

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 321 776**

21 Número de solicitud: 200600739

51 Int. Cl.:
A61B 3/10 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación: **17.03.2006**

43 Fecha de publicación de la solicitud: **10.06.2009**

Fecha de la concesión: **22.03.2010**

45 Fecha de anuncio de la concesión: **07.04.2010**

45 Fecha de publicación del folleto de la patente:
07.04.2010

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

72 Inventor/es: **Pujol Ramo, Jaume y
Díaz-Douton, Fernando**

74 Agente: **No consta**

54 Título: **Dispositivo y método para la medida de las aberraciones oculares basado en un sensor de curvatura.**

57 Resumen:

Dispositivo y método para la medida de las aberraciones oculares basado en un sensor de curvatura.

Sensor de curvatura aplicado al ojo para determinar las aberraciones oculares. El instrumento utiliza como núcleo un sistema oftalmoscópico de doble paso que permite registrar sobre una cámara CCD de forma consecutiva o simultánea dos imágenes en planos ligeramente desplazados con respecto al plano pupilar. A partir de estas dos imágenes, se obtiene una imagen que corresponde al contraste entre ambas como la diferencia de intensidades dividido por la suma de intensidades punto a punto. De esta imagen de contraste se calcula la función aberración de onda.

ES 2 321 776 B1

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo y método para la medida de las aberraciones oculares basado en un sensor de curvatura.

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. En este campo las aplicaciones más importantes van orientadas a estudios sobre el envejecimiento del sistema visual, la detección precoz y mejora de diagnóstico de patologías y el seguimiento de pacientes sometidos a cirugía refractiva o lentes de contacto.

Antecedentes de la invención

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 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. Diaz-Douton, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J.L. Guell, P. Artal. "Comparison of the retinal image quality obtained with a Hartmann-Shack sensor and a double-pass instrument", *Inv. Ophthalm. Vis. Sci.*, (aceptado)).

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 tras su corrección 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. Los primeros presentan los inconvenientes típicos de este tipo de métodos, como son el requerimiento de la participación activa y prolongada del observador, su complejidad y tediosidad además que pueden estar influenciados por otros factores no inherentes a la calidad óptica del ojo. Un intento de medida subjetiva de las aberraciones oculares fue el llamado aberroscopio subjetivo (H.C. Howland, B. Howland, "A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, 67, 1508-1518 (1977)). El sujeto percibe la imagen de una malla colocada entre dos lentes cilíndicas de ± 5 D con ejes cruzados a 45° , dibujando la malla percibida. Las distorsiones de ésta eran analizadas, llegando a estimar los coeficientes de hasta el cuarto orden del desarrollo de Taylor. Presentaba todos los inconvenientes de un método subjetivo, y en consecuencia estos métodos no son los más adecuados para su uso en un entorno clínico en que se requiere rapidez y precisión.

En los últimos años se han desarrollado diversos sistemas objetivos para la determinación de las aberraciones oculares. Los más comúnmente utilizados son los basados en el sensor de Hartmann-Shack (J. Liang, B. Grimm, S. Goetz and J.F. Bille, "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor", *J. Opt. Soc. Am. A*, 11, 1949-1957 (1994), P.M. Prieto, F. Vargas-Martin, S. Golez and P. Artal, "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, 17, 1388-1398 (2000)) o en el trazado de rayos (ray-tracing) (R. Navarro, M. A. Losada, "Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye", *J. Opt. Soc. Am. A*, 11, 1949-1957 (1997)). Ambos se basan en una medida directa de la pendiente local del frente de ondas, realizando un muestreo en diferentes posiciones de la pupila. En el caso del sensor de Hartmann-Shack el muestreo se realiza simultáneamente para todos los puntos de la pupila, con una estructura fija determinada por la geometría y tamaño del array de microlentes utilizado, mientras que en el caso del ray tracing el muestreo es secuencial pudiendo cambiar el número de puntos de la pupila que van a testarse. Con todos estos datos se puede recuperar la forma del frente de ondas, mediante un ajuste no lineal a un desarrollo en polinomios, utilizándose de manera mayoritaria, la base de polinomios de Zernike (D. Malacara, *Optical Shop Testing* (2ª ed.), John Wiley & Sons Inc., New York (1992)).

En la actualidad existen diversos instrumentos basados en estas técnicas que son utilizados clínicamente. Sin embargo estas técnicas presentan importantes limitaciones. Una primera limitación, reside en el hecho de que el orden de aberración que puede ser alcanzado en la reconstrucción del frente de onda depende del número de microlentes o el número de puntos que abarque la pupila del sujeto. En general, es necesario un número de muestreos considerablemente más alto que el de polinomios de Zernike que se desee evaluar, para garantizar que los algoritmos de ajuste funcionen correctamente. Por lo tanto, para conseguir una estimación lo más fiel posible, es necesario que el tamaño de microlente sea muy reducido o la densidad de puntos de muestreo sobre la pupila sea muy alta. Con la tecnología actual, es factible alcanzar orden 6 o 7 de Zernike, siendo estimaciones de orden superior no muy fiables.

Otra limitación la constituye el reducido rango dinámico para cada una de las aberraciones. Como ejemplo, en el caso del sensor de Hartmann-Shack, la máxima aberración detectable viene determinada por aquella en la que la imagen correspondiente a una microlente se forma en la zona en la que se espera la imagen de una microlente vecina (fenómeno comúnmente referido como cross-talk). Dicho límite depende tanto del tamaño como de la distancia focal de las microlentes, de forma tal que si se requiere un alto grado de sensibilidad, como es el caso de las medidas en ojo humano, no es posible medir una aberración de magnitud muy alta.

