

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 633 915**

51 Int. Cl.:

A61B 3/14 (2006.01)

G06T 3/00 (2006.01)

A61B 3/12 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.03.2005 PCT/CA2005/000367**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.09.2005 WO05087088**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.03.2005 E 05714607 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.04.2017 EP 1725162**

54 Título: **Procedimiento y aparato para visualizar secciones transversales de OCT**

30 Prioridad:

11.03.2004 GB 0405416

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
26.09.2017

73 Titular/es:

**OPTOS PLC (100.0%)
Queensferry House, Carnegie Campus
Dunfermline, Fife, KY11 8GR, GB**

72 Inventor/es:

PODOLEANU, ADRIAN

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 633 915 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Procedimiento y aparato para visualizar secciones transversales de OCT

Campo de la invención

5 La invención se refiere al campo de la tomografía de coherencia óptica (OCT), y en particular a un procedimiento de visualización de secciones de la OCT de la retina del ojo.

Antecedentes de la invención

10 La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una herramienta potente y sensible para la caracterización de propiedades ópticas y la formación de imágenes de tejido superficial, como se describe en el documento de Huang D., Swanson E. A., Lin C. P., Schuman J. S., Stinson W. G., Chang W., Hee M. R., Flotte T., Gregory K., Puliafito C. A. y Fujimoto J. G., *Optical coherence tomography*, publicado en Science 254, (1991) 1178-1181.

15 La OCT puede conseguir una resolución de profundidad micrométrica y permite una medición precisa *in vivo* del espesor, área y volumen en el tejido. En la OCT, se explora la dimensión de profundidad explorando la diferencia de trayecto óptico (OPD) entre la trayectoria del objeto y la trayectoria de referencia en un interferómetro iluminado por una fuente de baja coherencia. Se obtiene la máxima señal de interferencia para OPD=0. En la OCT, la resolución de profundidad alcanzable es dada por la anchura de línea de la fuente óptica y no por la apertura numérica de la lente, como en el caso de la microscopía confocal. Para valores de OPD mayores que la longitud de coherencia de la fuente utilizada, la intensidad de la señal de interferencia disminuye considerablemente. Esto explica la selección en profundidad de la OCT. Al utilizar un diodo superluminiscente (SLD) se puede conseguir una resolución de profundidad de la OCT superior a 15 μm . Al emplear una fuente de ancho de banda mayor, puede haber una resolución de 2 μm de profundidad, tal como se describe en Drexler W., Morgner U., Ghanta R. K., Kartner F. X., Schuman J. S., Fujimoto J. G., *Ultra-high-resolution ophthalmic optical coherence tomography*, Nature Medicine, Vol. 7, N.º 4, 502-507, 2001. La OCT es un procedimiento excelente para la formación de imágenes de alta resolución de tejido superficial, con profundidades de penetración de hasta 2-3 mm, en función de las propiedades de dispersión y absorción del tejido.

25 Mediante la exploración axial se obtiene un perfil de profundidad de reflectividad denominado A-scan. Esto significa cambiar la OPD en el interferómetro, por ejemplo moviendo el espejo de referencia en el brazo de referencia.

30 Las imágenes B-scan, que son análogas al B-scan de ultrasonidos, se generan recolectando muchos A-scans para posiciones transversales diferentes y adyacentes, un procedimiento utilizado en el documento de Huang mencionado anteriormente. Las líneas de la retícula corresponden a los A-scans, es decir, las líneas están orientadas a lo largo de la coordenada de profundidad. El escáner transversal (que opera a lo largo de X o Y, o a lo largo del radio ρ o el ángulo polar θ en coordenadas polares) avanza a un ritmo más lento para construir una imagen B-scan.

35 Alternativamente, se puede generar un B-scan utilizando T-scans. En este caso, el escáner transversal produce las líneas rápidas en la imagen, como se describe en los documentos de Podoleanu A. Gh., Dobre G. M., Webb D. J., Jackson D. A., *Coherence imaging by use of a Newton rings sampling function*, Opt. Lett. 21, 1789-1791 (1996), por Podoleanu A. Gh., Dobre G. M. y Jackson D. A., *En-face coherence imaging using galvanometer scanner modulation*, Opt. Lett., 23, 147-149 (1998), y por Podoleanu A. Gh., Seeger M., Dobre G. M., Webb D. J., Jackson D. A. y Fitzke F., *Transversal and longitudinal images from the retina of the living eye using low coherence reflectometry*, J. Biomed Optics, 3, 12-20 (1998). Se puede producir un T-scan controlando tanto el escáner transversal a lo largo de la coordenada X, o a lo largo de la coordenada Y o a lo largo del radio ρ como el ángulo polar θ con los otros escáneres transversales y axiales fijados. Por ejemplo, se obtiene un T-scan basado en un B-scan al manejar el escáner X para producir T-scans mientras el escáner axial avanza más lentamente en profundidad a lo largo de la coordenada Z.

