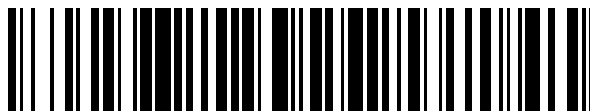


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 379 164**

21 Número de solicitud: 201031316

51 Int. Cl.:

G02C 7/06 (2006.01)

G02C 7/04 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN PREVIO

B2

22 Fecha de presentación:

02.09.2010

43 Fecha de publicación de la solicitud:

23.04.2012

Fecha de la concesión:

27.03.2013

45 Fecha de publicación de la concesión:

10.04.2013

73 Titular/es:

UNIVERSITAT DE VALENCIA

Avda. Blasco Ibañez, nº 13

46010 Valencia (Valencia) ES;

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA y
AJL OPHTHALMIC, S.A.

72 Inventor/es:

FURLAN , Walter Daniel;

ANDRÉS BOU, Pedro;

SAAVEDRA TORTOSA, Genaro;

PONS MARTÍ, Amparo;

MONSURIU SERRA, Antonio;

CALATAYUD CALATAYUD, Arnau;

REMÓN MARTÍN, Laura;

GIMÉNEZ PALOMARES, Fernando;

ROJAS SALEGUI, Juan Luis;

LARRA MATEOS, Eva y

SALAZAR SALEGUI, Pedro José

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

54 Título: **LENTE OFTÁLMICA MULTIFOCAL Y PROCEDIMIENTO PARA SU OBTENCIÓN.**

57 Resumen:

Lente oftálmica multifocal híbrida difractiva-refractiva, que puede ser utilizada como lente intraocular o lente de contacto y que está generada sobre la base de una lente refractiva en la que se incrementa el espesor de una de las caras utilizando una función construida a partir de una función escalonada, aperiódica pero ordenada mediante un procedimiento iterativo. De esta manera se consigue reducir la aberración cromática y aumentar la profundidad de campo de la lente a la vez que, al evitarse las superficies dentadas, se puede usar como lente de contacto.

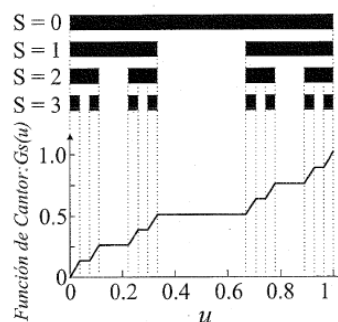


FIG. 2

ES 2 379 164 B2

DESCRIPCIÓN

Lente oftálmica multifocal y procedimiento para su obtención.

5 **Campo de la invención**

La presente invención se aplica a lentes multifocales que pueden ser utilizadas como lente intraocular o lente de contacto. En particular la invención se refiere a una lente con menor aberración cromática y mayor profundidad de campo que las lentes del estado de la técnica anterior.

10

Antecedentes de la invención

Las lentes multifocales oftálmicas pueden presentarse en forma de lentes de contacto, intraoculares o lentes para gafas. El principio en el que están basadas las lentes multifocales intraoculares y de contacto es la habilidad natural del cerebro para adaptarse a la visión de lejos o cerca eligiendo entre las imágenes producidas por la lente. Cuando el sistema visual recibe simultáneamente dos imágenes en la retina, selecciona la más nítida de las dos, y suprime la otra. En cirugía de cataratas son cada vez más frecuentes los implantes de lente intraoculares multifocales con los que se busca al mismo tiempo una óptima visión de lejos y en visión próxima. Se consigue así evitar el desenfoque en distancias próximas que se produce con las lentes monofocales. Además, en los diseños multifocales se intenta evitar la presencia de halos asociados a la aberración cromática.

20

Existen en el mercado diferentes diseños de lentes multifocales intraoculares. Estos diseños se pueden clasificar, en general, en diseños refractivos y diseños difractivos. En cambio, para lentes de contacto sólo existen modelos refractivos.

