

(12) SOLICITUD INTERNACIONAL PUBLICADA EN VIRTUD DEL TRATADO DE COOPERACIÓN EN MATERIA DE PATENTES (PCT)

(19) Organización Mundial de la Propiedad Intelectual  
Oficina internacional



(10) Número de Publicación Internacional  
**WO 2012/146811 A1**

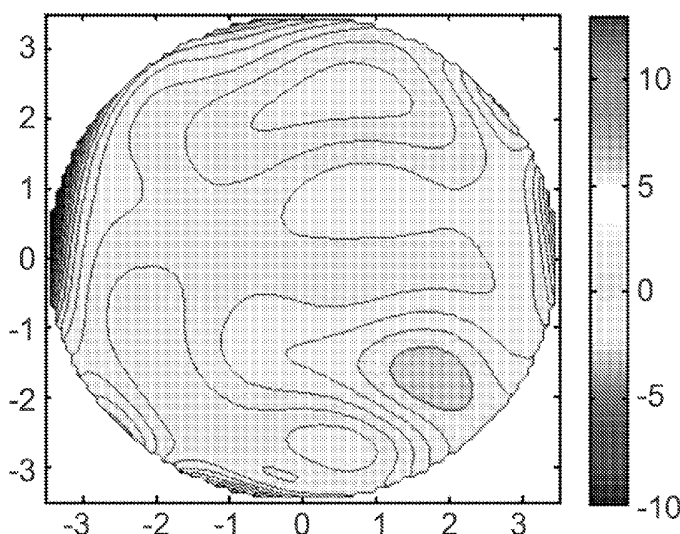
(43) Fecha de publicación internacional  
1 de noviembre de 2012 (01.11.2012) **WIPO | PCT**

- (51) Clasificación Internacional de Patentes:  
*G06T 5/00* (2006.01) *A61B 6/02* (2006.01)
- (21) Número de la solicitud internacional:  
PCT/ES2012/070185
- (22) Fecha de presentación internacional:  
21 de marzo de 2012 (21.03.2012)
- (25) Idioma de presentación: español
- (26) Idioma de publicación: español
- (30) Datos relativos a la prioridad:  
P201130685 29 de abril de 2011 (29.04.2011) ES
- (71) Solicitante (para todos los Estados designados salvo US):  
**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS (CSIC)** [ES/ES]; Serrano, 117, E-28006 Madrid (ES).
- (72) Inventores; e
- (75) Inventores/Solicitantes (para US solamente): **ORTIZ EGEA, Sergio** [ES/ES]; Instituto de Óptica, Serrano, 121, E-28006 Madrid (ES). **MARCOS CELESTINO, Susana** [ES/ES]; Instituto de Óptica, Serrano, 121, E-28006 Madrid (ES). **SIEDLECKI, Damian** [PL/ES]; Instituto de Óptica, Serrano, 121, E-28006 Madrid (ES).
- (74) Mandatario: **UNGRIA LÓPEZ, Javier**; Avenida Ramón y Cajal, 78, E-28043 Madrid (ES).
- (81) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL,

[Continúa en la página siguiente]

(54) Title: METHOD FOR CALIBRATING AND CORRECTING THE SCANNING DISTORTION OF AN OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY SYSTEM

(54) Título : PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN Y CORRECCIÓN DE LA DISTORSIÓN DE BARRIDO DE UN SISTEMA DE TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA



**FIG. 3b**

(57) Abstract: Method for calibrating and correcting the scanning distortion of an optical coherence tomography system. Method for calibrating and correcting the scanning distortion of any optical coherence tomography system by using reference patterns and obtaining mathematical relationships between the positions of the reference points in a reference pattern and the local coordinates of said reference points, which coordinates are obtained by means of said optical coherence tomography system.

(57) Resumen: Procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de cualquier sistema de tomografía de coherencia óptica, mediante el uso de patrones de referencia y la obtención de relaciones matemáticas entre las posiciones de los puntos de referencia en un patrón de referencia y las coordenadas locales de dichos puntos de referencia obtenidas mediante el citado sistema de tomografía de coherencia óptica.

WO 2012/146811 A1

**WO 2012/146811 A1** 

---

PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, **Publicada:**  
CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, — *con informe de búsqueda internacional (Art. 21(3))*  
TG).

**PROCEDIMIENTO DE CALIBRACIÓN Y CORRECCIÓN DE LA  
DISTORSIÓN DE BARRIDO DE UN SISTEMA DE TOMOGRAFÍA DE  
COHERENCIA ÓPTICA**

**OBJETO DE LA INVENCIÓN**

5           La presente invención, tal y como se expresa en el enunciado de esta memoria descriptiva se refiere a un procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de sistemas de tomografía de coherencia óptica.

10           La presente invención supone una mejora de la técnica de tomografía de coherencia óptica, en cuanto a que la aplicación del procedimiento descrito en la invención permite la obtención de una topografía cuantitativa bidimensional y tridimensional de  
15 superficies a partir de imágenes de tomografía de coherencia óptica. El procedimiento es aplicable a cualquier sistema de tomografía de coherencia óptica cuyo sistema de barrido esté basado en un sistema de escáner de dos ejes.

20           La presente invención supone una mejora del estado de la técnica, al permitir la cuantificación de imágenes obtenidas mediante técnicas de tomografía de coherencia óptica, y la obtención de mapas topográficos de superficies en general, y de superficies oculares en  
25 particular, con ventajas sobre técnicas alternativas existentes.

          En consecuencia, el objetivo de la presente invención es proporcionar un procedimiento para la corrección de la distorsión de cualquier sistema de  
30 tomografía de coherencia óptica, mediante el uso de patrones de referencia y la obtención de relaciones matemáticas entre las posiciones de los puntos de referencia en un patrón de referencia y las coordenadas

locales de dichos puntos de referencia obtenidas mediante el citado sistema de tomografía de coherencia óptica.

La presente invención se refiere, en general, al campo de los sistemas de captura de imágenes, y en particular, a los sistemas de tomografía de coherencia óptica.

### **ANTECEDENTES DE LA INVENCION**

La tomografía de coherencia óptica, OCT, (Huang, D. et al., 1991. Optical coherence tomography. Science 254:1178-1181) es una técnica interferométrica que permite obtener las diferencias de camino óptico entre superficies. Un escáner de barrido lateral de una muestra permite obtener una colección de interferogramas (A-scans) que forman una imagen de la sección transversal de la muestra (B-Scan). Un barrido en dos direcciones (x e y) permite obtener una colección de B-scans y construir una imagen tridimensional de la muestra. La resolución axial de la técnica se encuentra en el orden de las micras (Povazay, B. et al. 2002. Submicrometer axial resolution optical coherence tomography. Opt. Lett. 27:1800) y viene determinada por el ancho de banda espectral de la fuente (típicamente se utilizan diodos superluminiscentes, aunque en también se utilizan láseres de femtosegundos o fuentes de barrido). Los interferogramas se pueden obtener en el dominio temporal, cambiando físicamente la longitud del brazo de referencia, o en el dominio de frecuencias: espacialmente (dominio frecuencial espacial (Fercher A. F. et al., "Measurement of Intraocular Distances by Backscattering Spectral Interferometry." Optics Communications 1995,117:43-48)) o temporalmente (dominio frecuencial temporal (Chinn, S.R. et al. (1997). Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source. Opt.

Lett., 22, 340-342)) codificadas mediante un espectrómetro o barriendo la frecuencia de la fuente.

