como in vitro.

Antecedentes de la invención

- 20 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) describen la citada técnica del doble paso basada en la proyección de un haz de luz puntual 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)).

- La evaluación de la calidad óptica de las lentes intraoculares o las lentes de contacto multifocales in vitro puede hacerse utilizando sistemas de paso simple, que consisten en formar la imagen de un objeto sobre una cámara CCD previo paso de la luz por el medio multifocal (Artigas J.M, Menezo J.L, Peris C., Felipe A., Diaz-Llopis M., "Image quality with multifocal intraocular lenses and the effect of pupil size", *J Cataract Refract Surg* 2007; 33:2111-2117 2007, Pieh S., Fiala W, Malz A., Stork W., "In Vitro Strehl Ratios with Spherical, Aberration-Free, Average, and Customized Spherical Aberration-Correcting Intraocular Lenses" *Invest. Ophthalmol. Vis. Science* 50 1264-1270 (2009), Maxwell W.A., Lane S.S., Zhou F., "Performance of presbyopia-correcting intraocular lenses in distance optical bench tests" *J Cataract Refract Surg* 2009; 35:166-171). Para realizar estas medidas es necesario utilizar un ojo artificial donde se pueda colocar el sistema multifocal. En la actualidad existe la norma ISO 11979-2 [ISO 00], que da las directrices de cómo debe ser este ojo y que condiciones debe cumplir para poder realizar la medida.

- La técnica del doble paso con un diseño convencional en que el corrector de foco es el mismo en el primer y segundo paso ha sido utilizada para la evaluación de la calidad óptica en lentes intraoculares y lentes de contacto multifocales (Pujol, J.; Gispets, J.; Arjona, M. "Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens designs". *Ophthalmic Physiol Opt.*, 2003, vol. 23, núm. 4, p.347-60, Gispets, J.; Arjona, M.; Pujol, J. "Image quality in wearers of a centre distance concentric design bifocal contact lens". *Ophthalmic Physiol Opt.*, 2002, vol. 22, núm. 3, p. 221-33, P.Artal, S.Marcos, R.Navarro, I.Miranda, and M. Ferro, "Through focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses" *Opt. Eng.* 34, 772- 779 (1995), Fernández-Vega L., Madrid-Costa D., Alfonso J.F., Montés-Micó R., Poo-López A., "Optical and visual performance of diffractive intraocular lens implantation after myopic laser in situ keratomileusis" *J Cataract Refract Surg* 2009; 35:825-832, Castillo-Gómez A, Carmona-González D., Martínez-de-la-Casa J.M., Palomino-Bautista C., García-Feijoo J., "Evaluation of image quality after implantation of 2 diffractive multifocal intraocular lens models" *J Cataract Refract Surg* 2009; 35:1244-1250). Esta técnica puede utilizarse para realizar medidas in vivo e in vitro, no obstante tiene una limitación muy importante. En el primer paso, al formar la imagen de un objeto puntual sobre la retina ésta únicamente estará enfocada en una posición del corrector de foco (generalmente el correspondiente a visión de lejos), y al introducir cualquier otro desenfoque para evaluar otras condiciones de visión (por ejemplo visión de cerca) esta imagen se desenfocará en la retina del paciente y por lo tanto la imagen registrada sobre la cámara en el segundo paso se verá afectada por el desenfoque producido en el primer paso.

- La medida de las aberraciones oculares también ha sido utilizada para caracterizar la calidad óptica de las lentes intraoculares o de contacto multifocales (Jeong, T.M.; Menon, M.; Yoon, G. "Measurement of wave-front aberration in the soft contact lenses by use of a Shack-Hartmann wave-front sensor". *Applied Optics*, 2005, vol. 44, núm. 21, p. 4423-7, Martin, J.A.; Roorda, A. "Predicting and assessing visual performance with multizone bifocal contact lenses", *Optom. Vis. Sci.*, 2003, vol. 80, núm. 12, p.812-19, Peyre, C.; Fumery, L.; Gatinel, D. "Comparison of high-order optical aberrations induced by different multifocal contact lens geometries". *J Fr Ophthalmol.*, 2005, vol. 28, núm. 6, p. 599-604). Esta técnica también presenta importantes limitaciones. Por una parte, dependiendo de la configuración del sensor para la medida de las aberraciones oculares utilizado, puede presentar la misma limitación que la técnica del doble paso convencional debida al desenfoque de la imagen de un objeto puntual en la retina que se forma en el