25

En los diseños refractivos la lente se subdivide en diferentes zonas anulares en las que se alternan 2 radios de curvatura diferentes proporcionando 2 potencias asociadas cada una de ellas para la visión “de lejos” y “de cerca”, respectivamente. Un ejemplo de este tipo de lentes es la lente intraocular ReZoom® de la empresa AMO.

30

Dicho de otro modo, las lentes intraoculares multifocales refractivas utilizan un método multizonal, es decir, se definen dos potencias que están incorporadas dentro de anillos o zonas refractivas circulares con diferentes radios de curvatura. Este tipo de lentes son pupilo-dependientes puesto que el tamaño de la pupila limita el número de zonas útiles de la lente y en consecuencia su respuesta dentro del sistema visual.

35

Las lentes multifocales difractivas utilizan los principios ópticos de la difracción combinados con los de la refracción para generar dos focos independientes. El efecto bifocal se consigue induciendo la formación simultánea de un foco de lejos (efecto refractivo) y uno de cerca (puramente difractivo) obtenido tallando en una de sus caras una placa zonal de Fresnel tipo “blazé” o “kinoform”. Un elemento de este tipo se muestra en la Fig. 1, donde puede verse que es una estructura formada por anillos circulares con un paso que aumenta proporcionalmente al radio r , de tal forma que es periódica en r^2 . Por lo tanto, al incorporar la placa zonal “blazé”, la lente multifocal difractiva resultante presenta en una de sus caras un perfil característico tipo “diente de sierra” que sigue la distribución de las zonas (Fig. 1) de la placa zonal de Fresnel. Con iluminación monocromática, una placa zonal “blazé” presenta un único foco, es decir, tiene una eficiencia de difracción del 100% cuando trabaja con la longitud de onda para la que ha sido diseñada. Los dientes de sierra de estas lentes son difíciles de producir mediante técnicas convencionales de torneado y aplicados a lentes de contacto resultarían incómodos para el usuario, razón por la cual esta aplicación no existe en el mercado. Un ejemplo de lente que intenta paliar estos problemas se puede encontrar en la patente US 6536899 B1. Esta patente describe una lente multifocal híbrida (difractiva-refractiva) que está constituida por un conjunto de zonas anulares de igual área, cada una de ellas dividida en al menos dos subzonas, de tal modo que el perfil varía de forma continua al pasar de cualquier subzona a la adyacente. Esta estructura periódica en la coordenada radial al cuadrado presenta al menos dos focos, cuyo número e intensidad depende de la subdivisión realizada, pero de los que sólo uno de ellos está libre de aberraciones cromáticas.

50

Objeto de la invención

55

La invención tiene por objeto mejorar la profundidad de campo y disminuir la aberración cromática de una lente oftálmica multifocal en todos los focos. Para ello, propone una lente híbrida difractiva-refractiva obtenida a partir de una lente de base, refractiva, en la que se modifica su superficie mediante una función predeterminada. Esta función $G_s(u)$ es una función escalonada aperiódica, ordenada mediante un procedimiento iterativo, que se expresa como:

60

65

$$G_s(u) = \begin{cases} \frac{1}{N} & \text{si } p_{s,1} \leq u \leq q_{s,1} \\ \frac{1}{N} \cdot \frac{u - q_{s,1}}{p_{s,1+1} - q_{s,1}} + \frac{1}{N} & \text{si } q_{s,1} \leq u \leq p_{s,1+1} \end{cases}$$

donde S representa el número de iteraciones (mayor que 2), N es el número de escalones, $l = 1, 2, \dots, N - 1$ y $u = 1 - r^2/b^2$ con $r^2 = x^2 + y^2$ siendo r la coordenada radial y b el radio máximo de la zona difractiva.

G puede ser cualquiera de las funciones del grupo Cantor, Thue-Morse, Paper Folding, Period-Doubling, Silver Mean, Bronze Mean, Copper Mean, Nickel Mean y Rudin-Shapiro. La lente refractiva de base puede ser monofocal, tórica y/o esférica.