El aumento de la velocidad de adquisición de datos en los sistemas OCT (de hasta 150.000 A-scans/s) ha permitido la captura de imágenes tridimensionales en tiempos inferiores a 1 segundo. La alta resolución axial (2-20  $\mu\text{m}$ ) y lateral (del orden de 100  $\mu\text{m}$ ) confiere a la tomografía de coherencia óptica un alto potencial para la caracterización topográfica y profilométrica de superficies y para la medida, in vivo, de la topografía corneal, entre otros.

En el estado actual de la técnica (relativo a las técnicas de tomografía de coherencia óptica, a los sistemas de topografía de superficies oculares, y a las técnicas de profilometría de superficies en general basadas en otros métodos) existe la necesidad de cuantificar los sistemas de topografía de coherencia óptica para mejorar la biometría ocular que se obtiene mediante estos sistemas, y conseguir así un nuevo y ventajoso procedimiento asociado al uso de profilometría basada en tomografía de coherencia óptica. Además, existe la necesidad de un procedimiento general de calibración de sistemas de tomografía de coherencia óptica, con el fin de mejorar la información cuantitativa que se obtiene de estos sistemas. En general, el uso de la técnica de OCT como técnica topográfica viene limitada por la presencia de la distorsión de barrido asociada a la arquitectura del sistema de barrido (generalmente formada por un escáner de espejos bi-axial), y que produce distorsión de campo y astigmatismo en las imágenes. La principal contribución a dicha distorsión viene dada por la separación de los espejos en el escáner y la focal de la lente que colima el haz sobre la muestra, y en menor

medida, por la planitud de los espejos y desalineamiento del haz de rotación de los espejos.

Hasta el momento, no existe ningún método general para la calibración y corrección de la distorsión de barrido aplicable a cualquier sistema de tomografía de coherencia óptica, sin conocimiento previo de la configuración óptica y mecánica del sistema. La ausencia de calibración y corrección de la distorsión de barrido ha impedido la generalización del uso cuantitativo de los sistemas de tomografía de coherencia óptica, o la correcta interpretación de datos topográficos. Uno de los objetivos principales de la presente invención es proporcionar un método para la calibración y corrección de la distorsión de barrido para la cuantificación de los datos topográficos obtenidos con cualquier sistema de Tomografía de Coherencia Óptica. La corrección de la distorsión óptica es relativamente sencilla en sistemas de tomografía de coherencia óptica basados en un solo escáner, y con adquisición únicamente bidimensional de los datos. Sin embargo, en sistemas de dos escáneres, con adquisición tridimensional de datos, la distorsión es compleja, al ser no lineal, con dependencias entre las posiciones laterales y axiales, y dependiente de la configuración óptica y geométrica de cada equipo. Esta complejidad ha impedido la obtención general de datos topográficos tridimensionales cuantitativos.

Existen en el mercado varios sistemas de tomografía de coherencia óptica del segmento anterior del ojo. Estos sistemas proporcionan datos biométricos cuantitativos, generalmente en la dirección axial. Sin embargo, no se tiene constancia de la corrección de la distorsión de barrido en estos sistemas comerciales. De hecho, uno de los sistemas comerciales más extendidos (Visante, Zeiss) ha incorporado un sistema de topografía corneal de cara

anterior basado en anillos de Placido, a pesar de disponer de datos tridimensionales de elevación corneal. Algunos autores proporcionan configuraciones de barrido alternativas que minimizan la distorsión de barrido dependiendo de la configuración de espejos del mismo (Chinn, et al (1997). Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source. Opt. Lett., 22, 340-342), o en sistemas de escáneres orientados a maquinas de corte (Ireneusz Grulkowski et al "Anterior segment imaging with Spectral OCT system using a high-speed CMOS camera," Opt. Express 17, 4842-4858 (2009)). Sin embargo, estos sistemas siempre dejan distorsiones residuales que deben de ser corregidas para poder obtener las coordenadas tridimensionales de cada punto de una superficie.

Westphal et al. (Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying Fermat's principle, Opt. Express 10, 397-404 (2002)) proporciona una solución a la distorsión de barrido en sistemas de OCT corneal en que el sistema de barrido es un sistema de escáner no lineal (espejos resonantes con barrido no telecéntrico), mediante la toma de imágenes axialmente alrededor de la posición axial, y aplicado únicamente a secciones bi-dimensionales de la muestra, y no imágenes tridimensionales. Kim et al. (Automated analysis of OCT images of the crystalline lens, Proc. SPIE 7163, 716313 (2009)) utilizan un sistema telecéntrico para la adquisición de imágenes transversales (bi-dimensionales) libres de distorsión óptica. O'hara y Meyer (US7878651) proponen el uso de haces normales a la cornea para la obtención de la refracción de la cornea, sin embargo esto no produciría la pretendida corrección de la distorsión, si no más bien

al contrario, dado que los haces tienen que recorrer caminos muy diferentes.

Ortiz et al. (Optical coherence tomography for quantitative surface topography, Appl. Opt. 48, 6708-6715 (2009)) propusieron un método para la optimización de la distorsión de barrido en un sistema propio de OCT de dominio temporal, y la corrección tri-dimensional de la distorsión de barrido residual, basado en la adquisición de imágenes axiales mediante un canal de imagen lateral confocal incorporado en el sistema de OCT. Sin embargo, este procedimiento requiere el uso de un canal confocal para la obtención de la distorsión de barrido. Dicho canal confocal no está disponible en general en instrumentos de Tomografía de Coherencia Óptica, por lo cual el procedimiento no es aplicable de manera general. Estos autores proporcionan además estimaciones teóricas de la distorsión de barrido que permiten predecir la distorsión de barrido medida experimentalmente, pero éstas exigen conocimiento preciso de la configuración óptica y geométrica del instrumento. Las estimaciones teóricas permiten obtener una configuración optimizada que permite minimizar estas distorsiones pero no eliminarlas, siendo necesario realizar el método propuesto para las distorsiones residuales que permanecen en el sistema óptico de iluminación y recolección de luz.

El método de corrección de distorsión de barrido de la presente invención se puede aplicar a la obtención de profilometría de superficies en general, o a la topografía corneal en particular, mediante el uso de sistemas de tomografía de coherencia óptica.

La patente US7416300 ha descrito el uso de tomografía de coherencia óptica para la metrología de lentes y superficies, pero no alude a la corrección de la distorsión de barrido. Varias patentes US7878651,



US716313 y US5491524 describen sistemas de mapeo topográfico corneal mediante tomografía de coherencia óptica, pero no aluden a la corrección de la distorsión de barrido. Generalmente, en estos estudios los mapas se obtienen a partir de un conjunto de secciones transversales adquiridas para un conjunto de meridianos alrededor de un eje de rotación, centrado en el ápex corneal (de manera similar a los sistemas de Scheimpflug, o de barrido por rotación de rendija), limitando la resolución lateral en la dimensión radial.