En los últimos años también se han desarrollado técnicas para la corrección dinámica en tiempo real de las aberraciones oculares utilizando sistemas de óptica adaptativa. La idea consiste en medir mediante uno de los sensores descritos anteriormente las aberraciones del ojo y corregirlas mediante la utilización por ejemplo de un espejo deformable. Hasta el momento se han obtenido importantes resultados en medidas de laboratorio. (E.J. Fernández, I. Iglesias, P. Artal, "Closed-loop adaptive optics in the human eye", *Opt. Lett.*, **26**, 746-748 (2001), N. Doble, G.Y. Yoon, L. Chen, P. Bierden, B. Singer, S. Oliver, D.R. Williams, "Use of a microelectromechanical mirror for adaptive optics in the human eye", *Opt. Lett.*, **27**, 1537-1539 (2002), E.J. Fernández, P. Artal, "Membrane deformable mirror for adaptive optics: performance limits in visual optics", *Opt. Express*, **11**, 1056-1069 (2003)).

En este contexto es sin duda ventajoso proponer un nuevo dispositivo y método para la medida de las aberraciones oculares basado en un sensor de curvatura, que sea fácilmente adaptable a instrumentación de tipo clínico y que permita superar las principales limitaciones de los sistemas existentes hasta el momento. En efecto el nuevo dispositivo y método presentados permite medir aberraciones de más alto orden y con un mayor rango dinámico. Además podrá ser más fácilmente aplicable a los sistemas de óptica adaptativa para la corrección de aberraciones oculares debido a la correlación directa entre la señal del sensor y la curvatura de los espejos deformables.

Descripción de la invención

La presente invención se refiere a un aparato (sensor de curvatura aplicado al ojo) y un método objetivo de medida de la aberración ocular a partir de los registros obtenidos con el sensor de curvatura. El método aquí presentado se basa en la recuperación de la función aberración de onda ocular, a partir de los cambios locales en intensidad de dos imágenes obtenidas en planos perpendiculares a la dirección de propagación de la luz ligeramente desplazados. La medida es objetiva y no requiere la participación activa del sujeto.

El instrumento utiliza como núcleo un sistema oftalmoscópico de doble paso. Las dos imágenes en planos ligeramente desplazados con respecto al plano pupilar pueden obtenerse de forma consecutiva, mediante el desplazamiento de alguno de los elementos que constituyan el sistema y que permita enfocar las imágenes en estos planos o bien de forma simultánea. En este caso el instrumento debe incorporar un sistema que desdoble la luz procedente del ojo en el segundo paso para poder registrar las imágenes correspondientes a los dos planos ligeramente desplazados con respecto al plano pupilar sobre el elemento de registro (cámara CCD). Teniendo en cuenta que el ojo es un sistema vivo y dinámico el registro simultáneo de las dos imágenes proporciona una mayor robustez al instrumento.

A partir de estas dos imágenes, se obtiene una imagen que corresponde al contraste entre ambas como la diferencia de intensidades dividido por la suma de intensidades punto a punto. De esta imagen de contraste se calcula la función aberración de onda.

Un primer aspecto de la invención se refiere a un dispositivo para la medida de las aberraciones oculares basado en un sensor de curvatura, caracterizado porque comprende:

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

Una unidad analizadora de la luz reflejada en la retina que puede comprender:

Un sistema de desplazamiento que permita obtener imágenes en dos planos ligeramente desplazados con respecto al plano pupilar.

Un sistema desdoblador de la luz que separa la luz proveniente de la retina en dos haces distintos con diferencia de camino óptico entre ellos y que permita el registro simultáneo de las imágenes de los dos planos ligeramente desplazados. Primeros medios de registro para registrar una imagen de entrada para cada uno de los dos planos ligeramente desplazados.

ES 2 321 776 B1

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

una fuente de luz puntual;

5 un sistema colimador;

un diafragma circular que realizará la función de pupila de entrada del sistema un test de fijación. La existencia del test de fijación permite un mayor confort para el paciente y en consecuencia puede facilitar las medidas.

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

El sistema desdoblador de la luz puede contener:

15 Un separador de haz para que una parte del haz pueda transmitirse y la otra reflejarse; tres espejos para variar el camino óptico de la parte de haz que se ha reflejado en el separador de haz y situarlo paralelo a la parte del haz que ha sido transmitida por el separador de haz.

20 Los medios de registro pueden comprender detectores de imagen para registrar una imagen de un plano ligeramente desplazado respecto al plano pupilar del ojo.

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

25 El dispositivo de la invención puede además comprender primeros medios de enfoque que comprenden una primera lente fija y una segunda lente móvil para conjugar un plano de interés del sistema óptico a medir con el plano de registro de la imagen.

30 El dispositivo de la invención puede además comprender segundos medios de enfoque configurados para permitir una corrección de foco variando la distancia entre la primera lente y la segunda lente de forma manual y de forma automática.

35 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 obtener la función aberración de onda del ojo mediante el dispositivo de la invención.

40 Con el instrumento de esta invención, a partir de los cambios locales en intensidad de las dos imágenes obtenidas en planos perpendiculares a la dirección de propagación de la luz ligeramente desplazados que son registradas por el instrumento, es posible determinar la función aberración de onda del ojo en todo tipo de aplicaciones de interés en Oftalmología como evaluación de la calidad visual con la edad o tras cirugía refractiva.

45 **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 aberración ocular basado en un sensor de curvatura.

Figura 2. Esquema del sistema desdoblador.

55 Figura 3. Dos imágenes ligeramente desenfocadas correspondientes a un ojo real.

Figura 4. Variación en la intensidad en dos planos diferentes para un frente de ondas únicamente afectado por desenfoco.

60 Figura 5. Ejemplos de señales del sensor de curvatura (abajo) para diferentes frentes de onda simples (arriba). a) Desenfoco, b) astigmatismo primario, c) coma, d) trifoil, e) aberración esférica de 4° orden, f) astigmatismo secundario.

65 Figura 6. Esquema del algoritmo utilizado para la recuperación del frente de onda a partir de la señal *S* del sensor de curvatura.

ES 2 321 776 B1

Figura 7. Señales del sensor y estimación del frente de onda para dos ojos reales, el primero con una aberración baja (a) y el segundo con una aberración alta (b).

Descripción de una realización preferida de la invención

5

La invención que aquí se describe proporciona un método objetivo para la determinación de las aberraciones oculares basado en un sensor de curvatura. Este dispositivo permite superar las limitaciones más importantes de otros sensores utilizados para la medida de las aberraciones oculares.