45 Un perfil de reflectividad obtenido mientras se fija la exploración de profundidad se denomina un T-scan. Los C-scans están hechos a partir de muchos T-scans a lo largo de las coordenadas X, Y, ρ o θ repetidas para diferentes valores de la otra coordenada transversal, Y, X, ρ o θ respectivamente en el plano transversal. La repetición de los T-scans a lo largo de la otra coordenada transversal se realiza a una velocidad más lenta que la de los T-scans, denominada velocidad de fotogramas. De esta manera, se genera una retícula completa. Se recogen diferentes cortes transversales para diferentes profundidades Z, ya sea avanzando la diferencia de trayectoria óptica en la OCT en etapas después de cada exploración transversal (XY) o (ρ , θ) completa, o continuamente a una velocidad mucho más lenta que la velocidad de fotogramas, como se ha descrito en el documento de Podoleanu A. Gh., Rogers J. A., Jackson D. A., Dunne S., *Three dimensional OCT images from retina and skin*, Opt. Express, vol. 7, N.º 9, 292-298, (2000), <http://www.opticsexpress.org/abstract.cfm?URI=OPEX-7-9-292>.

55 Los errores típicos en la formación de imágenes de la OCT surgen como resultado de la manera específica en la que se construye la imagen, es decir, a partir de puntos de OPD igual, como se describe en el documento de Ohmi M., Yoden K. y Haruna M., *Optical reflection tomography along the geometrical thickness*, Proc. SPIE, vol. 4251, (2001), 76-80. Tales errores se acumulan sobre la profundidad en el tejido y conducen a desviaciones de cero puntos de

OPD de la posición del enfoque en microscopía confocal, como se describe en el documento de Zawadzki R. J., Leisser C., Leitgeb R., Pircher M., Fercher A. F., *3D Ophthalmic OCT with a refraction correction algorithm*, que se publicará en Proceed. SPIE, Conferencia europea de la Biomedical Optics, 22-25 de junio de 2003, documento 5140-04. El error puede superar la resolución de profundidad que se puede conseguir con los láseres de modo
 5 bloqueado de las lentes Kerr y, en algunos casos, incluso la resolución que se puede conseguir con diodos superluminiscentes. Los errores laterales también pueden ascender a varios píxeles en la sección transversal. Estos muestran que la corrección de las imágenes es fundamental para obtener imágenes de la OCT precisas e interpretables desde el tejido. El diagnóstico de glaucoma y degeneración macular se basa en la precisión del instrumento para determinar el grosor de la retina. Existe una demanda creciente para mejorar la resolución de las
 10 imágenes recogidas.

Se considera una superficie curvada que separa dos medios de diferentes índices de refracción. La intersección de esta superficie con el plano $y=0$ se describe por el contorno Σ de la figura 1. Para cualquier punto de objeto O (x, z), se genera un punto de imagen I (h, v). Los ejes del espacio objeto y del espacio de la imagen se orientan a lo largo de direcciones paralelas. El rayo refractado en A, interseca el punto de objeto O. La distancia en el medio es AO.

15 Se considera el medio homogéneo del índice de refracción n. El capturador de fotogramas coloca el punto de la imagen I en el plano (h, v) a una distancia del punto de imagen A, igual a la distancia AO multiplicada por el índice de refracción, n. Se definen dos errores, un error axial y uno lateral. Por ejemplo, en el caso de un A-scan, el usuario espera recoger puntos a lo largo de la línea AI en la figura 1, pero de hecho el sistema de la OCT adquiere datos a lo largo de la línea AO y los coloca a lo largo de la línea AI.

20 Cuando se realiza un B-scan, si la normal a la superficie Σ se desvía del plano de la figura 1, el B-scan contendrá puntos del volumen en el exterior del plano de la figura 1.

Para la exploración en C, el usuario espera recoger una imagen desde un plano II, perpendicular al eje OZ. Sin embargo, debido a la curvatura de la superficie Σ , la puerta de coherencia selecciona los puntos desde el interior del objeto situado en una superficie curva, S.

25 Superponiendo los orígenes del espacio objeto y del espacio de imagen en el punto C, el error lateral E^l y el error axial E^a se definen como:

$$E^l = |x - h| \tag{1a}$$

$$E^a = |z - v| \tag{1b}$$

30 El error axial incluye el alargamiento de la imagen en profundidad debido al índice de refracción, n, del medio o medios diferentes intersectados por el rayo hasta el punto O. Las imágenes de tomografía de coherencia óptica (OCT) se recogen de la retina con diferentes procedimientos de exploración. La presente invención se refiere a imágenes B-scan, es decir, imágenes que contienen el eje óptico e imágenes orientadas en profundidad. Las primeras imágenes de la OCT de la retina se han producido como B-scans, construidas a partir de muchos A-scans en diferentes posiciones transversales. Un A-scan es un perfil de reflectividad en profundidad.

35 El desarrollo de la OCT de cara conduce a explorar la retina transversalmente o angularmente.

Al combinar muchos T-scans para diferentes posiciones de profundidad, se vuelve a obtener una imagen B-scan del tejido.

Sin embargo, todas las imágenes hasta ahora se han presentado como rectangulares, es decir, están hechas de una línea orientada lateralmente y axialmente a 90 grados. En realidad, la bola del ojo es redonda.

40 La solicitud de patente estadounidense N.º 2003/0103212 describe una serie de técnicas para corregir diversas distorsiones de imagen en la exploración de la OCT incluyendo distorsiones resultantes de la exploración radial.

Sumario de la invención

45 La presente invención se refiere a un procedimiento en el que las imágenes B-scan o capas profundas dentro de las imágenes B-scan se doblan convenientemente para representar más de cerca la forma del tejido en la parte posterior del ojo.