La técnica de tomografía de coherencia óptica, una vez corregida la distorsión de barrido, presenta ventajas frente a la profilometría de contacto de superficies (por ejemplo Talysurf), incluyendo una mayor rapidez de adquisición de datos y la ausencia de contacto con la muestra. También presenta ventajas frente a la profilometría óptica basada en microscopía, incluyendo una mayor distancia de trabajo, mucha mayor rapidez de adquisición de datos en áreas más amplias y mayor independencia de las propiedades de reflexión especular de la muestra. La técnica de tomografía de coherencia óptica, una vez corregida la distorsión de barrido, presenta ventajas a la medida de la topografía corneal en pacientes frente a la videoqueratoscopia corneal basada en anillos de Placido, habitualmente utilizada en clínica, incluyendo una mayor resolución axial y lateral, en la dimensión radial, y la adquisición directa de datos de elevación, sin suposiciones derivadas de la presencia del "skew ray". También presenta ventajas frente a la topografía corneal basada en Scheimpflug, incluyendo una mayor rapidez de adquisición, mayor resolución axial y lateral.

#### **DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION**

Para lograr los objetivos y evitar los inconvenientes indicados anteriormente, la invención consiste en un procedimiento de calibración de cualquier tipo de sistema de tomografía de coherencia óptica.

5 El procedimiento de la presente invención se plantea como un protocolo de calibración de cualquier sistema de tomografía de coherencia óptica para la obtención de mapas topográficos cuantitativos a partir de las imágenes tridimensionales de tomografía de coherencia óptica de la muestra. El procedimiento permite corregir de distorsión de cualquier sistema de tomografía de coherencia óptica, independientemente de su configuración óptica y geométrica específica, a diferencia de otros procedimientos descritos que se limitan a una configuración particular del sistema, a imágenes bidimensionales, o asumen hipótesis que exigen conocimiento previo del sistema, incluyendo la disposición de sus elementos, el alineamiento y respuesta del sistema. La presente invención aborda la medida empírica de la distorsión de barrido del sistema, determinando, mediante el uso de un patrón de referencia, la distorsión de las coordenadas espaciales del volumen de interés.

La presente invención hace uso de un patrón de referencia, que puede consistir en, aunque no está limitado a, una rejilla calibrada montada sobre un desplazador lineal axial; un cubo transparente con una rejilla tridimensional tallada, o un patrón en escalera.

La presente invención hace uso de imágenes de tomografía de coherencia óptica de dicho patrón de referencia, de donde se extraen las posiciones en la imagen de los puntos de referencia en el patrón, permitiendo establecer una correspondencia entre las coordenadas conocidas del patrón de referencia y las

medidas resultantes del instrumento de tomografía de coherencia óptica.

En general, la correspondencia se establecerá entre puntos discretos del patrón, por ejemplo nodos en una rejilla para cada posición axial o nodos en una rejilla tridimensional y las posiciones de los puntos del patrón referencia en los datos obtenidos por el sistema de tomografía de coherencia óptica, expresadas en coordenadas locales del sistema. La correspondencia se generaliza a cualquier posición del volumen en la región calibrada mediante la interpolación -en general no lineal- de los datos entre los puntos muestreados, mediante funciones analíticas o numéricas con un muestreo de puntos suficientemente denso. Por ejemplo, las líneas horizontales y verticales distorsionadas de una rejilla de calibración constituida por nodos equiespaciados unidos por líneas rectas se pueden ajustar a funciones cuádricas (coordenadas laterales) y las posiciones axiales de los nodos mediante una regresión lineal (cosenos directores). Dichas funciones analíticas permiten representar la posición de cualquier punto del volumen distorsionado en coordenadas locales. La presente invención establece una transformación matemática de coordenadas entre el volumen distorsionado, en las coordenadas locales del sistema y el volumen real del patrón de referencia, o equivalentemente, de la magnitud de la distorsión de barrido para cada punto, en general, en coordenadas angulares. La presente invención establece una transformación matemática de coordenadas entre el volumen distorsionado, en las coordenadas locales del sistema y el volumen real del patrón de referencia. La corrección de la distorsión de barrido se realiza mediante la aplicación de la transformación a todos los

puntos de una imagen cualquiera adquirida por el sistema de Tomografía de Coherencia Óptica.

En una modalidad de la invención el procedimiento se aplica directamente a imágenes de tomografía de coherencia óptica en niveles de gris. Estas imágenes se procesan mediante algoritmos digitales para la eliminación del ruido de la imagen y segmentación de superficies.

En otra modalidad de la invención el procedimiento se aplica a puntos de la superficie previamente segmentados.

En otra modalidad de la invención el procedimiento se aplica a funciones analíticas ajustadas a los bordes o superficies de la imagen.

En una modalidad de la invención el procedimiento se aplica a la imagen de cualquier superficie reflectante, obtenida mediante cualquier sistema tomografía de coherencia óptica con escáner de barrido biaxial.

En otra modalidad de la invención el procedimiento se aplica a la superficie anterior corneal, obtenida mediante cualquier sistema tomografía de coherencia óptica con escáner de barrido biaxial de segmento anterior.

En otra modalidad de la invención el procedimiento se aplica a toda la imagen de segmento anterior del ojo, obtenida mediante cualquier sistema tomografía de coherencia óptica con escáner de barrido biaxial de segmento anterior.

En otra modalidad de la invención el procedimiento se aplica a toda la imagen de segmento anterior, obtenida mediante cualquier sistema tomografía de coherencia óptica con escáner de barrido biaxial de retina.

Así pues, la presente invención reivindica un procedimiento de calibración y corrección de la

distorsión de barrido de un sistema de tomografía de coherencia óptica, que comprende las siguientes fases:

- 5 i) seleccionar un patrón de referencia que comprende unos puntos de referencia conocidos y que están descritos en unas coordenadas reales;
- 10 ii) adquirir imágenes del patrón de referencia seleccionado en la fase i), estando situado el patrón de referencia en un espacio objeto del sistema de tomografía de coherencia óptica, mediante el sistema de tomografía de coherencia óptica;
- 15 iii) identificar, en las imágenes adquiridas del patrón de referencia, unas posiciones de unos puntos de referencia descritas en unas coordenadas locales proporcionadas por el sistema de tomografía de coherencia óptica y que se corresponden a los puntos de referencia conocidos de la fase i);
- 20 iv) obtener una relación matemática de distorsión que define una transformación entre las coordenadas locales proporcionadas por el sistema de tomografía de coherencia óptica y unas coordenadas reales, estando basada la relación matemática en la comparación de las posiciones de los puntos de referencia conocidos en las coordenadas locales de la fase iii) y en las coordenadas reales de la fase i);
- 25 y,
- v) corregir la distorsión mediante la aplicación de la relación matemática de distorsión obtenida en la fase iv) a los datos obtenidos por el sistema de tomografía de coherencia óptica.

30 En una realización preferente de la invención la relación matemática de distorsión descrita en la fase iv) comprende ser una interpolación de las posiciones de los puntos de referencia, mediante funciones seleccionadas

entre funciones analíticas, funciones numéricas y una combinación de ambas.

En otra realización de la invención, el patrón de referencia de la fase i) está seleccionado entre cualquier estructura bidimensional móvil con marcas localizadas en posiciones conocidas y cualquier estructura tridimensional con marcas localizadas en posiciones conocidas.

En otra realización de la invención el patrón de referencia de la fase i) está seleccionado entre:

- una rejilla de calibración tridimensional, y los puntos de referencia conocidos son los nodos de la rejilla de calibración tridimensional;
- una rejilla de calibración bidimensional montada sobre una etapa lineal de desplazamiento calibrada, y los puntos de referencia conocidos son los nodos de la rejilla de calibración en distintas posiciones axiales;
- un cubo con una rejilla de calibración tridimensional tallada, y los puntos de referencia conocidos son los nodos de la rejilla de calibración tridimensional; y,
- un patrón en escalera, y los puntos de referencia conocidos son las transiciones abruptas en profundidad entre escalones.