10

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 colima con una lente convergente (2) y pasa a través de un diafragma (3) antes de reflejarse en un espejo giratorio (4), pasar a través de dos divisores de haz (5,7) reflejarse en un espejo (6) para entrar en el ojo (8).

15

El espejo giratorio (4) 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.

20

El haz de entrada tiene un diámetro de 1 mm, limitado por una apertura circular fija (3). 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 (8). 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.

25

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 380 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.

30

La óptica ocular hace que la luz que incide sobre el ojo (8) converja sobre la retina y se forme la imagen de un punto luminoso. Parte de la luz que llega a la retina es absorbida y parte es reflejada de vuelta. Una cámara CCD (9) registra dicha luz. Para formar la imagen se utiliza un sistema afocal formado por dos lentes (10 y 11). En la invención aquí descrita la distancia focal de las lentes es $f_{10} = 75$ mm, $f_{11} = 25.4$ mm. Estas focales pueden ser diferentes de las aquí utilizadas, pero siempre teniendo en cuenta que el sistema debe ser afocal y que la relación entre focales determinará el aumento lateral del sistema y en consecuencia determinará el tamaño de la imagen sobre la cámara CCD.

35

En el camino de salida el haz pasa a través de los divisores de haz (5, 7 y 16), se refleja en los espejos (6, 12, 13, 14 y 15) y pasa a través de las lentes 17 y 18. Además también pasa a través de un sistema desdoblador (19) que será descrito más adelante y cuya estructura aparece mas detallada en la Figura 2.

40

Los espejos (12) y (13) están montados sobre un soporte móvil formando un sistema que permite la corrección de la ametropía esférica del paciente, denominado corrector de foco (25). Esta basado en la variación de camino óptico entre la primera lente (17) y la segunda (18). 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.

45

Para poder observar y alinear la pupila del paciente con el haz de entrada se utiliza un sistema auxiliar de control pupilar formado por el divisor de haz (7) y una cámara CCD (20). El objetivo (21) forma la imagen de la pupila en la cámara. En la invención aquí descrita la focal utilizada para el objetivo ha sido de 8 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 esta. Para poder visualizar esta imagen el dispositivo incorpora una fuente de infrarrojo (22). 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.

50

Para facilitar la fijación del paciente se utiliza un test de fijación (23) que consiste en una letra cuyo tamaño corresponda a una agudeza visual 20/20. Este objeto es colimado mediante la lente (24) 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 el divisor de haz (16) y el espejo (14) se introduce en el sistema corrector de foco para que el paciente pueda verlo nítido. A partir de la lámina separadora (5) 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 del mismo ayuda sobretodo a evitar efectos acomodativos y movimientos oculares no deseados.

60

Para poder capturar las dos imágenes al mismo tiempo hemos desarrollado un sistema desdoblador (19) que desdobra la luz que proviene del ojo en dos haces y que está esquematizado en detalle en la figura 2. Una lámina divisora de

haz (191) transmite una parte del haz que llega al desdoblador y refleja otra parte. El haz reflejado es redirigido por los espejos (192, 193, 194) de forma que se obtienen a la salida del sistema dos haces paralelos. En el sistema desarrollado la lámina separadora de haz utilizada refleja el 50% de la luz incidente y transmite el 50% restante. Pueden utilizarse láminas con otras características, siempre teniendo en cuenta que esta lámina va a determinar el porcentaje de energía de las imágenes que se registrarán en la cámara CCD (9). La separación entre haces en el sistema desarrollado es de 10 mm, con una diferencia de camino óptico de 33 mm. Por lo tanto enfocando la cámara CCD (9) mediante el sistema formado por las lentes (10 y 11) en un plano 16.5 mm anterior al plano de enfoque del haz transmitido, obtendremos dos imágenes desenfocadas de la pupila en la misma captura, una en la parte derecha de la imagen y otra en la parte izquierda como se muestra en la Figura 3.

Otra posibilidad para captar las imágenes simultáneamente es utilizar una lámina divisora de haz y dos cámaras CCD de forma que la imagen que se registre en cada una de ellas corresponda a planos ligeramente desplazados de la pupila.

Las dos imágenes también pueden registrarse de forma consecutiva una después de la otra. En este caso deberá preverse la posibilidad de desplazar alguno o algunos de los elementos que forman el dispositivo para poder variar el plano de enfoque sobre el sistema de registro. En concreto, la captura de forma consecutiva se puede conseguir mediante un desplazamiento de la cámara CCD (9), o del sistema afocal que forma la imagen sobre ella (lentes 10 y 11), o de ambos en conjunto (9, 10 y 11). Teniendo en cuenta que el ojo es un sistema vivo y dinámico captar las imágenes de forma simultánea da una mayor robustez al dispositivo.

Las imágenes se registran utilizando una cámara CCD (9). El plano de la CCD está conjugado con el plano de interés (ligeramente desplazamiento respecto al plano pupilar). 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.

El funcionamiento detallado de la invención es el siguiente.

El sensado de curvatura se basa en el análisis de los cambios locales de intensidad en planos perpendiculares a la dirección de propagación de la luz, según esta viaja a través de su camino óptico. Un frente de onda plano mantendrá una distribución de intensidad constante independientemente del plano en que se mida, no sucediendo lo mismo con un frente aberrado, como muestra en la figura 4. Estos cambios de intensidad vienen dados, por la Ecuación de Transporte de Irradiancia (ITE):

$$k \frac{\partial}{\partial z} I(\mathbf{r}, z) = -\nabla [I(\mathbf{r}, z) \nabla \varphi(\mathbf{r}, z)] \quad (1)$$

que relaciona la variación de intensidad en un punto dado \mathbf{r} de un plano z con la propia intensidad y con la fase φ en ese punto.