primer paso de la luz a través del ojo. La otra limitación que presentan todos los sensores es debida a la dificultad de medir las aberraciones en zonas ópticas discontinuas como presentan las lentes intraoculares o lentes de contacto multifocales, especialmente las que presentan un diseño refractivo. De hecho esta dificultad o imposibilidad ha sido puesta de manifiesto en diferentes trabajos publicados (Charman W.N, Montés-Micó R., Radhakrishnan H., "Problems in the Measurement of Wavefront Aberration for Eyes Implanted With Diffractive Bifocal and Multifocal Intraocular Lenses", Journal of Refractive Surgery Volume 24 March 2008, Jendritza B.B., Knorz M.C, Morton S., "Wavefront-guided Excimer Laser Vision Correction After Multifocal IOL Implantation", Journal of Refractive Surgery Volume 24 March 2008).

Analizando la calidad de las imágenes obtenidas para diferentes desenfoques es posible determinar el rango en el que el paciente podrá percibir las de forma suficientemente nítida, que corresponde al rango de pseudoacomodación. En la solicitud WO209133224, de dos de los presentes inventores se describe un método y un sistema para la medida objetiva de la acomodación ocular en donde se utiliza asimismo la citada técnica del doble paso, para su implementación.

La solicitud de Patente EP-A1-1938745 divulga un aparato oftalmológico que puede realizar la observación, la fotografía y la captura de datos de imágenes de una imagen retinal clara con gran aumento por adición de una función de compensación de la aberración que corrige la aberración de frente de onda. El aparato oftalmológico incluye un primer dispositivo de enfoque dispuesto en una trayectoria óptica del sistema de imágenes para realizar el enfoque de la imagen de la retina del ojo según una propiedad refractiva del ojo, y un segundo dispositivo de enfoque dispuesto en la trayectoria óptica del sistema de imágenes para compensar la aberración esférica infinitesimal generada por el dispositivo de compensación de aberración después del ajuste por el primer dispositivo de enfoque.

Breve descripción de la invención

La invención está destinada a proporcionar un sistema de caracterización de la calidad óptica y el rango pseudoacomodativo de medios multifocales utilizados para la corrección de defectos visuales por análisis de imágenes retinianas en donde se utilizan unos dispositivos para la proyección de la imagen de un objeto puntual en la retina de un paciente, y unos dispositivos de registro directo de la luz reflejada en dicha retina tras el doble paso de la luz por los medios oculares, comprendiendo al menos un dispositivo corrector de enfoque que es atravesado por el haz de luz en su camino de acceso a la retina (camino de iluminación) y por el haz de luz reflejado en la retina (camino de registro).

De acuerdo con la propuesta de la invención se aporta un sistema con un primer dispositivo de corrección de enfoque intercalado en el camino del haz de luz conducido hacia la retina y un segundo dispositivo de corrección de enfoque, intercalado en el haz de luz reflejado en la retina, a conducir hacia los citados medios de registro, teniendo cada uno de dichos dispositivos de corrección de enfoque medios de control de su funcionamiento independientes, de manera que permita enfocar de manera diferenciada la imagen de una fuente puntual de luz en la retina del paciente a través de cualquiera de los focos de la lente intraocular y registrar la imagen de doble paso para diferentes desenfoques, que incluyan visión lejana y cercana, obtenidos con el segundo sistema de enfoque. Conforme a una realización de la invención dichos dispositivos de corrección de enfoque están formados por sendos optómetros motorizados que forman parte de un dispositivo oftalmoscópico de doble paso el cual incluye dos lentes y dos espejos con distancia relativa entre los mismos regulable. Sin embargo este mismo optómetro podría tener otras configuraciones como por ejemplo solo dos lentes con distancia variable entre las mismas.