En otra realización de la invención, los puntos de referencia descritos mediante las coordenadas locales de la fase iii) se unen mediante líneas, estando las líneas definidas por funciones analíticas. Para llevar a cabo la calibración del sistema, los puntos identificados en la fase iii) del procedimiento se unen con líneas. Como debido a la distorsión de barrido las líneas que los unen, en cualquiera de los tres ejes del espacio, no son rectas sino curvas, para definir dichas rectas, se

emplean funciones analíticas convencionales. Por ejemplo en una realización particular, las funciones analíticas corresponderían con funciones parabólicas ya que dichas parábolas se asemejarían a las curvas descritas por las líneas que unirían los puntos identificados en la fase 5 iii) del procedimiento.

Además, se ha previsto el uso del procedimiento descrito en la presente memoria para la obtención de datos calibrados y corregidos de distorsión de barrido con el sistema de tomografía de coherencia óptica 10 seleccionados entre:

- datos de secciones bidimensionales;
- datos de volúmenes tridimensionales;
- datos de topografías corneales;
- 15 - datos de topografías de la retina;
- datos de superficies internas de un ojo en combinación con una compensación de una distorsión óptica y de refracción;
- datos de imagen de segmento anterior del ojo;
- 20 - datos de imagen de las capas de la retina;
- datos de señales obtenidas en un fotodetector del sistema de tomografía de coherencia óptica;
- datos de imágenes y volúmenes en intensidad;
- datos de mapas de puntos correspondientes a unos 25 bordes previamente extraídos de una imagen de tomografía de coherencia óptica; y,
- datos de superficies ajustadas a unos bordes previamente extraídos de una imagen de tomografía de coherencia óptica.

30 No obstante existen otros muchos usos posibles de la presente invención en diversos campos de la ciencia no especificados en la presente memoria descriptiva.

Nótese que la distorsión de barrido es un tipo de distorsión geométrica. Además la presente invención

permite el que una vez corregida dicha distorsión de barrido mediante el procedimiento descrito, se puedan abordar otro tipo de correcciones como por ejemplo la corrección de la distorsión óptica, siendo dicha distorsión óptica la producida al ver una superficie a través de otra superficie.

#### **BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS**

Figura 1a.- Muestra una imagen integrada de una rejilla como patrón de referencia.

10      Figura 1b.- Muestra la rejilla de la figura con los nodos marcados.

Figura 1c.- Muestra la rejilla de la figura 1 con los nodos y la estimación de las coordenadas laterales reales marcada.

15      Figura 2a.- Muestra la diferencia entre la topografía real (medida mediante profilometría) de una superficie esférica y la topografía basada en OCT sin corrección de la distorsión óptica.

20      Figura 2b.- Muestra la diferencia entre la topografía real (medida mediante profilometría) de una superficie esférica y la topografía basada en OCT tras la corrección de la distorsión geométrica.

25      Figura 3a.- Muestra un mapa topográfico de la cara anterior de la cornea de un paciente obtenido mediante OCT antes de aplicar la corrección de distorsión de barrido.

30      Figura 3b.- Muestra un mapa topográfico de la cara anterior de la cornea de un paciente obtenido mediante OCT después de aplicar la corrección de distorsión de barrido.

#### **DESCRIPCIÓN DE VARIOS EJEMPLOS DE REALIZACIÓN DE LA INVENCIÓN**

Seguidamente se realiza, con carácter ilustrativo y no limitativo, una descripción de varios ejemplos de



realización de la invención, haciendo referencia a la numeración adoptada en las figuras.

Así pues a modo de ejemplo de realización, se describe a continuación un procedimiento preferido de calibración de un sistema de tomografía de coherencia óptica y su aplicación a la medida de una superficie de plástico y una córnea de un paciente.

El procedimiento se ha aplicado a las imágenes de OCT obtenidas mediante un Tomógrafo de Coherencia Óptica espectral de cámara anterior no comercial en un laboratorio de investigación. El dispositivo empleado incluye un sistema de escáneres x-y (8 mm de apertura y separación entre centros de los espejos de 13.6 mm) y una lente colimadora-focalizadora de 75 mm. La fuente de iluminación es un diodo superluminiscente (840 nm, 50 nm ancho espectral). La línea de retardo está constituida por un espectrómetro con una red de difracción y una cámara CMOS. La velocidad de adquisición es de 25.000 A-scans (interferogramas por segundo).

El procedimiento descrito en la invención se aplicó siguiendo las siguientes etapas:

(1) Fabricación de un patrón de referencia, consistente en una superficie opaca plana reflectante con interlineado conocido impreso o grabado, y en particular en una malla o rejilla de calibración milimetrada impresa en papel blanco con tinta negra;

(2) Desplazamiento manual o motorizado con graduación, sobre la que se coloca dicha rejilla de calibración;

(3) Adquisición de volúmenes en 3D de la rejilla de calibración colocada en la posición de la muestra (espacio objeto), y en distintas posiciones axiales alrededor de dicha posición, en un rango de 7 mm y pasos de 0.5 mm. Las Figura 1a, 1b y 1c muestran las imágenes

de la rejilla utilizada para la calibración de la distorsión de barrido en el os presentes ejemplos de realización. La figura 1a muestra la rejilla de calibración empleada, la figura 1b muestra esa misma  
5 rejilla con los nodos conocidos identificados por puntos blancos. La figura 1c muestra la rejilla con los nodos identificados y el desplazamiento de dichos nodos debido a la distorsión de barrido. Como se ve de estas figuras la distorsión de barrido ha producido un desplazamiento  
10 de los nodos, estando dicho desplazamiento representado por las líneas que parten de las posiciones originales de los nodos hasta la posición en la que quedan tras la toma de imágenes en el espacio objeto del sistema de tomografía de coherencia óptica;

15 (4) Obtención de imágenes bidimensionales integradas de la rejilla de calibración, para cada posición axial, a partir de la suma de la señal de cada A-scan;

(5) Eliminación del ruido de barrido de la imagen mediante filtros digitales;

20 (6) Extracción de los bordes de las líneas de la rejilla mediante procedimientos de análisis de imagen, en particular una transformada de Hough;

(7) Ajuste a funciones cuadráticas de las líneas horizontales y verticales extraídas;

25 (8) Obtención de los puntos de intersección de las curvas horizontales y verticales y etiquetado de dichos nodos, para cada imagen de rejilla adquirida en una posición axial diferente. Por lo tanto, para cada nodo se obtiene un conjunto de puntos tridimensionales expresados  
30 en las coordenadas locales del dispositivo, como por ejemplo píxeles en las imágenes tridimensionales;

(9) Obtención de un factor de calibración entre coordenadas locales del dispositivo (calculadas según el paso 8) y coordenadas euclídeas. La coordenada axial

euclídea se obtiene a partir de las posiciones axiales de los desplazamientos lineales;

5 (10) Obtención de funciones analíticas que representan las posiciones de cualquier punto de la imagen de la rejilla de calibración mediante interpolación bicúbica entre las posiciones estimadas de los nodos (coordenadas laterales) y mediante una regresión lineal de las posiciones axiales de los nodos (cosenos directores);

10 (11) Obtención de las funciones de transformación entre las coordenadas reales y las coordenadas de la imagen, o equivalentemente, de la magnitud de distorsión de barrido obtenida para cada punto, en coordenadas angulares;y,

15 (12) Corrección de la distorsión de un punto genérico que se lleva a cabo mediante la aplicación de la función de transformación de coordenadas a cada punto de la imagen de una superficie obtenida mediante el sistema de tomografía de coherencia óptica. La magnitud de distorsión de barrido para cada punto se sustrae (en  
20 coordenadas angulares) de la diferencia de camino óptico obtenida como señal de OCT para cada punto de la superficie detectada para obtener la posición actual de la superficie sin distorsión.