Consideremos dos planos (P_1 y P_2), como los que aparecen en la figura 4, separados en ambos sentidos una distancia Δz de un plano P_0 . Si en este plano intermedio la intensidad es constante para todos los puntos ($I(\mathbf{r}, z_0) = I_0$), la ITE se simplifica a:

$$\frac{k}{I_0} \frac{\partial}{\partial z} I(\mathbf{r}, z) = -\left[\nabla^2 + \delta(b) \frac{\partial}{\partial \mathbf{n}} \right] \varphi(\mathbf{r}, z) \quad (2)$$

donde ∇^2 se corresponde con el operador laplaciano, $\delta(b)$ es una función delta de Dirac definida en el borde de la señal, $\partial/\partial \mathbf{n}$ es la derivada en la dirección de propagación de la luz. Así mismo, si la variación de intensidad es pequeña, es posible asumir una aproximación de primer orden de ésta, es decir:

$$\frac{\partial}{\partial z} I(\mathbf{r}, z_0) \approx \frac{I(\mathbf{r}, z_1) - I(\mathbf{r}, z_2)}{2 \Delta z} \quad (3)$$

A partir de (3) se puede llegar a:

$$\frac{I(\mathbf{r}, z_1) - I(\mathbf{r}, z_2)}{I(\mathbf{r}, z_1) + I(\mathbf{r}, z_2)} = -\frac{\Delta z}{k} \left[\nabla^2 \varphi(\mathbf{r}, z_0) + \delta(b) \frac{\partial}{\partial \mathbf{n}} \varphi(\mathbf{r}, z_0) \right] \quad (4)$$

ES 2 321 776 B1

El primer miembro de la expresión resultante se corresponde con el contraste punto a punto entre las imágenes en los dos planos desplazados. Dicho contraste se considera la señal del sensor, refiriéndolo como $S(\mathbf{r})$ de aquí en adelante. Capturando dos imágenes en planos simétricamente desplazados en torno al plano de pupila, la ecuación 4 describe la relación entre S y la fase en el plano de pupila ($\varphi(\mathbf{r}, z_0)$).

5

En la figura 5 se muestra el aspecto de la señal del sensor para varios frentes de onda simples.

La estimación de la fase a partir de la ecuación 4 pasa por la resolución de un laplaciano con condiciones de frontera de Neumann. El método usado se basa en las propiedades de las transformadas de Fourier. En el espacio de Fourier, el operador laplaciano (∇^2) se corresponde con un producto por el cuadrado de la frecuencia angular (ω^2). De esta forma, por medio de una transformada de Fourier, su división por ω^2 , y aplicando al resultado la transformada inversa, es posible hallar una magnitud incógnita a partir de su laplaciano. En la figura 6 se esquematiza el algoritmo implementado.

15 A partir de las dos imágenes, la señal del sensor se halla determinando el contraste punto a punto entre ellas, definiéndose su borde para cálculos posteriores. Se aplica entonces el cálculo de Fourier que hemos descrito, multiplicando el resultado por $-k/\Delta z$. Se obtiene así una primera estimación del frente de onda. Dado que el término de primer orden de la ecuación 4 no ha sido tenido en cuenta, esta estimación de la fase será incorrecta.

20 Para solucionarlo, se computa la derivada en x e y de la fase en una banda estrecha alrededor del borde de la señal, imponiendo entonces que $\partial\varphi/\partial\mathbf{n} = 0$ en esa banda. Esto satisface las condiciones de frontera de Neumann.

A continuación se halla el laplaciano de esta fase modificada, por medio del cálculo de Fourier inverso al aplicado anteriormente, obteniendo por lo tanto una nueva S . Finalmente, la señal original es restituida dentro de los límites del borde definido al principio, con lo que S será igual a la original, excepto en su zona más externa. Este algoritmo itera hasta que converge a una solución de la fase dentro de un error que se prefija, considerándose como correcta.

30 El registro de la CCD (I) contiene ambas imágenes de pupila, una a la derecha y otra a la izquierda, por lo que en primer lugar se procede a separarlas (I_1, I_2). Hecho esto, se ha de detectar el borde de las imágenes, anulando los píxeles con información desechable. Esto se consigue aplicando un método de umbralización automática de la imagen, basado en el denominado algoritmo de Otsu (N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms", IEEE Trans. Systems, Man & Cybernetics **9**, 62-66 (1979)), siendo aplicable cualquier otro método de umbralización automática. Posteriormente se aplica un algoritmo de erosión con objeto de eliminar pequeños efectos de borde. Se obtienen así las imágenes que finalmente son tratadas (I_1^*, I_2^*). El contraste pixel a pixel entre éstas es la señal del sensor (S).

A continuación, se separa dicha señal en dos zonas diferentes: la zona externa (ZE, que se corresponde con aquellos píxeles en los que la señal tome un valor +1 o -1), y la zona de solape (ZS, en la que la señal toma valores entre -1 y +1). La primera posee información acerca de la deformación de las imágenes debida a las aberraciones oculares, mientras que la segunda contiene la información de la curvatura del frente de onda. El procesado de la zona de solape (ZS) aplicando el cálculo de Fourier descrito anteriormente, proporciona la medida correcta de todos aquellos modos del desarrollo en serie de polinomios de Zernike de la aberración de onda que posean una curvatura no nula, esto es, aquellos modos con índices de Zernike n y m diferentes. Esto es así si previamente se ha eliminado el efecto del reflejo corneal, como se verá más adelante. En el caso de los modos con $n = m$, el procesado se realiza de forma separada a la zona externa (ZE), tratándola como si se correspondiese como información de curvatura (aplicando el cálculo de Fourier descrito), a pesar de que no lo es. De esta forma, se obtiene el resultado correcto para estos modos, siendo esto solamente válido separando la señal en dos zonas de la forma que hemos explicado, y no si se considera la señal de forma global. El procesado descrito acorta significativamente el tiempo de cómputo con respecto a algoritmos previamente desarrollados (F. Roddier, C. Roddier, "Wavefront reconstruction using iterative Fourier transforms", Appl. Opt. **30**, 1325-1327 (1991)), al no ser necesaria la implementación de cálculos iterativos.