Según la presente invención, se proporciona un procedimiento para crear imágenes en sección transversal de la OCT del epitelio pigmentario retiniano de un ojo que se está examinando, comprendiendo el procedimiento:
 50 determinar la longitud del ojo; explorar el epitelio pigmentario retiniano (EPR) con un haz de luz de la OCT en una configuración en abanico a partir de un punto de convergencia en la pupila para la creación de una matriz de puntos de imagen definidos por coordenadas cartesianas (h, v) en un espacio de imagen; transformar dicha matriz de puntos de imagen en dicho espacio de imagen en una matriz de puntos definidos por coordenadas polares (r, α) a partir de dicho punto de convergencia en un espacio objeto teniendo en cuenta la longitud del ojo y el índice de refracción dentro de la retina, n; en el que las coordenadas polares y las coordenadas cartesianas están

relacionadas por:

$$h=2H\alpha/\alpha_M;$$

$$v=Vz/z_M;$$

y

$$r=r_0+z/n;$$

5 en el que $2H$ es un número de puntos de imagen a lo largo del eje h , V es un número de puntos de imagen a lo largo del eje v , α_M es un ángulo máximo de deflexión de rayos ópticos, z es la posición de un escáner axial y z_M es el intervalo axial máximo del escáner axial; transformándose además dichos puntos de imagen teniendo en cuenta la altura de la depresión foveal, z_f-z_R , y el índice de refracción del vítreo, n_v , y el índice promedio de refracción de la fovea, n_r y en el que el punto situado sobre el EPR en el centro de la fovea se reduce en $\delta = (n_r - n_v) (z_f - z_R)$ y todos los puntos de cada lado se reducen por un valor proporcionalmente menor que la distancia lateral separándolos por un eje perpendicular situado en la fovea atravesando la depresión foveal; visualizar dicha matriz de puntos en el espacio objeto sobre un dispositivo de visualización para proporcionar una imagen en sección transversal de la OCT de la retina.

15 En este documento se desvela un procedimiento de un procedimiento de creación de imágenes en sección transversal de la OCT del epitelio de pigmento retiniano de un ojo que se está examinando, que comprende: determinar la longitud del ojo; explorar el epitelio pigmentario retiniano con un haz de luz de la OCT en una configuración en abanico a partir de un punto de convergencia en la pupila para la creación de una matriz de puntos de imagen definidos por un sistema de coordenadas cartesianas en un espacio de imagen; transformar dicha matriz de puntos de imagen en dicho espacio de imagen en una matriz de puntos definidos por coordenadas polares a partir de dicho punto de convergencia en un espacio objeto teniendo en cuenta la longitud del ojo y el índice de refracción dentro del ojo; y visualizar dicha matriz de puntos en el espacio objeto sobre un dispositivo de visualización para proporcionar una imagen en sección transversal de la OCT de la retina, transformándose dichos puntos de imagen teniendo en cuenta la altura de la depresión foveal, H , y el índice de refracción del vítreo, n_v , y el índice promedio de refracción de la fovea, n_r y en el que el punto situado sobre el EPR en el centro de la fovea se reduce y todos los puntos de cada lado se reducen por un valor proporcionalmente menor que la distancia lateral separándolos por un eje perpendicular situado en la fovea atravesando la depresión foveal;

La invención puede compensar distorsiones introducidas, por ejemplo, mediante la exploración del ventilador, diferentes índices de refracción dentro del objeto, o depresiones para la superficie del objeto. La invención es particularmente aplicable a las imágenes de la OCT del ojo, especialmente el ojo humano, en cuyo caso las capas de la retina y del vítreo tienen diferentes índices de refracción y la depresión foveal introduce una distorsión adicional.

Breve descripción de los dibujos

La invención se describirá ahora con más detalle, únicamente a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

35 la figura 1 muestra x, z : espacio objetos; h, v : espacio de imagen; Superficie Σ : separa los medios de diferentes índices de refracción; se colocan puntos a lo largo de la línea AO en la imagen a lo largo de la línea AI, correspondiente a una sola línea vertical en la imagen de la OCT generada; S: superficie distorsionada de la OPD = constante.

40 La figura 2 ilustra la adquisición de una imagen de la OCT mediante la exploración del ventilador del rayo de objeto.

La figura 3 muestra la imagen distorsionada de una diapositiva de microscopio cuando se explora con un ventilador de rayos.

45 Las figuras 4a y 4b ilustran las imágenes dobladas de la retina hacia arriba para compensar la distorsión de exploración del ventilador. La imagen en el cuadrado centrado en la fovea del paciente normal se utiliza en el procesamiento de la capa EPR como se describe más adelante.

La figura 5 muestra la evaluación del ángulo de refracción en la interfaz entre el vítreo y la retina.

La figura 6 es una representación exagerada de la distorsión del contorno EPR.

Descripción detallada de las realizaciones preferentes

50 La OCT se puede implementar, por ejemplo, con un aparato descrito en detalle en la patente estadounidense N.º 5,975,697. El procesamiento descrito puede llevarse a cabo con un ordenador personal, por ejemplo, incluyendo un

microprocesador Pentium™.

La invención se describirá haciendo referencia al ojo, aunque se entenderá que podría aplicarse a otros objetos que tienen una estructura similar.