25 Para el sistema de OCT usado en el ejemplo, la distorsión de barrido medida es de 24 píxeles (86 um) en la dirección horizontal y 7 píxeles (24 um) en la dirección vertical para un rango angular del escáner entre -7.5 y 7.5 grados.

30 En la aplicación del ejemplo descrito, el procedimiento se aplicó sobre datos tridimensionales de una superficie esférica de PMMA (Polimetilmetacrilato) y de una cornea de un paciente. Se utilizaron rutinas de procesamiento de imagen para la eliminación de ruido y

segmentación de las superficies. El procedimiento se utiliza para cada punto de la superficie detectado en la imagen tridimensional. Las imágenes se adquirieron sobre una zona de 10 x 10 mm, con una densidad de 200 x 200 A-scans para el caso de la superficie esférica de PMMA, y de 10 x 12 mm, con una densidad de 120x50 A-scans para el caso de la córnea del paciente.

La superficie de PMMA consistía en una superficie esférica tratada con un láser de cirugía refractiva (patrón de ablación miópica) lo que alteró la forma de la superficie incrementando su asfericidad corneal. Como referencia, la topografía de la superficie se evaluó con un profilómetro de no contacto basado en microscopía confocal (PLu, Sensofar).

El procedimiento descrito en la invención, con los parámetros detallados en el ejemplo de aplicación, se aplicó sobre la imagen tridimensional de OCT adquirida sobre esta superficie. Los datos topográficos (del profilómetro y de OCT, datos brutos, y tras calibración/corrección de la distorsión de barrido) se ajustaron a funciones bicónicas (caracterizadas por el radio de curvatura y la asfericidad) y a polinomios de Zernike de orden 8. La discrepancia en el radio de curvatura ajustado a la superficie de OCT sin calibrar ni corregir con respecto al ajuste del perfil profilométrico de no contacto fue de 4.6%, mientras que la discrepancia tras la calibración fue de 1.6%. La discrepancia en la asfericidad disminuyó de 130% al 5%. La Figura 2a muestra el mapa de diferencia entre la superficie y el ajuste del perfil profilométrico antes de la calibración y la figura 2b muestra el mapa de diferencia entre la superficie y el ajuste del perfil profilométrico después de la aplicación del procedimiento de calibración de la invención.

Para el otro ejemplo de realización en el que se aplicaba el procedimiento objeto de la invención sobre la córnea de un ser humano, el paciente medido era un sujeto joven normal. El sujeto fija la vista en un estímulo que  
5 permite alinear el eje pupilar keratométrico con el eje óptico del instrumento. El tiempo de adquisición de la imagen de OCT es de 0.72 segundos. El procedimiento descrito en la invención, con los parámetros detallados en el ejemplo de aplicación, se aplicaron sobre la imagen  
10 tridimensional de OCT adquirida de la cara anterior corneal. Los datos topográficos se ajustaron a superficies bicónicas y a polinomios de Zernike de orden 8. La corrección de la distorsión de barrido disminuyó la asimetría de la superficie en 5.7 % (radio de curvatura)  
15 y 9.5 % (asfericidad). El radio de curvatura apical de la cornea antes y después de la corrección fue 7.38 y 7.59 mm respectivamente, y la asfericidad -0.38 y -0.42, respectivamente. La Figura 3a muestra el mapa topográfico de la cara anterior de la córnea (ajuste a polinomios de  
20 Zernike) de un paciente obtenido mediante OCT antes de aplicar la corrección de la distorsión de barrido y la figura 3b muestra dicho mapa topográfico de la cara anterior de la córnea tras aplicar la corrección de la distorsión de barrido, en ambos casos, previa sustracción  
25 de la mejor esfera.

**REIVINDICACIONES**

- 1.- Procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de un sistema de tomografía de coherencia óptica, caracterizado porque comprende las siguientes fases:
- 5 i) seleccionar un patrón de referencia que comprende unos puntos de referencia conocidos y que están descritos en unas coordenadas reales;
  - 10 ii) adquirir imágenes del patrón de referencia seleccionado en la fase i), estando situado el patrón de referencia en un espacio objeto del sistema de tomografía de coherencia óptica, mediante el sistema de tomografía de coherencia óptica;
  - 15 iii) identificar, en las imágenes adquiridas del patrón de referencia, unas posiciones de unos puntos de referencia descritas en unas coordenadas locales proporcionadas por el sistema de tomografía de coherencia óptica y que se corresponden a los puntos de referencia conocidos de la fase i);
  - 20 iv) obtener una relación matemática de distorsión que define una transformación entre las coordenadas locales proporcionadas por el sistema de tomografía de coherencia óptica y unas coordenadas reales, estando basada la relación matemática en la comparación de las posiciones de los puntos de referencia conocidos en las coordenadas locales de la fase iii) y en las coordenadas reales de la fase i);
  - 25 Y,
  - 30 v) corregir la distorsión mediante la aplicación de la relación matemática de distorsión obtenida en la fase iv) a los datos obtenidos por el sistema de tomografía de coherencia óptica.

2.- Procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de un sistema de tomografía de coherencia óptica, según la reivindicación 1, caracterizado porque la relación matemática de distorsión de la fase iv) comprende ser una interpolación de las posiciones de los puntos de referencia, mediante funciones seleccionadas entre funciones analíticas, funciones numéricas y una combinación de ambas.

3.- Procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de un sistema de tomografía de coherencia óptica, según la reivindicación 1, caracterizado porque el patrón de referencia de la fase i) está seleccionado entre cualquier estructura bidimensional móvil con marcas localizadas en posiciones conocidas y cualquier estructura tridimensional con marcas localizadas en posiciones conocidas.

4.- Procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de un sistema de tomografía de coherencia óptica, según la reivindicación 1, caracterizado porque el patrón de referencia de la fase i) está seleccionado entre:

- una rejilla de calibración tridimensional, y los puntos de referencia conocidos son los nodos de la rejilla de calibración tridimensional;
- una rejilla de calibración bidimensional montada sobre una etapa lineal de desplazamiento calibrada, y los puntos de referencia conocidos son los nodos de la rejilla de calibración en distintas posiciones axiales;
- un cubo con una rejilla de calibración tridimensional tallada, y los puntos de referencia

conocidos son los nodos de la rejilla de calibración tridimensional; y,

- un patrón en escalera y los puntos de referencia conocidos son las transiciones abruptas en profundidad entre escalones.