55 En la zona de solape, el reflejo corneal y otros artefactos presentes en las imágenes (como se puede comprobar en la figura 3) pueden degradar seriamente la estimación. Para compensar su efecto, se ha desarrollado un método consistente en la anulación de los píxeles afectados por estos factores. La identificación de las zonas a anular se lleva a cabo computando el valor medio y la desviación estándar de los valores de intensidad de las imágenes, considerando que no contienen información útil aquellos valores mayores que la media más la desviación estándar por un factor 1.3, o menores que la media más la desviación estándar por un factor 1.3. Este factor 1.3 puede ser variado dependiendo de la configuración concreta del sistema de registro de las imágenes. Anulando estas zonas, se obtiene una nueva zona de solape a tratar ($ZS_{\text{sin ref}}$).

60

El siguiente proceso es la recuperación de fase en sí, por medio de la transformada de Fourier de cada zona de la señal, su división entre ω^2 , y la transformación inversa de resultado, multiplicando el resultado por $-k/\Delta z$. Se obtienen así las superficies de fase en cada caso ($\varphi_{ZE}, \varphi_{ZS}$), procediéndose seguidamente al ajuste a serie de polinomios de Zernike de dichas superficies (Z_{ZE}, Z_{ZS}).

65

Por último, es necesario llevar a cabo una compensación de los coeficientes obtenidos en el procesado de la zona externa (modos $n = m$). Esto es debido a que el algoritmo descrito proporciona un valor de dichos modos a partir de la deformación de las imágenes, y ésta también se ve afectada por los modos con $n \neq m$. La compensación se efectúa por

ES 2 321 776 B1

medio de las relaciones de pendientes en el borde de la pupila entre el polinomio con $n = m$ que se quiera compensar y cada uno de los modos con $n \neq m$ que lo afectan (aquellos con el mismo m). Estas relaciones se multiplican, en cada caso, por el valor de dichos modos con $n \neq m$, sumando estos productos y restando el resultado al valor del modo con $n = m$ obtenido del procesado de la zona externa. Los coeficientes determinados por medio de esta compensación ($Z_{ZE \text{ Comp}}$), se unen al resultado del procesado de la zona de solape (Z_{ZS}) para formar el conjunto de coeficientes finales (Z_{Total}).

En la figura 7 se muestra la estimación del frente de onda a partir de las señales del sensor para un ojo con poca aberración (Figura 7.a) y para un ojo con aberración elevada (Figura 7.b).

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

ES 2 321 776 B1

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de medida de las aberraciones oculares determinando la función aberración de onda **caracterizado** porque comprende:

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

Una unidad analizadora de la luz reflejada en la retina que comprende:

Un sistema desdoblador (19) de la luz que separa la luz proveniente de la retina en dos haces distintos con diferencia de camino óptico entre ellos, de forma que puedan registrarse de manera simultánea las imágenes de dos planos ligeramente desplazados con respecto al plano pupilar.

Primeros medios de registro (9) para registrar una imagen de entrada para cada uno de los dos planos ligeramente desplazados.

2. Dispositivo de medida de las aberraciones oculares determinando la función aberración de onda **caracterizado** porque comprende:

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

Una unidad analizadora de la luz reflejada en la retina que comprende:

Un sistema de desplazamiento para formar la imagen de dos planos ligeramente desplazados con respecto al plano pupilar sobre el sistema de registro.

Primeros medios de registro (9) para registrar una imagen de entrada para cada uno de los dos planos ligeramente desplazados.

3. El dispositivo de la reivindicaciones 1 y 2, **caracterizado** porque

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

una fuente luz puntual (1);

un sistema colimador (2);

un diafragma circular que realizará la función de pupila de entrada del sistema (3)

un test de fijación (23) que facilita la medida.

4. El dispositivo de la reivindicación 3, **caracterizado** porque el sistema desdoblador de la luz (19) contiene todos los elementos ópticos necesarios para situar dos haces a la salida y con una diferencia de camino óptico.

5. El dispositivo de la reivindicación 3, **caracterizado** porque el sistema desdoblador (19) contiene:

al menos un separador de haz (191) para que una parte del haz pueda transmitirse y la otra reflejarse;

un número de espejos necesario (192, 193, 194) para variar el camino óptico de la parte de haz que se ha reflejado en el separador de haz y situarlo paralelo a la parte del haz que ha sido transmitida por el separador de haz.

6. El dispositivo de la reivindicación 3, **caracterizado** porque el sistema desdoblador contiene:

Un separador de haz (191) para que una parte del haz pueda transmitirse y la otra reflejarse;

tres espejos (192, 193, 194) para variar el camino óptico de la parte de haz que se ha reflejado en el separador de haz y situarlo paralelo a la parte del haz que ha sido transmitida por el separador de haz.

7. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 4, 5, 6 **caracterizado** porque los medios de registro (6) comprenden detectores de imagen para registrar una imagen de un plano ligeramente desplazado respecto al plano pupilar del ojo.

8. El dispositivo de la reivindicación 7 **caracterizado** porque además comprende una pluralidad de separadores de haz (4, 5, 7, 16) y una pluralidad de espejos (4, 6, 12, 13, 14, 15).

9. El dispositivo de la reivindicación 7 **caracterizado** porque además comprendede cuatro separadores de haz (4, 5, 7, 16) y seis espejos (4, 6, 12, 13, 14, 15).

ES 2 321 776 B1

10. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 3-9 **caracterizado** porque además comprende primeros medios de enfoque que comprenden una primera lente fija (17) y una segunda lente móvil (18) para conjugar un plano de interés del sistema óptico a medir con el plano de registro de la imagen.

5 11. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 3-10 **caracterizado** porque además comprende segundos medios de enfoque (25) configurados para permitir una corrección de foco variando la distancia entre la primera lente (17) y la segunda lente (18) de forma manual y de forma automática.

10 12. El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 3-11 **caracterizado** porque comprende un sistema para visualizar la pupila del sujeto compuesto por un sistema de iluminación (22) y un sistema de registro constituido por un detector de imagen (20).