Breve descripción de las figuras

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

Figura 1.- es una representación de una lente difractiva blazé con zonas de Fresnel de acuerdo con el estado de la técnica.

Figura 2.- es una representación de la función de Cantor utilizada como ejemplo de función aperiódica para generar la superficie de la lente de la invención.

Figura 3.- es una gráfica que representa el perfil de la lente de la invención de acuerdo a la función de Cantor.

Figura 4.- muestra una comparativa entre los focos en una lente monofocal refractiva y los focos de la lente objeto de la invención basada en la función de Cantor.

Figura 5.- es una representación de la función de Thue-Morse utilizada como ejemplo de función aperiódica para generar la superficie de la lente de la invención.

Figura 6.- muestra una comparativa entre los focos en una lente monofocal refractiva y los focos de la lente objeto de la invención basada en la función de Thue-Morse.

Descripción detallada de la invención

La lente objeto de la invención está diseñada para su uso como lente infraocular o como lente de contacto ya que su superficie no es dentada. Se trata de una lente multifocal y por lo tanto adaptada para la corrección simultánea tanto del defecto refractivo asociado al ojo en el que se coloca (implanta), como de su presbicia.

La lente se genera sobre la base de una lente refractiva, en la que se incrementa el espesor de una de las caras de la lente utilizando una función construida a partir de una secuencia aperiódica pero ordenada mediante un procedimiento iterativo. La función que define el espesor de la lente se define como:

$$\epsilon(x,y) = F(x,y) + M \cdot G_s(u),$$

donde $u = 1 - r^2/b^2$, $r^2 = x^2 + y^2$ y b es el radio máximo de la zona difractiva. De este modo se incrementa el espesor de la lente de partida $F(x,y)$ con la función escalonada aperiódica $G_s(u)$ normalizada, multiplicada por un factor de peso M que proporciona la diferencia de potencias entre las diferentes regiones de la lente y que puede ser positivo o negativo como se verá más adelante. Dicha función se construye de forma escalonada mediante la siguiente expresión matemática:

$$G_s(u) = \begin{cases} \frac{l}{N} & \text{si } p_{s,l} \leq u \leq q_{s,l} \\ \frac{1}{N} \frac{u - q_{s,l}}{p_{s,l+1} - q_{s,l}} + \frac{l}{N} & \text{si } q_{s,l} \leq u \leq p_{s,l+1} \end{cases}$$

siendo $0 < u < 1$, S el número de iteraciones empleado para generar la secuencia ordenada aperiódicamente y N es el número de segmentos (escalones) de la función aperiódica. Estos segmentos están separados por $N - 1$ regiones limitadas entre $[p_{s,l}, q_{s,l}]$ con $l = 1, 2, \dots, N - 1$ y que dependerán de la secuencia elegida. De este modo, la función $G_s(u)$ es monótonamente creciente en los N segmentos ordenados aperiódicamente y constante entre dichos segmentos.

La lente así generada se comporta como una lente híbrida de carácter difractivo-refractivo en la que se alternan zonas anulares con dos radios de curvatura diferentes que dan lugar a los focos principales de la lente. La difracción

producida por los diferentes anillos distribuidos aperiódicamente proporciona la estructura interna de cada uno de estos focos y depende de la función aperiódica elegida.

En un ejemplo preferencial, se parte de la función de Cantor tal y como se muestra en la Fig. 2. Dicha función se genera a partir de la secuencia aperiódica ordenada mediante el fractal de Cantor que se puede construir mediante el procedimiento iterativo. Partiendo de dos elementos A y B se construye en primer lugar la secuencia {ABA} y luego se reemplaza S veces A por ABA y B por BBB, por lo que las siguientes secuencias serían {ABABBBABA}, {ABABBBABABBBBBBBBBBABABBBABA},... y así sucesivamente. En este caso, el número de segmentos "A" (barras negras de la Fig. 2) ordenados aperiódicamente hasta un nivel de generación S es $N = 2^S$. A partir de esta secuencia aperiódica, la función de Cantor $G_s(u)$ es linealmente creciente en los $N = 2^S$ escalones (segmentos "A") y constante entre dichos escalones (segmentos "B").