En una realización alternativa se ha previsto que al menos uno de dichos dispositivos de corrección de enfoque del sistema propuesto está constituido por una lente de potencia variable.

El sistema dispone de medios que se indicarán en la descripción detallada que sigue para la presentación de un estímulo de fijación al paciente que se superpone al haz de luz incidente en la retina.

El sistema de la invención incluirá asimismo medios de visualización del ojo del paciente mediante un sistema de iluminación y de un sistema de formación de la imagen del ojo en un medio de registro tal como una cámara.

Con el fin de poder ajustar el sistema a diferentes valores del diámetro pupilar las pupilas de entrada y de salida del sistema óptico tienen un diámetro variable. Ambas pupilas están conjugadas con la pupila del ojo del paciente

Otras características de la invención, así como detalles acerca del método aparecerán a la luz de la descripción detallada que sigue, aportada a título de ejemplo no limitativo.

Breve descripción de los dibujos

En la Fig. 1 se muestra un diagrama de una posible construcción de un sistema conforme a la propuesta de esta invención, en donde los dispositivos de corrección de enfoque se han implementado en la forma de un optómetro motorizado comportando un par de espejos y unas lentes.

- 5 En la Fig. 2 se muestra un Ejemplo de una curva de desenfoque, apareciendo en abcisas las dioptrías aplicadas y en ordenadas el parámetro de calidad relativa para cada caso.

Explicación detallada de un Ejemplo de realización

- 10 En el diagrama de la Fig. 1 se aprecian unos medios para la proyección de la imagen de una fuente puntual de luz en la retina de un paciente, y unos medios de registro directo de la luz reflejada en dicha retina tras el doble paso de la luz por los medios oculares según los principios de la presente invención.

- 15 Se aprecia así, una fuente de luz puntual 10 y un primer dispositivo de corrección de enfoque 11, formado por un optómetro motorizado que incluye dos lentes L3, L4 y dos espejos E3, E4, con distancia relativa entre los mismos regulable, intercalado en el camino del haz de luz 12 colimado conducido hacia la retina 13, y un segundo dispositivo de corrección de enfoque 15, constituido por un optómetro motorizado que incluye dos lentes L5, L6 y dos espejos E6, E7, con distancia relativa entre los mismos regulable, intercalado en el haz de luz 14 reflejado en la retina 13, a conducir hacia una cámara 16 u otro medio de registro. Según la propuesta de esta invención cada uno de dichos dispositivos de corrección de enfoque 11, 15 dispone de medios de control de su funcionamiento independientes, de manera que permita enfocar la fuente puntual de luz 10 en la retina 13 del paciente a través de cualquiera de las focales de la lente intraocular y al mismo tiempo introducir cualquier desenfoque en el camino de registro.

- 20 Alternativamente, y aunque no se ha representado se indica que dichos dispositivos de corrección de enfoque comprenden únicamente dos lentes con distancia variable entre las mismas o una lente de potencia variable.

Se aprecia igualmente en la figura que se han previsto medios 17 para la presentación de un estímulo de fijación al paciente que se superpone al haz 12 que se enfoca hacia la retina 13.

- 30 Igualmente se integran en el sistema medios 18 de visualización del ojo del paciente mediante un sistema de iluminación (LI) y un dispositivo de formación de la imagen del ojo en un medio de registro (CCD1).

- 35 El sistema integra unas pupilas de entrada 19 y salida 20 del sistema óptico de diámetro variable. Ambas pupilas están conjugadas con la pupila del ojo del paciente

- 40 El método según la invención consiste en un procedimiento de caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales basado en el análisis de imágenes retinianas por la proyección de la imagen de una fuente puntual de luz en la retina de un paciente, y el registro directo de la luz reflejada en dicha retina tras el doble paso de la luz por los medios oculares, caracterizado por aplicar al menos una etapa de corrección de enfoque tanto en el camino de iluminación como en el de registro .