15 13. Un método para determinar la función aberración de onda mediante el dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1-12.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

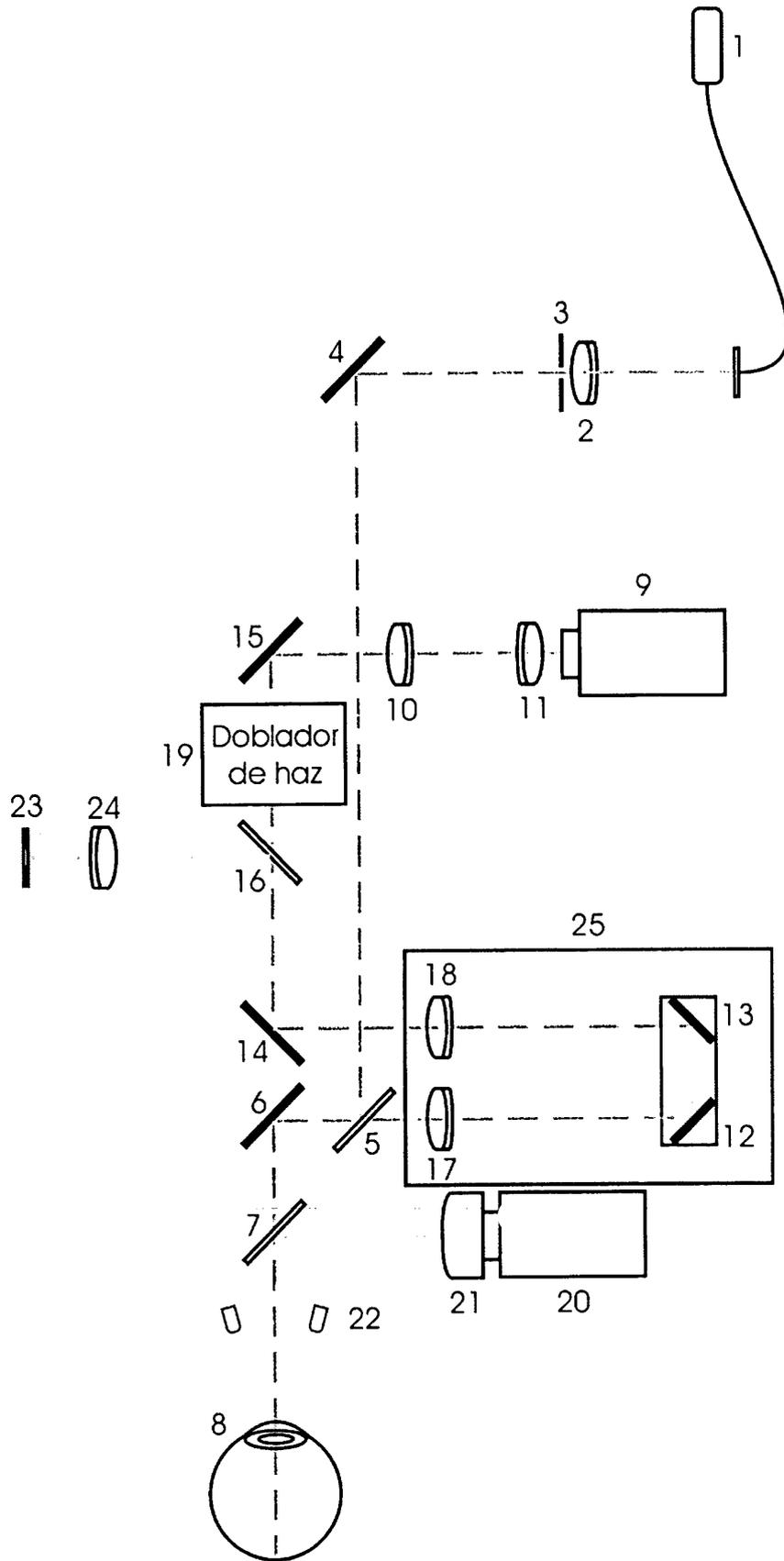


Figura 1.

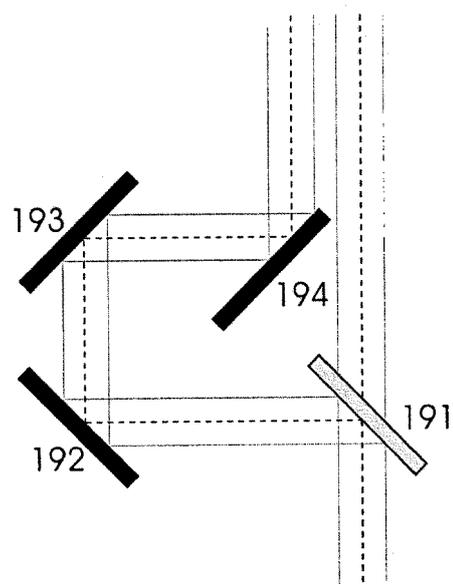


Figura 2.

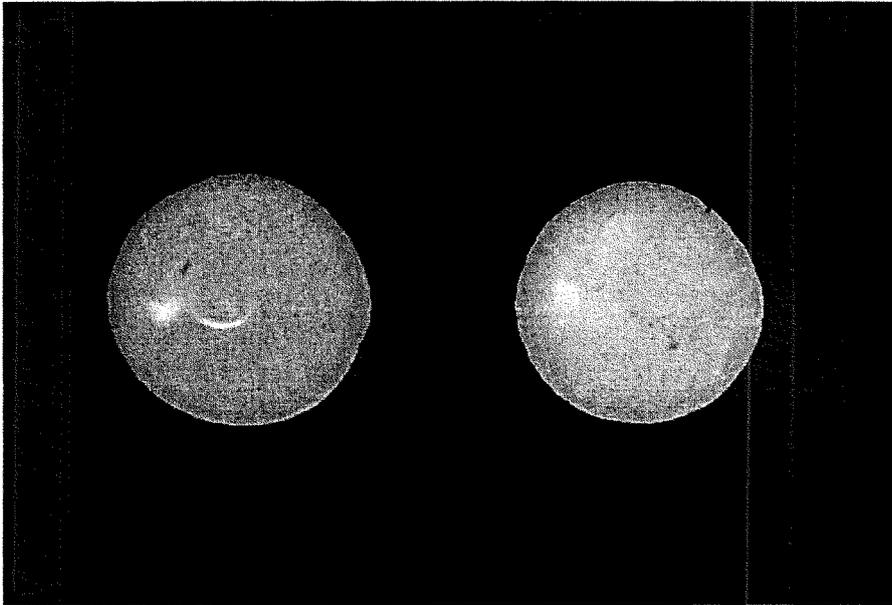


Figura 3.