El perfil de la cara de la lente que da lugar a la multifocalidad se muestra en la Fig. 3 como la curva superior. La curva escalonada muestra la diferencia (aumentada un factor 10) entre la superficie diseñada (curva superior) y la superficie refractiva de base (curva inferior) o superficie de partida de la lente, en este caso monofocal, es decir, representa directamente $G_s(u)$. En las zonas en las que la función aperiódica toma un valor constante las dos superficies comparten los mismos radios de curvatura y por lo tanto la misma potencia, que correspondería a la potencia de lejos. En las zonas crecientes de la función de Cantor, la superficie diseñada presenta un radio de curvatura menor por lo que la lente tendrá una mayor potencia (potencia de cerca).

Las lentes generadas con una función basada en una secuencia aperiódica pero ordenada mediante un procedimiento iterativo son multifocales y presentan varios focos principales rodeados de múltiples focos secundarios. Estos focos secundarios aparecen como consecuencia de las interferencias entre las diferentes zonas de la lente y al estar distribuidos axialmente en las cercanías de cada foco principal proporcionan en conjunto un foco compuesto con una mayor profundidad de campo. Este resultado, para una función aperiódica de Cantor con $S = 2$ para iluminación monocromática (de longitud de onda, $\lambda = 550$ nm), se muestra en la Fig. 4b. El radio de la lente esférica monofocal de partida es de 11,4 mm y $M = 18 \mu\text{m}$. Para su comparación, en la Fig. 4a se muestra el resultado que se obtiene para la lente monofocal refractiva de partida en aire. El índice de refracción de la lente es 1,493.

Gracias a la presencia de estos focos secundarios se obtiene una lente con menores aberraciones cromáticas. En efecto, al utilizar iluminación policromática, la dispersión cromática provoca que las imágenes proporcionadas por una lente convencional no coincidan en un mismo plano para las diferentes longitudes de onda, provocando los típicos halos asociados a la aberración cromática. En cambio, cada foco principal de la lente objeto de la invención exhibe una mayor extensión axial gracias a la presencia de los focos secundarios, dando lugar a una superposición parcial entre los mismos para las diferentes longitudes de onda. Es decir, el foco para el rojo y el foco para el azul se solapan en determinadas posiciones axiales junto a los focos de las longitudes de onda intermedias proporcionando un foco cuasi "blanco" y en consecuencia con una aberración cromática menor.

En otro ejemplo particular, se toma la función de Thue-Morse como función G. La secuencia ordenada aperiódicamente de Thue-Morse se genera mediante el método iterativo $H_s = \{H_{s-1}\hat{H}_{s-1}\}$ para $S > 1$ y $H_1 = \{A\}$. $\hat{H}_s$ se obtiene a partir de H_s intercambiando "A" y "B", por lo que $H_2 = \{AB\}$, $\hat{H}_2 = \{BA\}$, $H_3 = \{ABBA\}$, $\hat{H}_3 = \{BAAB\}$,... El número de segmentos "A" o "B" a un nivel de generación S es $N = 2^{S-1}$. Basándonos en esta secuencia se define la función aperiódica de Thue-Morse como una función monótonamente creciente en los segmentos "A" mientras que toma un valor constante en los segmentos "B". En la Fig. 5 se muestra la función de Thue-Morse resultante para $S = 5$. Siguiendo un procedimiento similar al realizado con el ejemplo preferencial basado en la función de Cantor, en la Fig. 6 se compara la irradiancia axial normalizada monocromática para una lente de tipo monofocal refractiva de Índice de refracción 1,493 en un medio de índice 1,336 (lente esférica de base) y una lente multifocal basada en la secuencia aperiódica de Thue-Morse construida sobre la misma lente de base con $S = 4$ y $M = 56 \mu\text{m}$. De nuevo se observan varios focos principales rodeados de múltiples focos secundarios como consecuencia de las interferencias entre las diferentes zonas de la lente que también proporcionan una extensión de la profundidad de campo y una menor aberración cromática en cada foco principal.