5 Téngase en cuenta el caso de una exploración angular de la OCT del ojo, donde el ventilador de rayos converge en un punto C, como se ilustra en la figura 2. Éste es el patrón de exploración cuando se realiza la imagen de la retina. Se explora un haz colimado angularmente a través de la parte anterior del ojo, donde los elementos de refracción se enfocan en la retina. La parte superior de la figura 2 muestra el ventilador de rayos explorando la retina. La parte inferior representa la imagen adquirida por la OCT para los círculos de arco con el centro en C. Las coordenadas polares, r , a y un sistema cartesiano correspondiente con los ejes x y z se definen para el espacio objeto con el centro situado en la pupila del ojo, C. Para el espacio de imagen, se utiliza un simple sistema de coordenadas cartesianas (h, v) . Es necesario entender la relación entre un punto en el espacio objeto O (r, a) y el punto correspondiente en el espacio de imagen I (h, v) .

El capturador de fotogramas del sistema OCT coloca la imagen B-scan en el plano (h, v) , en el que:

$$\begin{aligned} h &= k_h \alpha, \\ v &= k_v z \end{aligned} \quad (2a,b)$$

15 z es el movimiento axial del espejo de referencia desde la posición inicial. k_h y k_v son factores de escala de exploración para el escáner transversal y axial respectivamente. k_h viene dado por el número de píxeles de muestra a lo largo del eje horizontal, $2H$, dividido por el ángulo máximo de deflexión de rayos ópticos, α_M . k_v viene dado por el número de píxeles de muestra verticales en la imagen a lo largo del eje vertical V dividido por el intervalo axial máximo, z_M cubierto por el escáner axial en el brazo de referencia del interferómetro de la OCT.

$$\begin{aligned} k_h &= \frac{2H}{\alpha_M} \\ k_v &= \frac{V}{z_M} \end{aligned} \quad (3a,b)$$

20 El escáner axial varía la trayectoria de referencia para seleccionar puntos dentro de la retina, situados a una cierta distancia radial entre r_0 y $r_0 + \Delta r$. Si el escáner se desplaza por z , entonces la ventana espacial de coherencia cerrada avanza desde la posición inicial r_0 a:

$$r = r_0 + \frac{z}{n} \quad (3c)$$

25 en el que n es el índice promedio de refracción de la retina, considerado una constante, 1,38 en todo el ojo por brevedad.

Colocando la referencia para $OPD = 0$ en el centro superior de la imagen o y haciendo también coincidir el espacio objeto y el espacio de la imagen en este punto, los errores laterales y verticales producidos por la exploración del ventilador se pueden calcular como sigue:

$$\begin{aligned} E^l &= \left(r_0 + \frac{z}{n}\right) \text{sen } \alpha \\ E^a &= \left(r_0 + \frac{z}{n}\right) \cos \alpha - r_0 \end{aligned} \quad (4a,b)$$

30 E^l mide lo mucho que el punto de imagen I se desplaza lateralmente con respecto al punto de objeto O correspondiente, mientras que E^a significa lo mucho que el punto de imagen se desplaza axialmente desde el punto de objeto O correspondiente. Para un ángulo α nulo, los errores son cero.

35 Para comprender mejor las distorsiones en el caso de exploración del ventilador, consideremos un objeto rectangular simple, tal como una lámina de vidrio de microscopio en la figura 3 izquierda. Durante la exploración, para una determinada OPD fija en el aparato de OCT, la puerta de coherencia selecciona esos puntos a partir del objeto situado en un arco de círculo con el centro en C y el radio que coincide con la longitud del brazo de referencia. Bajo estas circunstancias, la superficie Σ_1 anterior aparece en la imagen (figura 3 derecha) como una línea curva S_1 . Lo mismo ocurre en la otra superficie, Σ_2 cuya imagen está descrita por S_2 . El ejemplo de la figura 3 muestra que una forma horizontal de la superficie del objeto está representada como una superficie curvada hacia abajo en el espacio de imagen. Esto significa que las imágenes recogidas por el tipo de exploración del ventilador tienen que corregirse curvándolas.

Para los puntos en la superficie Σ_1 anterior, las coordenadas polares en el espacio objeto son:

$$O\left(\frac{r_0}{\cos \alpha}, \arctan \frac{x}{r_0}\right) \quad (5)$$

En las coordenadas cartesianas h y v , los puntos de la superficie Σ_1 anterior estarán situados en la imagen B-scan en los puntos:

$$I(h, v) = \left(k_u \arctan \frac{x}{r_0}, \frac{k_v r_0}{\cos \alpha} - k_v r_0\right) \quad (6)$$

Estas ecuaciones muestran que cuanto mayor sea el ángulo α a cada lado del eje oz , mayor será la distorsión vertical de la imagen. Una línea horizontal en el objeto se representa como una línea curvada hacia abajo en el espacio de imagen. De manera similar, la segunda superficie, Σ_2 , viene dada por los puntos

$$O\left(d + \frac{r_0}{\cos \alpha}, \arctan \frac{x}{r_0}\right) \quad (7)$$

será transferida a una línea curva:

$$I(h, v) = I\left(k_u \arctan \frac{x}{r_0}, k_v d + \frac{k_v r_0}{\cos \alpha} - k_v r_0\right) \quad (8)$$

en el plano de la imagen, (h, v) . La imagen corregida es mostrada en el lado derecho de la figura 4.