- 45 Conforme a la invención se proponen dos etapas de corrección de enfoque, independientes dispuestas, una primera de ellas, sobre el haz de luz del camino de iluminación y, la segunda, sobre el haz de luz reflejado que ha de registrarse, proporcionando un enfoque asimétrico y la exploración de los dos focos, de visión cercana y de visión lejana, y cualquier foco correspondiente a la visión intermedia.

- 50 Analizando la calidad de la imagen retiniana obtenida para los diferentes focos es posible obtener la curva de desenfoque del medio multifocal, representando un parámetro de calidad óptica frente al valor del desenfoque (Figura 2). A partir de esta curva es posible determinar el rango en que el paciente percibe las imágenes de forma suficientemente nítidas o rango de pseudoacomodación.

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Sistema de caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales utilizados para la corrección de defectos visuales, aplicable a lentes intraoculares o de contacto bifocales, multifocales o progresivas, ablación multifocal u otras configuraciones multifocales, que integra
- unos medios para la proyección de la imagen de una fuente (10) puntual de luz en la retina (13) de un paciente; y
- 10 - unos medios (16) de registro directo de la luz reflejada en dicha retina (13) tras un doble paso de la luz por los medios oculares,
- caracterizado porque comprende:
- 15 - un primer dispositivo (11) de corrección de enfoque intercalado en el camino de un haz de luz (12) colimado emitido desde dicha fuente puntual de luz y conducido hacia la retina (13); y
- un segundo dispositivo (15) de corrección de enfoque, intercalado en el haz de luz (14) reflejado en la retina (12), a conducir hacia los citados medios de registro,
- 20 teniendo cada uno de dichos dispositivos de corrección (11, 15) de enfoque medios de control de su funcionamiento independientes, de manera que permita enfocar la fuente (10) puntual de luz de manera diferenciada en la retina (13) del paciente a través de cualquiera de las focales de la lente intraocular y al mismo tiempo introducir cualquier desenfoque en el camino de registro, incluyendo la visión cercana y lejana.
- 25 2.- Sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque dichos dispositivos (11, 15) de corrección de enfoque comprenden sendos optómetros motorizados que incluyen dos lentes (L3, L4), (L5, L6) y dos espejos (E3, E4), (E6, E7) con distancia relativa entre los mismos regulable que forman parte de un dispositivo oftalmoscópico de doble paso.
- 30 3.- Sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque dichos dispositivos (11, 15) de corrección de enfoque comprenden únicamente dos lentes con distancia variable entre las mismas que forman parte de un dispositivo oftalmoscópico de doble paso.
- 35 4.- Sistema según la reivindicación 1, caracterizado porque al menos uno de dichos dispositivos (11, 15) de corrección de enfoque comprende una lente de potencia variable que forma parte de un dispositivo oftalmoscópico de doble paso.
- 40 5.- Sistema según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por incluir unos medios (17) para la presentación de un estímulo de fijación al paciente que se superpone al haz que se enfoca en la retina (13).
- 6.- Sistema según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por incluir unos medios (18) de visualización del ojo del paciente mediante un sistema de iluminación (LI) y de un sistema de formación de la imagen del ojo en un medio de registro (CCD1).
- 45 7.- Sistema según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende unas pupilas de entrada (19) y de salida (20) del sistema óptico de diámetro variable, estando ambas pupilas en un plano conjugado con la pupila del ojo del paciente.
- 50 8 – Método de caracterización de la calidad óptica y del rango pseudoacomodativo de medios multifocales utilizados para la corrección de defectos visuales, mediante análisis de imágenes retinianas de lentes intraoculares o de contacto bifocales, multifocales o progresivas, ablación multifocal u otras configuraciones multifocales, por análisis de imágenes retinianas comprendiendo dicho método la proyección de la imagen de una fuente (10) puntual de luz en la retina (13) de un paciente, y el registro directo de la luz reflejada en dicha retina (13) tras el doble paso de la luz por los medios oculares, caracterizado por comprender al menos una etapa de corrección de enfoque tanto en el camino de iluminación como en el de registro, siendo dichas etapas de corrección realizadas independientemente una de la otra.
- 55 9.- Método según la reivindicación 8, caracterizado por comprender dos etapas de corrección de enfoque, independientes que se realizan una primera de ellas sobre el haz de luz (12) del camino de iluminación y la segunda sobre el haz de luz (14) reflejado en la retina (13), que ha de registrarse, proporcionando un enfoque asimétrico y la exploración de los dos focos, de visión cercana y de visión lejana, y cualquier foco correspondiente a la visión intermedia.
- 60 10.- Método según la reivindicación 8, caracterizado por aplicar medios (17) para la presentación de un estímulo de fijación al paciente que se superpone al haz proyectado en la retina (13).
- 65