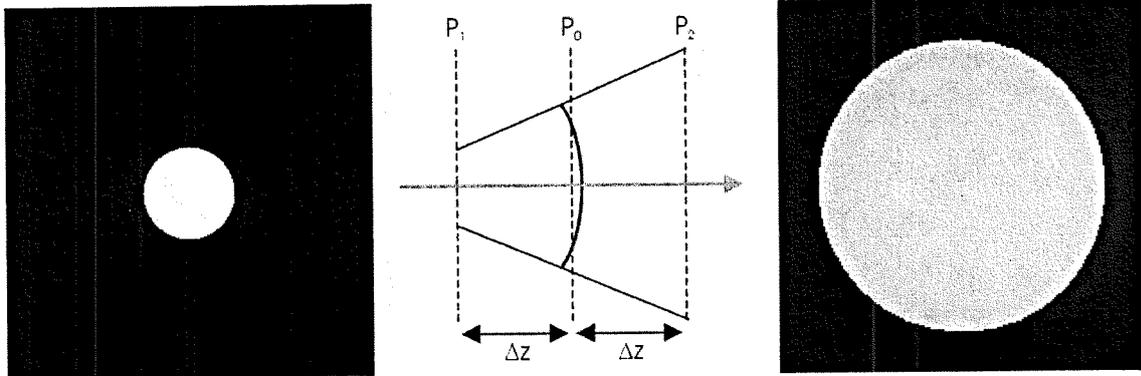


Figura 4.

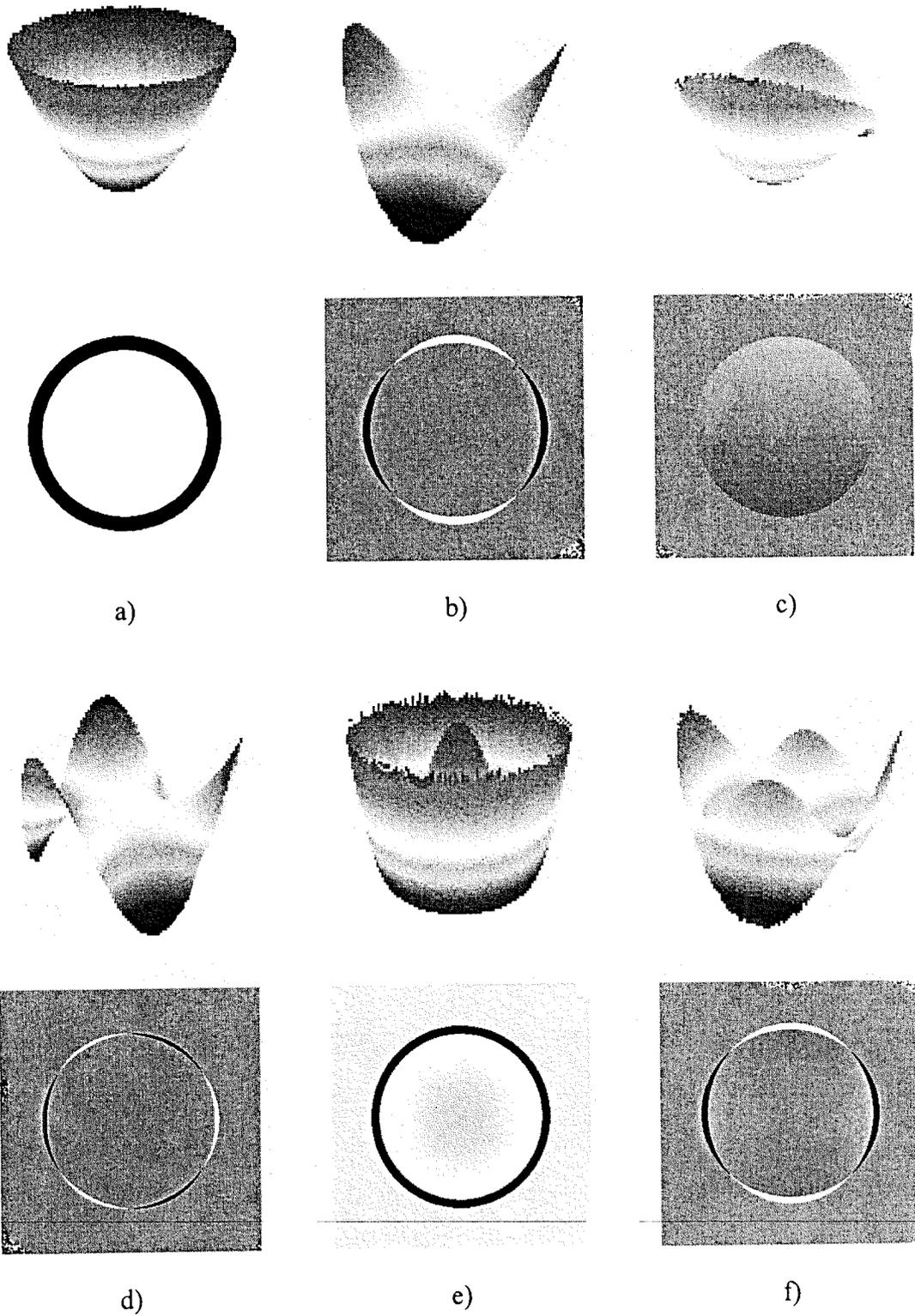


Figura 5.