Se han invertido las ecuaciones de tipo 6 y 8 escritas para cada punto de la imagen para corregir las imágenes T-scan basadas en B-scan obtenidas a partir de la retina. El ejercicio de corrección se ejemplifica en dos imágenes mostradas en las figuras 4a y 4b, la de un ojo normal y de un caso de neurorretinitis con edema de disco óptico y desprendimiento seroso peripapilar de la retina neurosensorial. Para corregir las imágenes, se utilizó una longitud media de ojo de 24 mm para un paciente normal, el recorrido angular experimental de 35° y un índice promedio de refracción $n = 1,38$ como se presenta en la literatura, como por ejemplo en Chen E., *Eye Laboratory, Ophthalmic Res.*, 25, (1993), 65-68 y en Hammer M., Schweitzer D., Thamm E., Kolb A., *Optical Properties of ocular fundus tissues determined by optical coherence tomography*, Opt. Commun., 186, 149-153, 2000.

Es importante asociar la localización patológica a la curvatura del ojo, que es correcta en las imágenes dobladas hacia arriba. Para los valores numéricos utilizados, el error axial es de 1,2 mm y el error lateral de 0,44 mm. Aunque es posible estimar la longitud del ojo, para obtener resultados más precisos, la OCT debe utilizarse en primer lugar para evaluar el valor de la longitud del ojo, e ingresar a las evaluaciones anteriores.

Corrección de la orientación de la capa de EPR y CC

Un segundo aspecto de la divulgación es la corrección de la orientación de las capas justo debajo de la depresión foveal. Estas capas son importantes para el diagnóstico correcto de las enfermedades oculares.

En la figura 4a en la parte superior izquierda se muestra una imagen de la OCT de B-scan de la fovea obtenida con una exploración en T. Se selecciona una pequeña imagen de tamaño lateral alrededor de la fovea como la que está dentro del cuadrado superpuesto en la imagen. El tamaño lateral es pequeño y por simplicidad, se elige ignorar aquí la distorsión debida a la exploración del ventilador presentado anteriormente. Debido al efecto acumulado de (i) diferentes índices de refracción del vítreo y de la retina y (ii) de la depresión foveal, se distorsiona la imagen de las capas profundas en la retina. Por ejemplo, una imagen histológica de la fovea muestra que el epitelio pigmentario retiniano (EPR) es una capa orientada de manera recta. Sin embargo, debido a los efectos mencionados anteriormente, la capa del EPR está ligeramente curvada hacia arriba. El ámbito de la presente invención consiste en evaluar cuantitativamente la distorsión de la forma de la capa del EPR y su desviación hacia arriba a partir de una línea recta. Se considera el índice de refracción del vítreo, $n_v = 1.336$, y de la retina hasta el EPR, $n_r = 1,35$.

La imagen OCT muestreada por el cuadrado de la figura 4a en la parte superior izquierda podría transferirse a un gráfico calibrado que contenga sistemas de coordenadas ortogonales (ox a la derecha, oz hacia abajo) o muestreados digitalmente. Los contornos de la depresión foveal pueden entonces aproximarse mediante curvas analíticas:

$$z = f(x) \quad (19)$$

En el mismo sistema de coordenadas, la ecuación del centro del EPR puede aproximarse por:

$$z_p = \text{const} \tan t \quad (20)$$

El rayo que proviene del vítreo es incidente sobre la retina en A_j . La ecuación de la línea refractada $A_j B_j$ se escribe para un punto $A_j(x_j, z_j)$ en la membrana limitante interna (MLI) descrita por la ecuación (19), como:

$$x - x_j = m(z - z_j) \quad (21)$$

5 La pendiente es:

$$m = \tan\left[\frac{\pi}{2} \pm (\theta_j - \theta)\right] \quad (22)$$

El ángulo de incidencia, θ_j es

$$\theta_j = \pi \pm \gamma \quad (23)$$

donde γ viene dado por:

$$\tan \gamma = \frac{dz}{dx} \quad (24)$$

10

evaluado en cada punto A_j .

Se puede calcular la coordenada de cada punto B_j en el EPR donde la línea descrita por la ecuación (21) cruza el EPR descrito por la ecuación (20), y obtener los puntos de las coordenadas (x_p, z_p) . Si el origen de la longitud de la trayectoria óptica en el vítreo está en una coordenada $z = z_0$ (se muestra una línea de referencia en la figura 5), entonces la longitud de la trayectoria óptica se puede evaluar como:

15

$$v = n_v(z_j - z_0) + n_r \sqrt{(x_j - x_p)^2 + (z_j - z_p)^2} \quad (25)$$

Esto determina la forma de la capa del EPR en la figura 6. La desviación de la capa del EPR de la línea recta es pequeña y por lo tanto, para ilustrar la distorsión, la parte inferior debajo de la línea discontinua en la figura 6 se representa a escala vertical multiplicada 10 veces.