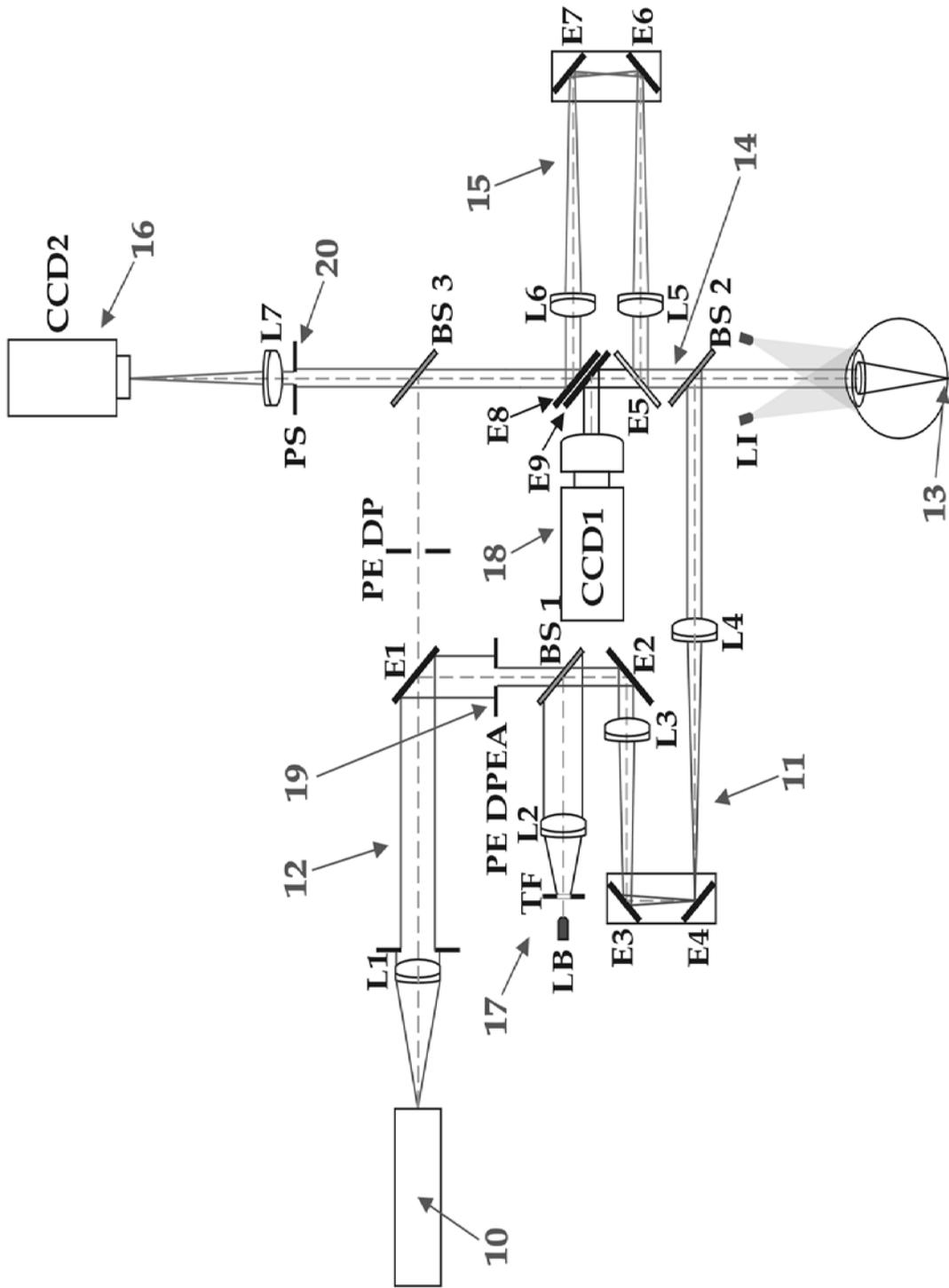


Figura 1