Al igual que las funciones de Cantor y Thue-Morse, para conseguir una mayor profundidad de campo y una menor aberración cromática se pueden utilizar las funciones aperiódicas de Period-Doubling, Silver Mean, Bronze Mean, Copper Mean, Nickel Mean, Rudin-Shapiro y Paper Folding.

El perfil que da origen a la multifocalidad de la lente de la invención puede estar distribuido en todo el diámetro de la lente, o bien estar localizado en la zona central de la misma. La alternancia entre zonas de lejos y cerca también puede invertirse si se le asigna al factor de peso M un valor negativo.

También se admiten diseños para compensar astigmatismos y aberraciones del ojo, en los que se parte de una lente refractiva de base que es tórica y/o esférica.

Otro parámetro libre de diseño es el número total de zonas, que viene fijado por el número de iteraciones S empleado para generar la función ordenada aperiódicamente. El número mínimo de zonas viene dado por $S = 2$. En general, a mayor número de zonas, mayor resolución o calidad de imagen, aunque resulta más complicada su construcción.

Al igual que cualquier lente difractiva, la lente de la invención se puede apodizar, haciendo que la altura relativa de las zonas no sea la misma en todas ellas.

Gracias a la invención se obtiene una gran profundidad de campo tanto para lentes intraoculares, como para lentes de contacto. En el contexto de las lentes de contacto esto supone una menor dependencia con el tamaño pupilar y por lo tanto es necesario un menor esfuerzo en el proceso de adaptación.

Una ventaja adicional es que las zonas así producidas no tienen aristas como en el caso de las lentes de Fresnel, lo que posibilita su utilización como lentes de contacto y no sólo como lentes intraoculares.

Por otro lado, al ser diseños con variaciones suaves del perfil entre zonas, las lentes propuestas pueden ser construidas con la misma tecnología que se utiliza actualmente para la fabricación de lentes monofocales, es decir, con tornos de precisión micrométrica.

REIVINDICACIONES

1. Lente oftálmica multifocal híbrida difractiva-refractiva **caracterizada** porque el espesor de su superficie viene dado por la función

$$e(x, y) = F(x, y) + M G_s(u),$$

con $u = 1 - r^2/b^2$, $r^2 = x^2 + y^2$, siendo b el radio máximo de la zona difractiva, $F(x, y)$ el espesor de una lente refractiva de base en función de las coordenadas cartesianas (x, y) y $G_s(u)$ una función escalonada aperiódica y ordenada mediante un proceso iterativo, donde S es el número de iteraciones, y que se expresa como

$$G_s(u) = \begin{cases} \frac{l}{N} & \text{si } p_{s,l} \leq u \leq q_{s,l} \\ \frac{1}{N} \frac{u - q_{s,l}}{p_{s,l+1} - q_{s,l}} + \frac{l}{N} & \text{si } q_{s,l} \leq u \leq p_{s,l+1} \end{cases}$$

siendo $0 < u < 1$, N el número de escalones de la función aperiódica separados por $N - 1$ regiones limitadas entre $p_{s,l}$, $q_{s,l}$ con $l = 1, 2, \dots, N - 1$ y cuyo número dependerá de la secuencia elegida.

2. Lente oftálmica según la reivindicación 1 **caracterizada** porque G_s es la función de Cantor, donde $N = 2^s$.

3. Lente oftálmica según la reivindicación 1 **caracterizada** porque G_s es la función de Thue-Morse, donde $N = 2^{s-1}$.