5  
10  
15  
20  
25  
30

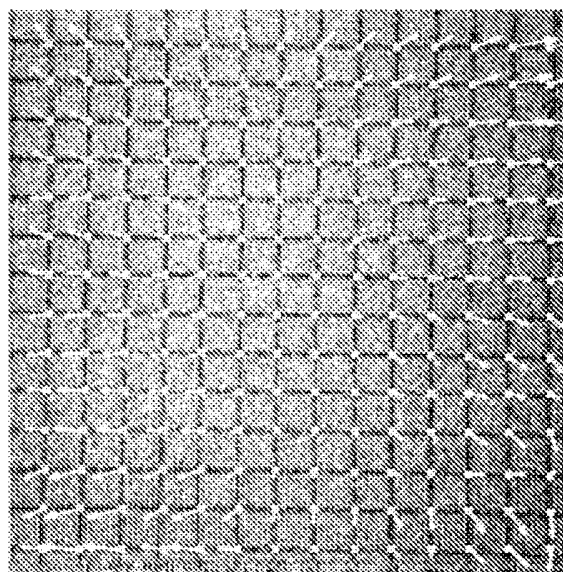
5.- Procedimiento de calibración y corrección de la distorsión de barrido de un sistema de tomografía de coherencia óptica, según la reivindicación 1, caracterizado porque los puntos de referencia descritos mediante las coordenadas locales de la fase iii) se unen mediante líneas, estando las líneas definidas por funciones analíticas.

6.- Uso del procedimiento descrito en las reivindicaciones 1 a 5 para la obtención de datos calibrados y corregidos de distorsión de barrido con el sistema de tomografía de coherencia óptica seleccionados entre:

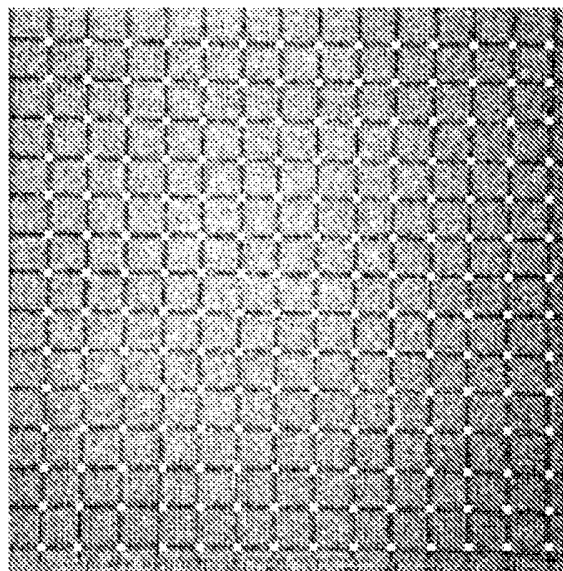
- datos de secciones bidimensionales;
- datos de volúmenes tridimensionales;
- datos de topografías corneales;
- datos de topografías de la retina;
- datos de superficies internas de un ojo en combinación con una compensación de una distorsión óptica y de refracción;
- datos de imagen de segmento anterior del ojo;
- datos de imagen de las capas de la retina;
- datos de señales obtenidas en un fotodetector del sistema de tomografía de coherencia óptica;
- datos de imágenes y volúmenes en intensidad;
- datos de mapas de puntos correspondientes a unos bordes previamente extraídos de una imagen de tomografía de coherencia óptica; y,



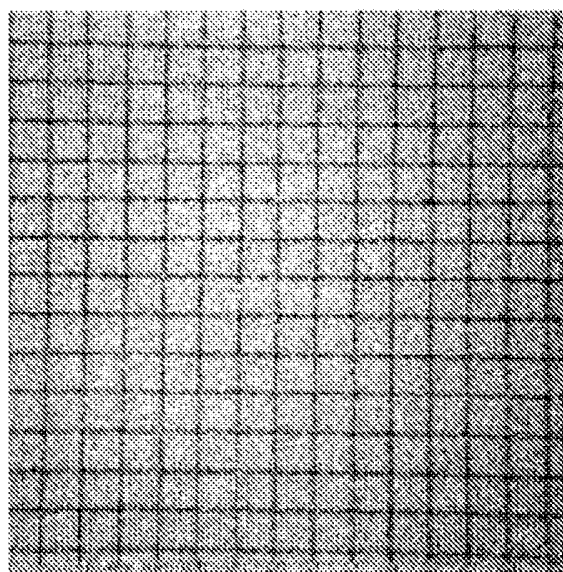
- datos de superficies ajustadas a unos bordes previamente extraídos de una imagen de tomografía de coherencia óptica.



c)

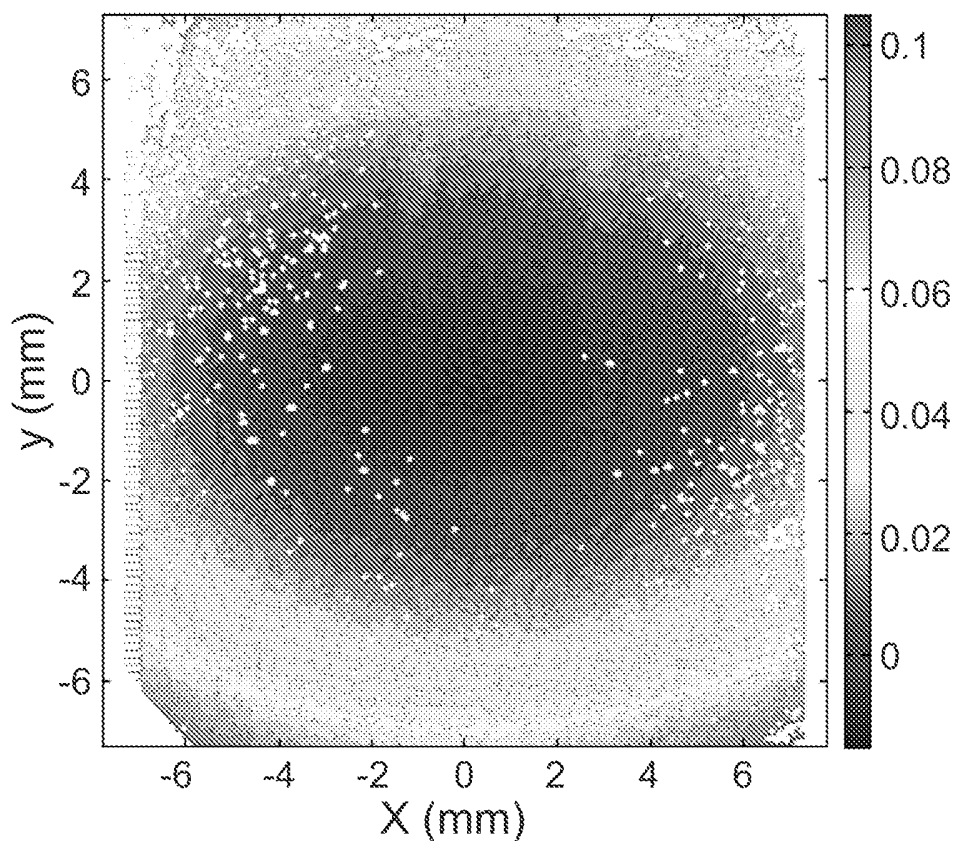


b)