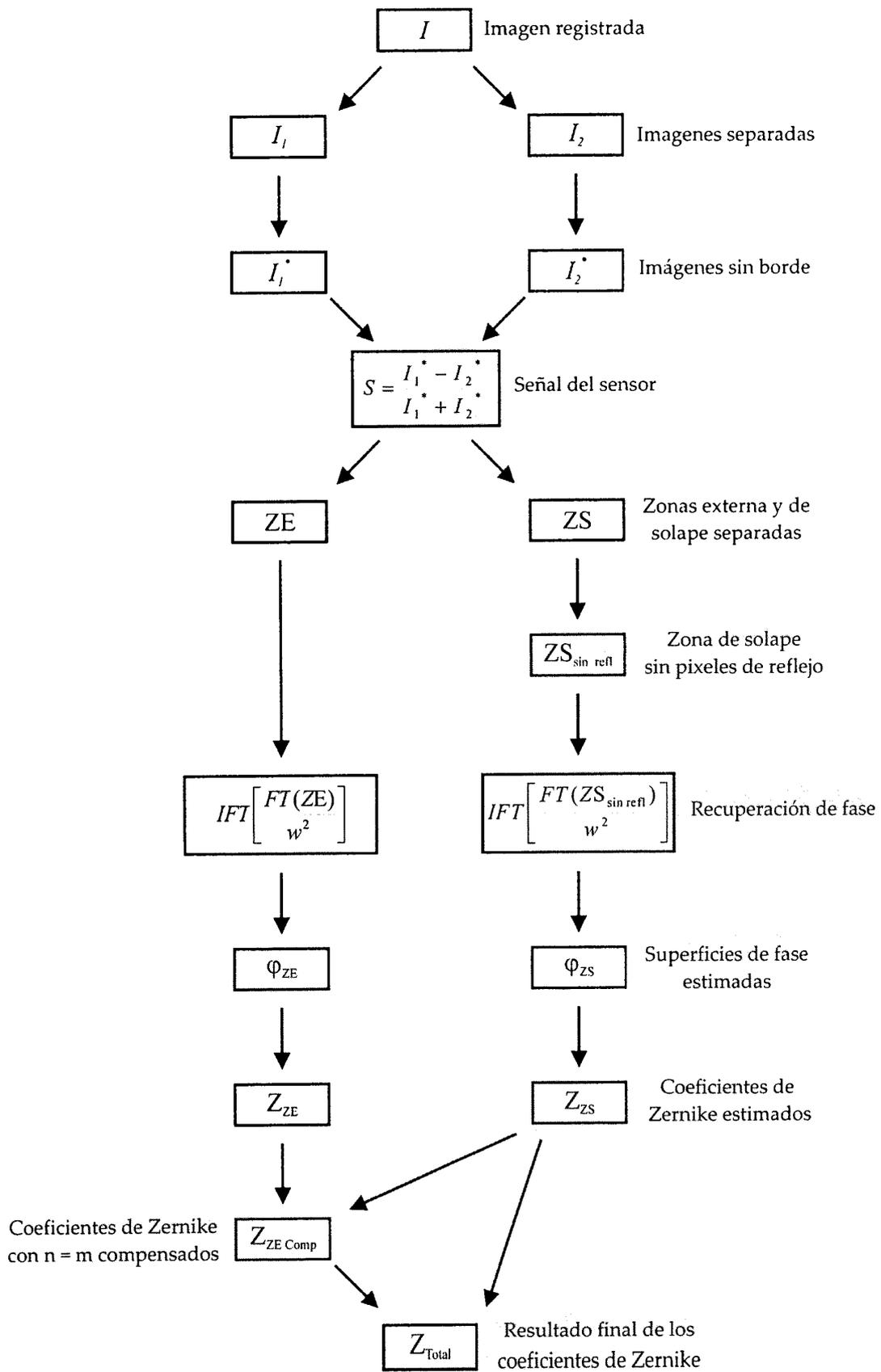


Figura 6.

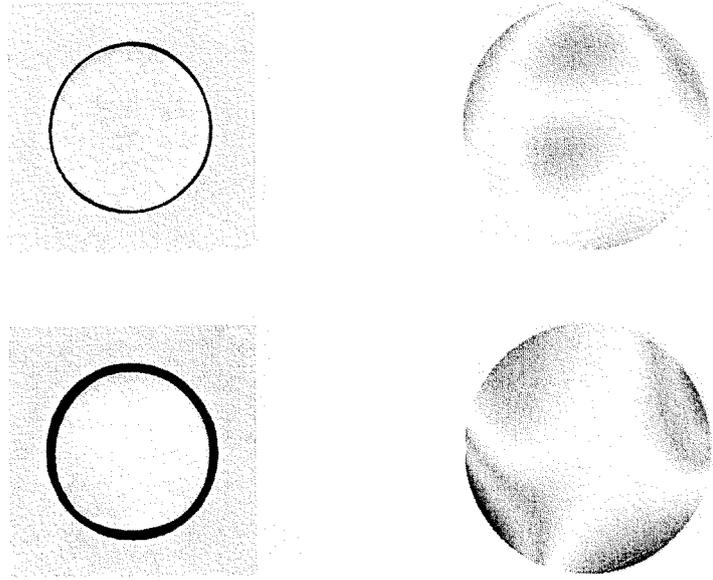


Figura 7.



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 321 776

② Nº de solicitud: 200600739

③ Fecha de presentación de la solicitud: 17.03.2006

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: **A61B 3/10** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	LETFULLIN R R et al. "Double-pass measurement of human eye aberrations: limitations and practical realization", Proceedings of the SPIE-The International Society for Optical Engineering, 2004, Vol. 5572, nº 1, páginas 340-348.	1-13
A	MORENO-BARRIUSO E at al. "Laser Ray Tracing versus Hartmann-Shack sensor for measuring optical aberrations in the human eye", Journal of the Optical Society of America, junio 2000, Vol. 17, nº 6, páginas 974-985.	1-13
A	WO 02058548 A1 (AOPTIX TECHNOLOGIES INC.) 01.08.2002, todo el documento.	1-13
A	US 2004189942 A (YOON) 30.09.2004, todo el documento.	1-13
A	US 2003169403 A (CURATU) 11.09.2003, todo el documento.	1-13
A	US 2004156015 A (CAMPBELL) 12.08.2004, todo el documento.	1-13

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 nº:

Fecha de realización del informe

27.05.2009

Examinador

A. Cardenas Villar

Página

1/1