20

En puntos tales como B_f y B_p , donde el rayo viene a lo largo de la normal a la retina (como los puntos en el centro, A_f o en el exterior de la zona de la fovea, A_R , respectivamente), las coordenadas x son las mismas y la longitud del trayecto óptico es:

$$v_f = n_v(z_f - z_0) + n_r(z_p - z_f) \quad (26a)$$

o

25

$$v_R = n_v(z_R - z_0) + n_r(z_p - z_R) \quad (26b)$$

La elevación del EPR en el centro de la imagen puede calcularse simplemente substrayendo la ecuación (26a) de (26b) que resulta en:

$$\delta = (n_r - n_v)(z_f - z_R) \quad (27)$$

30

Teniendo en cuenta un valor promedio normal de la depresión foveal $H = (z_f - z_R) = 150 \mu\text{m}$ y los valores para los índices de refracción del vítreo, $n_v = 1.336$ y de la retina hasta el EPR, $n_r = 1.35$, $\delta = 2,1 \mu\text{m}$. Tal desviación es difícil de observar en la figura 5 debido a la resolución, $12 \mu\text{m}$ de un sistema de OCT basado en SLD. Sin embargo, esta desviación es comparable a la resolución de profundidad que se puede conseguir en la formación de imágenes de la OCT de alta resolución de la fovea.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de creación de imágenes en sección transversal de la OCT del epitelio pigmentario retiniano de un ojo que se está examinando, que comprende:

- 5 determinar la longitud del ojo;
- explorar el epitelio pigmentario retiniano, EPR, con un haz de luz de la OCT en una configuración en abanico a partir de un punto de convergencia en la pupila para la creación de una matriz de puntos de imagen definidos por coordenadas cartesianas (h, v) en un espacio de imagen;
- transformar dicha matriz de puntos de imagen en dicho espacio de imagen en una matriz de puntos definidos por coordenadas polares (r, α) a partir de dicho punto de convergencia en un espacio objeto teniendo en cuenta la longitud del ojo y el índice de refracción dentro de la retina, n;
- 10 en el que las coordenadas polares y las coordenadas cartesianas están relacionadas por:

$$h=2H\alpha/\alpha_M;$$

$$v=Vz/z_M;$$

15 y

$$r=r_0+z/n;$$

en las que 2H es un número de puntos de imagen a lo largo del eje h, V es un número de puntos de imagen a lo largo del eje v, α_M es un ángulo máximo de deflexión de rayos ópticos, z es la posición de un escáner axial y z_M es el intervalo axial máximo del escáner axial;

- 20 transformándose además dichos puntos de imagen teniendo en cuenta la altura de la depresión foveal, z_f - z_R, y el índice de refracción del vítreo, n_v, y el índice promedio de refracción de la fóvea, n_r y en el que el punto situado sobre el EPR en el centro de la fóvea se reduce en δ = (n_r - n_v) (z_f - z_R) y todos los puntos de cada lado se reducen en un valor proporcionalmente menor que la distancia lateral hasta un eje perpendicular situado en la fóvea a través de la depresión foveal;
- 25 visualizándose dicha matriz de puntos en el espacio objeto sobre un dispositivo de visualización para proporcionar una imagen en sección transversal de la OCT de la retina.

2. Un procedimiento según la reivindicación 1, en el que la longitud del ojo se mide con un aparato de OCT.

3. Un procedimiento según la reivindicación 1, en el que se estima la longitud del ojo.

30 4. Un procedimiento según la reivindicación 1, en el que se evalúa la altura H de la depresión foveal utilizando un dispositivo de OCT y los índices de refracción son n_v = 1,336, y de la retina hasta el EPR, n_r = 1,35.