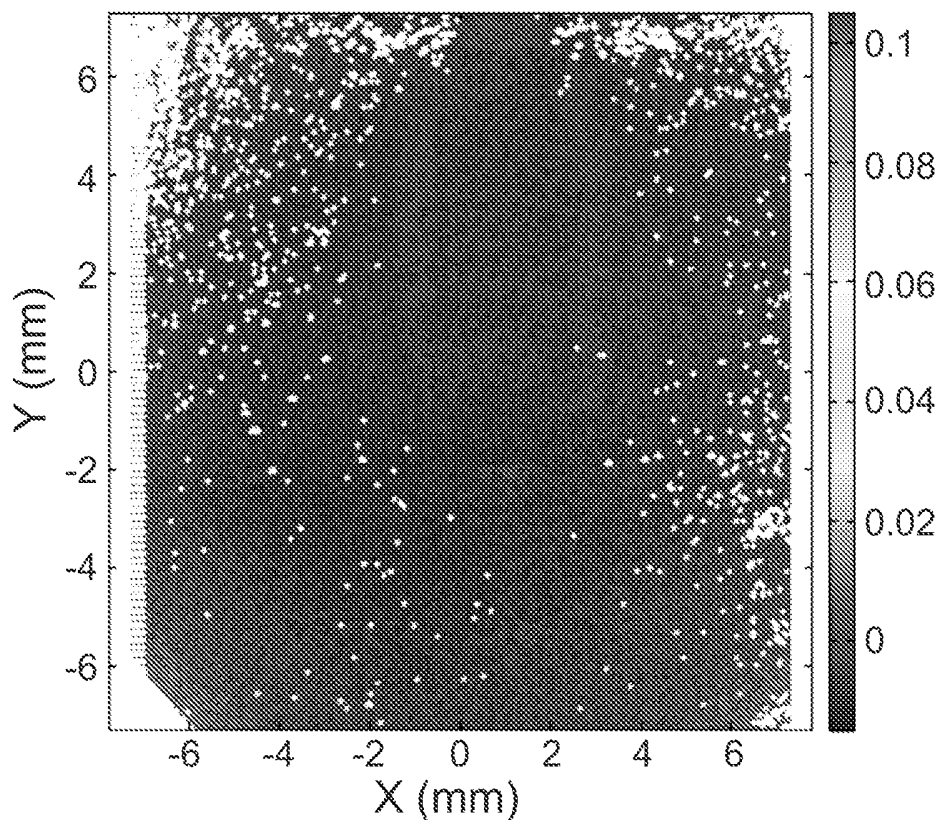


a)

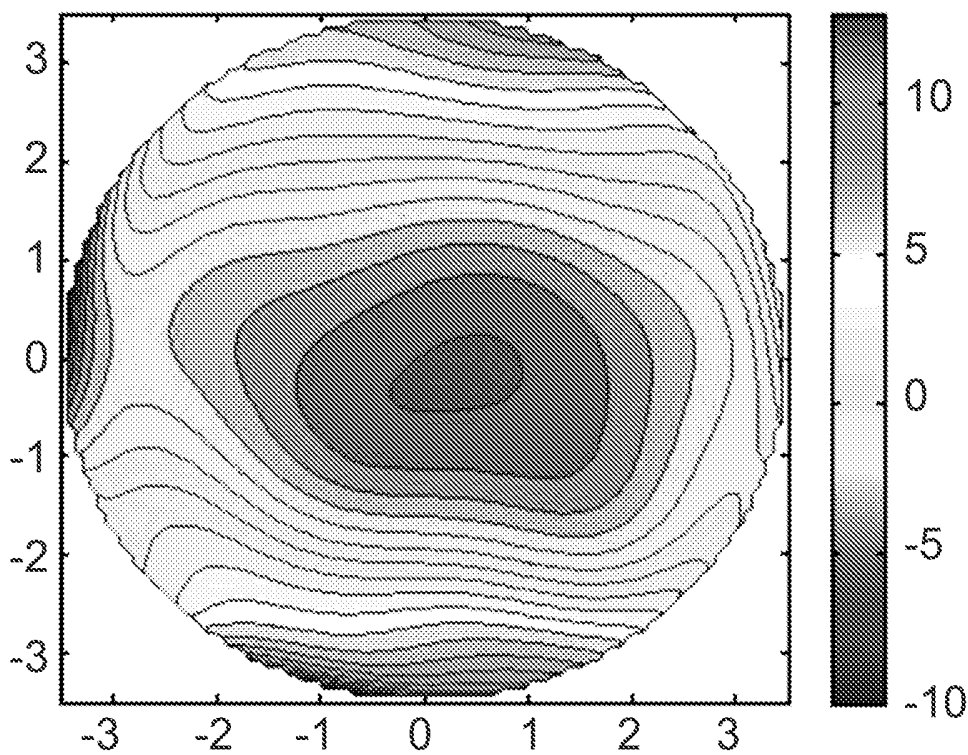
**FIG. 1**



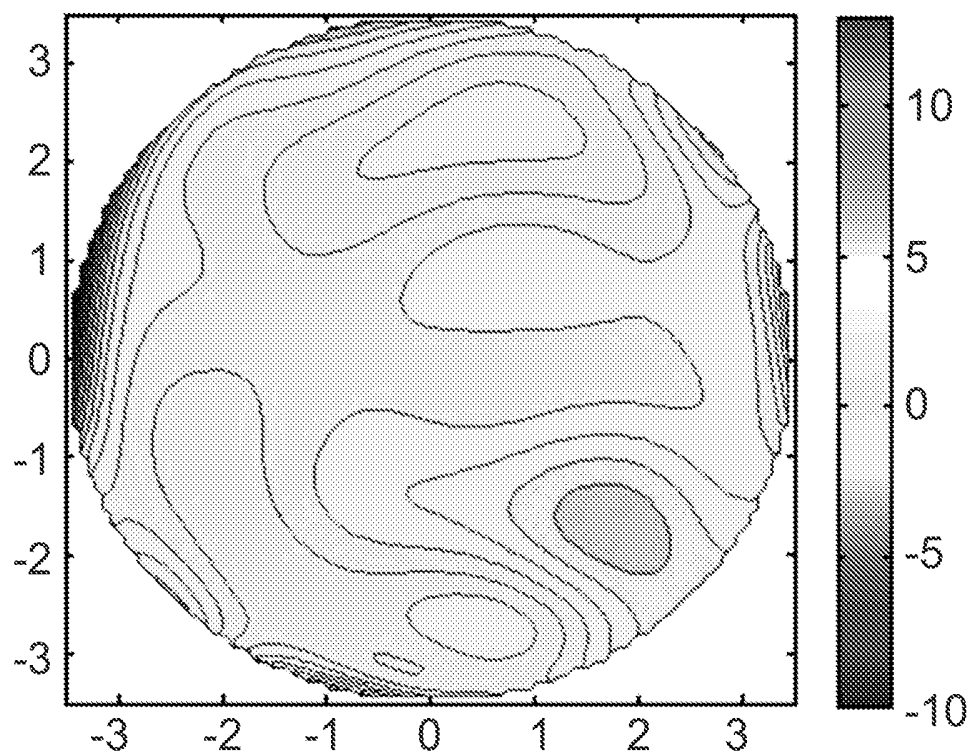
**FIG. 2a**



**FIG. 2b**



**FIG. 3a**



**FIG. 3b**

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES2012/070185

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

**G06T5/00** (2006.01)

**A61B6/02** (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06T, A61B, H04N, G01N

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPODOC, INVENES, WPI, INSPEC

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/0118227 A1 (WINSOR, R. ET AL.) 26.06.2003, abstract; paragraphs [0003]-[0016], [0031]-[0034], [0036]-[0039], [0041]-[0057]; figures.	1-4, 6
A	US 5005578 A (GREER, D. ET AL.) 09.04.1991, the whole document.	1, 3, 4, 6
A	JP 2005261487 A (FUJI PHOTO FILM CO., LTD.) 29.09.2005, todl the document.	1, 3, 4, 6
A	ORTIZ, S. et al.: "Optical distortion correction in Optical Coherence Tomography for quantitative ocular anterior segment by three-dimensional imaging", OPTIC EXPRESS, 1 of February of 2010, Vol. 18, N° 3, págs. 2782-2796.	-