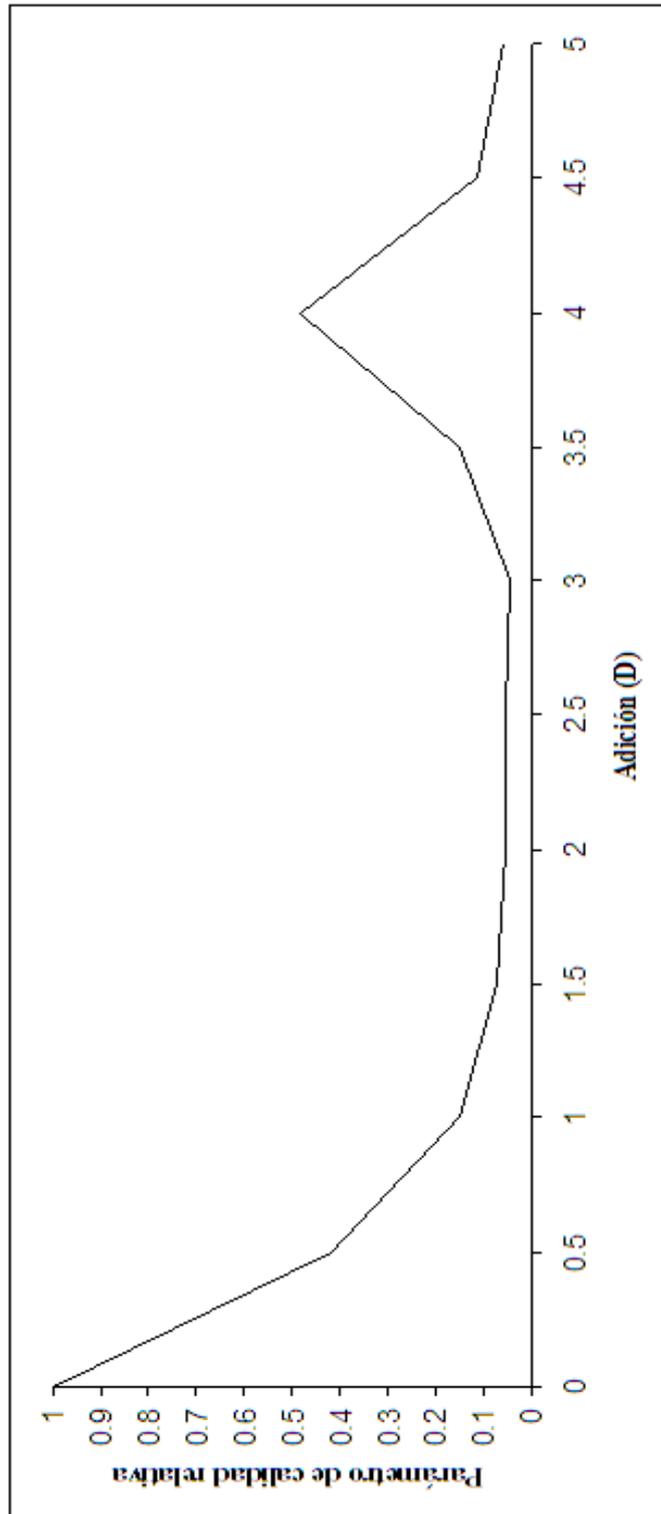


Figura 2