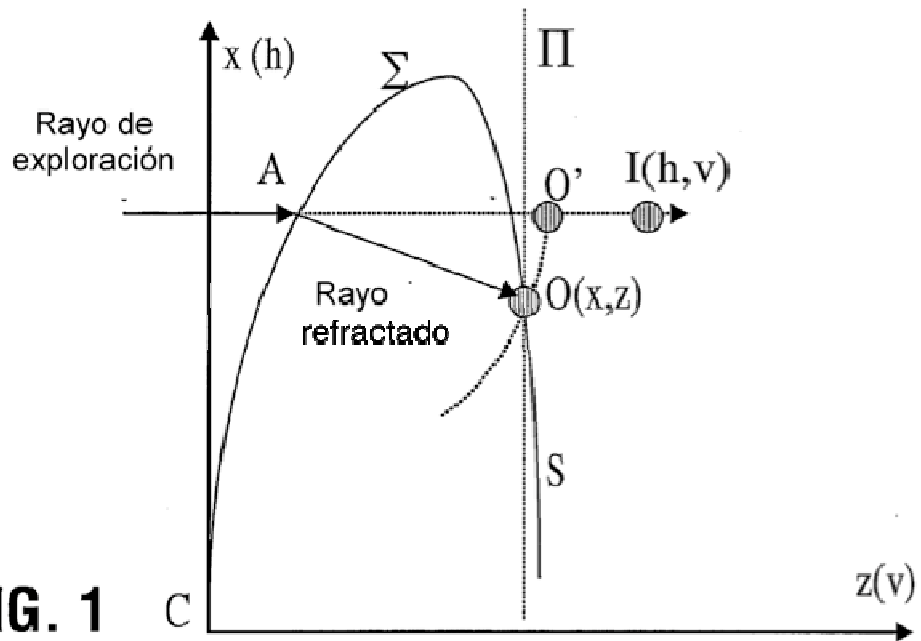


FIG. 1

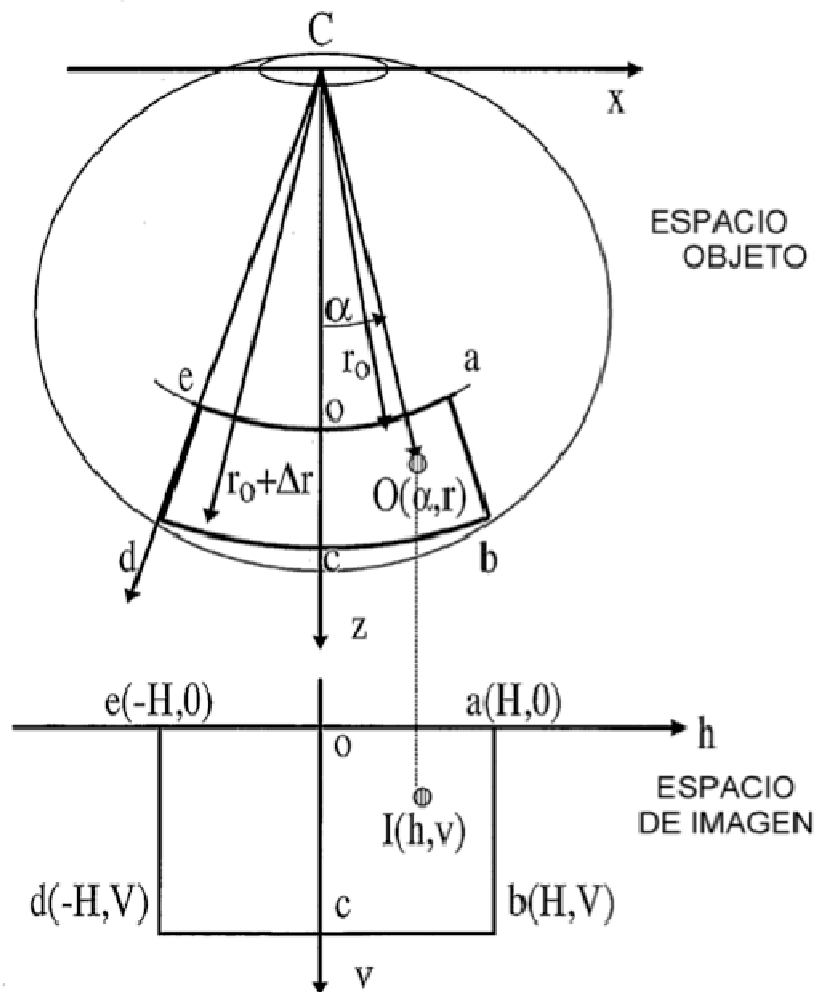


FIG. 2

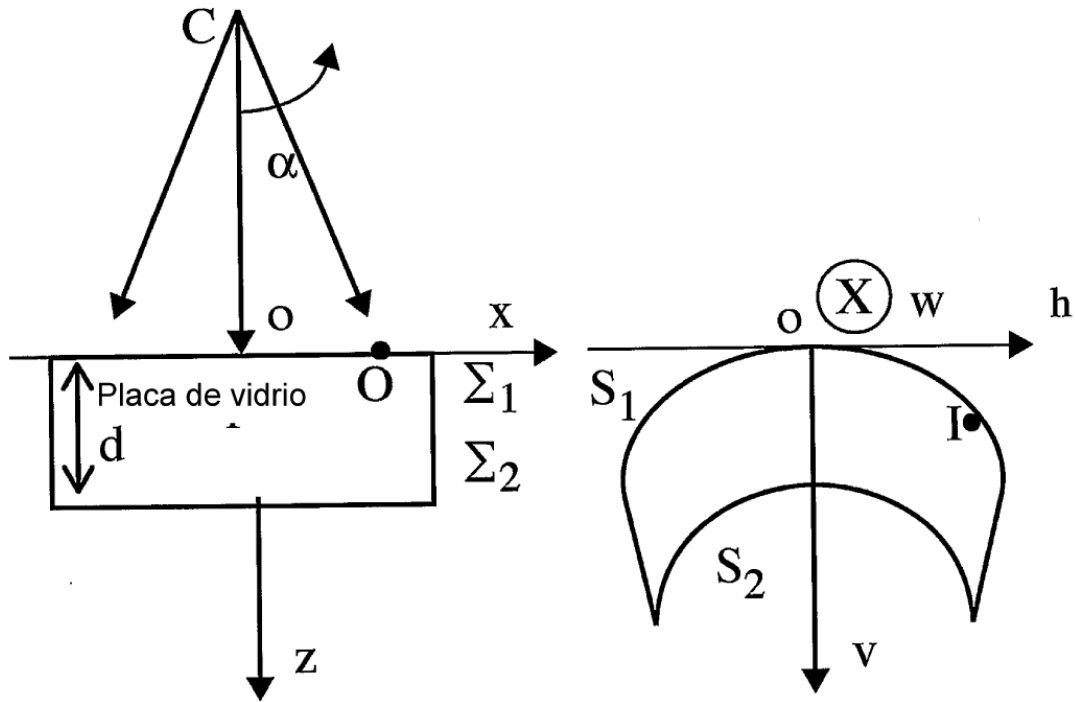
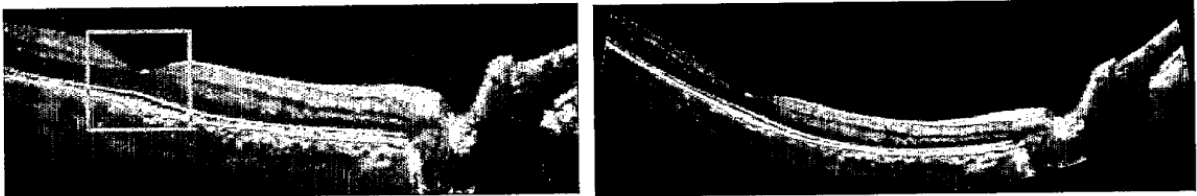
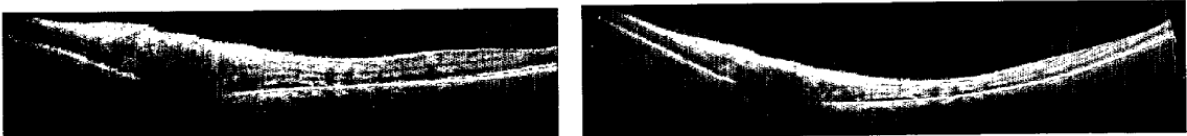