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance.	
"E" earlier document but published on or after the international filing date	
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"O" document referring to an oral disclosure use, exhibition, or other means.	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search  
25/07/2012

Date of mailing of the international search report  
(02/08/2012)

Name and mailing address of the ISA/

Authorized officer  
Ó. González Peñalba

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS  
Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)  
Facsimile No.: 91 349 53 04

Telephone No. 91 3495475

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/ES2012/070185

C (continuation).		DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT
Category *	Citation of documents, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	BORJA, D. et al.: "Distortions of the posterior surface in optical coherence tomography images of the isolated crystalline lens: effect of the lens index gradient", BIOMEDICAL OPTICAL EXPRESS, 1 of December of 2010, Vol. 1, n° 5, págs. 1331-1340.	-
A	WESTPHAL, V. et al.: "Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying Fermat's principle", OPTICS EXPRESS, 6 of May of 2002, Vol. 10, N° 9, págs. 397-404.	-

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/ES2012/070185

Information on patent family members

Patent document cited in the search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US2003118227 A	26.06.2003	CA2412711 AC CA2412707 A CA2412706 AC CA2412703 AC US2003118226 A US7092581 B US2003118152 A US6869218 B US7085430 B US2003223549 A US2007009145 A	23.05.2003 23.05.2003 23.05.2003 23.05.2003 26.06.2003 15.08.2006 26.06.2003 22.03.2005 01.08.2006 04.12.2003 11.01.2007
----- US5005578 A	----- 09.04.1991	US4736751 A DE3741874 AC JP63226340 A US4967038 A US5038782 A WO9202176 A EP0524170 A EP19900912995	12.04.1988 14.07.1988 21.09.1988 30.10.1990 13.08.1991 20.02.1992 27.01.1993 31.07.1990
----- JP2005261487 A -----	----- 29.09.2005 -----	NONE	

# INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº

PCT/ES2012/070185

## A. CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

**G06T5/00** (2006.01)

**A61B6/02** (2006.01)

De acuerdo con la Clasificación Internacional de Patentes (CIP) o según la clasificación nacional y CIP.

## B. SECTORES COMPRENDIDOS POR LA BÚSQUEDA

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G06T, A61B, H04N, G01N

Otra documentación consultada, además de la documentación mínima, en la medida en que tales documentos formen parte de los sectores comprendidos por la búsqueda

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda internacional (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

EPODOC, INVENES, WPI, INSPEC

## C. DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES

Categoría*	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones nº
X	US 2003/0118227 A1 (WINSOR, R. ET AL.) 26.06.2003, resumen; párrafos [0003]-[0016], [0031]-[0034], [0036]-[0039], [0041]-[0057]; figuras.	1-4, 6
A	US 5005578 A (GREER, D. ET AL.) 09.04.1991, todo el documento.	1, 3, 4, 6
A	JP 2005261487 A (FUJI PHOTO FILM CO., LTD.) 29.09.2005, todl el documento.	1, 3, 4, 6
A	ORTIZ, S. et al.: "Optical distortion correction in Optical Coherence Tomography for quantitative ocular anterior segment by three-dimensional imaging", OPTIC EXPRESS, 1 de febrero de 2010, Vol. 18, Nº 3, págs. 2782-2796.	-

En la continuación del recuadro C se relacionan otros documentos

Los documentos de familias de patentes se indican en el anexo

\* Categorías especiales de documentos citados:

"A" documento que define el estado general de la técnica no considerado como particularmente relevante.

"E" solicitud de patente o patente anterior pero publicada en la fecha de presentación internacional o en fecha posterior.

"L" documento que puede plantear dudas sobre una reivindicación de prioridad o que se cita para determinar la fecha de publicación de otra cita o por una razón especial (como la indicada).

"O" documento que se refiere a una divulgación oral, a una utilización, a una exposición o a cualquier otro medio.

"P" documento publicado antes de la fecha de presentación internacional pero con posterioridad a la fecha de prioridad reivindicada.

"T" documento ulterior publicado con posterioridad a la fecha de presentación internacional o de prioridad que no pertenece al estado de la técnica pertinente pero que se cita por permitir la comprensión del principio o teoría que constituye la base de la invención.

"X" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse nueva o que implique una actividad inventiva por referencia al documento aisladamente considerado.

"Y" documento particularmente relevante; la invención reivindicada no puede considerarse que implique una actividad inventiva cuando el documento se asocia a otro u otros documentos de la misma naturaleza, cuya combinación resulta evidente para un experto en la materia.

"&" documento que forma parte de la misma familia de patentes.

Fecha en que se ha concluido efectivamente la búsqueda internacional.  
25/07/2012

Fecha de expedición del informe de búsqueda internacional.  
**02 de agosto de 2012 (02/08/2012)**

Nombre y dirección postal de la Administración encargada de la búsqueda internacional

OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

Paseo de la Castellana, 75 - 28071 Madrid (España)

Nº de fax: 91 349 53 04

Funcionario autorizado

Ó. González Peñalba

Nº de teléfono 91 3495475



# INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional n°

PCT/ES2012/070185

C (Continuación).		DOCUMENTOS CONSIDERADOS RELEVANTES
Categoría *	Documentos citados, con indicación, si procede, de las partes relevantes	Relevante para las reivindicaciones n°
A	BORJA, D. et al.: "Distortions of the posterior surface in optical coherence tomography images of the isolated crystalline lens: effect of the lens index gradient", BIOMEDICAL OPTICAL EXPRESS, 1 de diciembre de 2010, Vol. 1, n° 5, págs. 1331-1340.	-
A	WESTPHAL, V. et al.: "Correction of geometric and refractive image distortions in optical coherence tomography applying Fermat's principle", OPTICS EXPRESS, 6 de mayo de 2002, Vol. 10, N° 9, págs. 397-404.	-

# INFORME DE BÚSQUEDA INTERNACIONAL

Solicitud internacional nº

Informaciones relativas a los miembros de familias de patentes

PCT/ES2012/070185

Documento de patente citado en el informe de búsqueda	Fecha de Publicación	Miembro(s) de la familia de patentes	Fecha de Publicación
US2003118227 A	26.06.2003	CA2412711 AC	23.05.2003
		CA2412707 A	23.05.2003
		CA2412706 AC	23.05.2003
		CA2412703 AC	23.05.2003
		US2003118226 A	26.06.2003
		US7092581 B	15.08.2006
		US2003118152 A	26.06.2003
		US6869218 B	22.03.2005
		US7085430 B	01.08.2006
		US2003223549 A	04.12.2003
		US2007009145 A	11.01.2007
		-----	-----
US5005578 A	09.04.1991	US4736751 A	12.04.1988
		DE3741874 AC	14.07.1988
		JP63226340 A	21.09.1988
		US4967038 A	30.10.1990
		US5038782 A	13.08.1991
		WO9202176 A	20.02.1992
		EP0524170 A	27.01.1993
		EP19900912995	31.07.1990
-----	-----	-----	-----
JP2005261487 A	29.09.2005	NINGUNO	
-----	-----	-----	-----