FIG. 3



Fóvea normal

FIG. 4a



Neuronitis con edema de disco óptico y desprendimiento seroso peripapilar

FIG. 4b

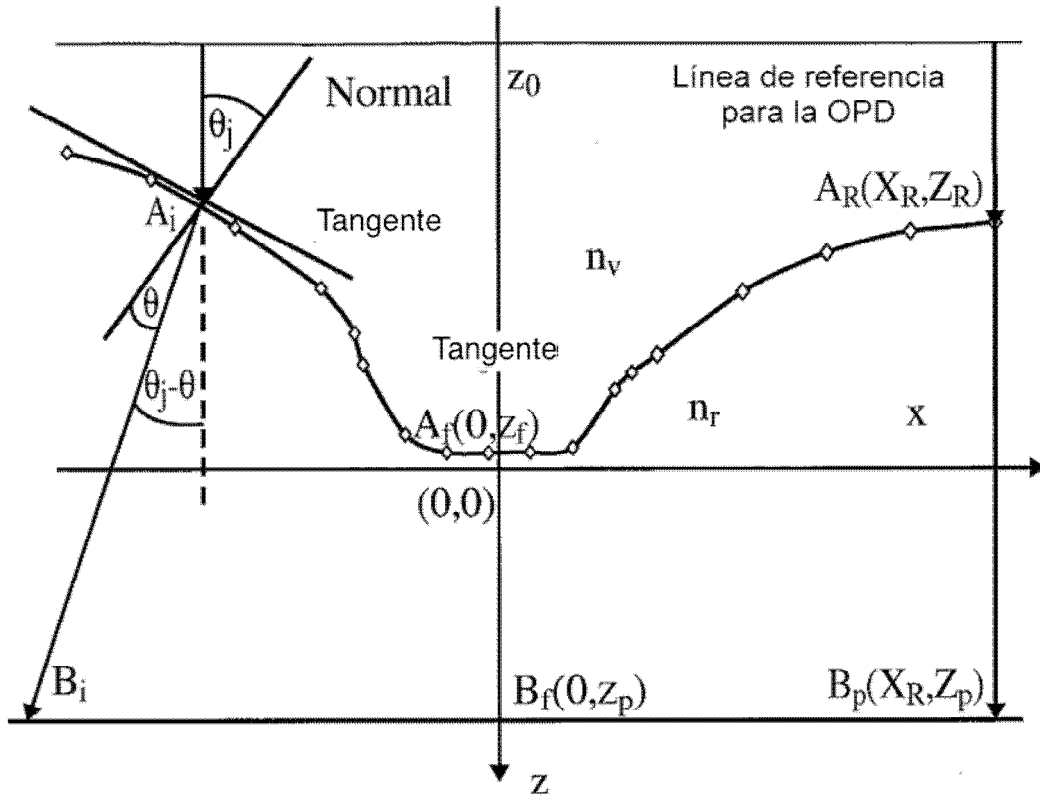


FIG. 5

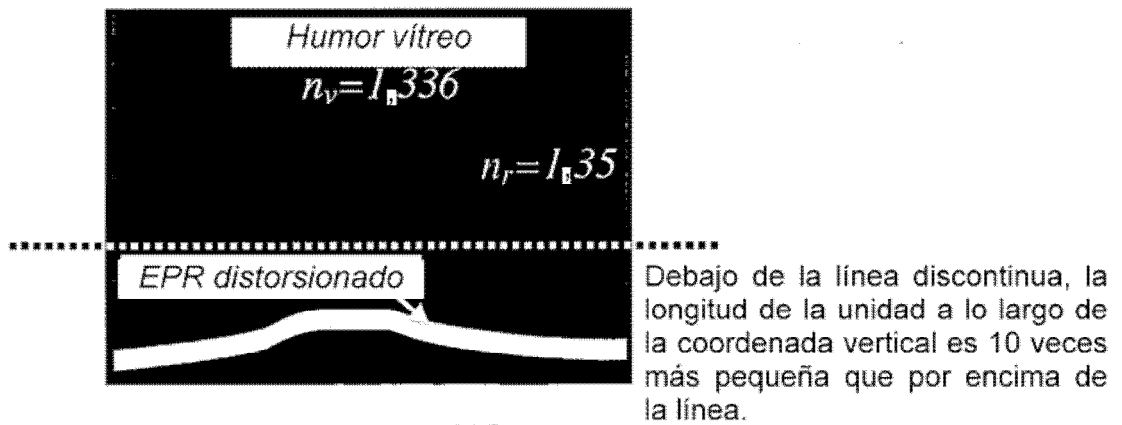


FIG. 6