4. Lente oftálmica según la reivindicación 1 **caracterizada** porque G_s es una de las funciones Period-Doubling, Silver Mean, Bronze Mean, Copper Mean, Nickel Mean, Rudin-Shapiro y Paper Folding.

5. Lente oftálmica según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada** porque la lente refractiva de base es monofocal, tórica y/o esférica.

6. Procedimiento de obtención de una lente oftálmica multifocal híbrida difractiva-refractiva, donde partiendo de una lente, refractiva se modifica la superficie de dicha lente mediante una función, **caracterizado** porque la función es una función escalonada aperiódica ordenada mediante un procedimiento iterativo, que se expresa como

$$G_s(u) = \begin{cases} \frac{l}{N} & \text{si } p_{s,l} \leq u \leq q_{s,l} \\ \frac{1}{N} \frac{u - q_{s,l}}{p_{s,l+1} - q_{s,l}} + \frac{l}{N} & \text{si } q_{s,l} \leq u \leq p_{s,l+1} \end{cases}$$

con $u = 1 - r^2/b^2$, $r^2 = x^2 + y^2$, siendo b el radio máximo de la zona difractiva, x e y las coordenadas cartesianas,

N el número de escalones de la función aperiódica separados por $N - 1$ regiones limitadas entre $p_{s,l}$, $q_{s,l}$ con $l = 1, 2, \dots, N - 1$ y cuyo número dependerá de la secuencia elegida, $0 < u < 1$ y S es el número de iteraciones.

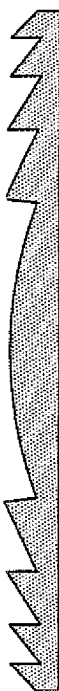


FIG. 1

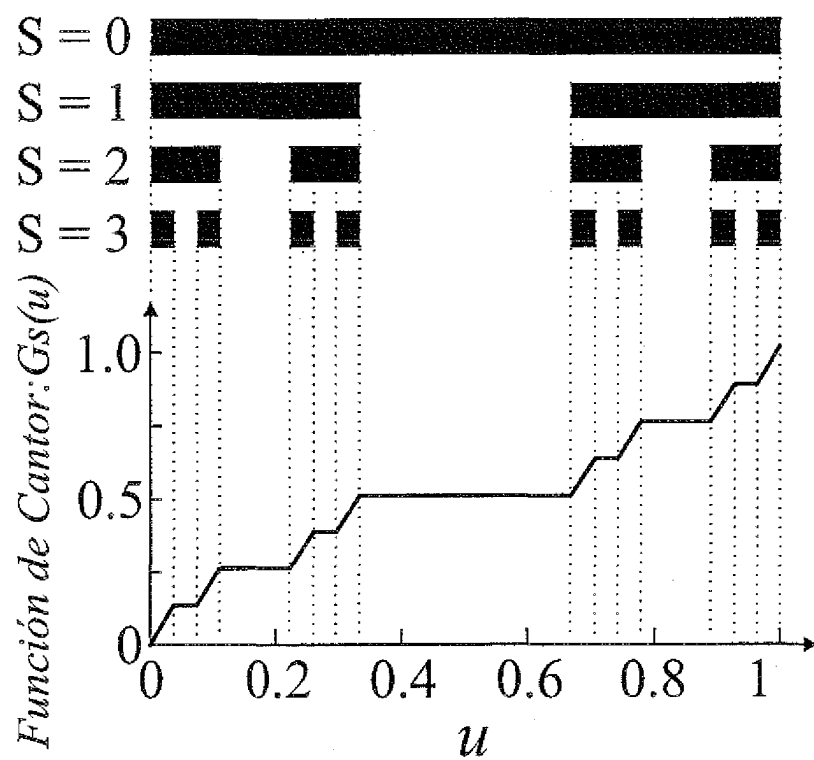


FIG. 2

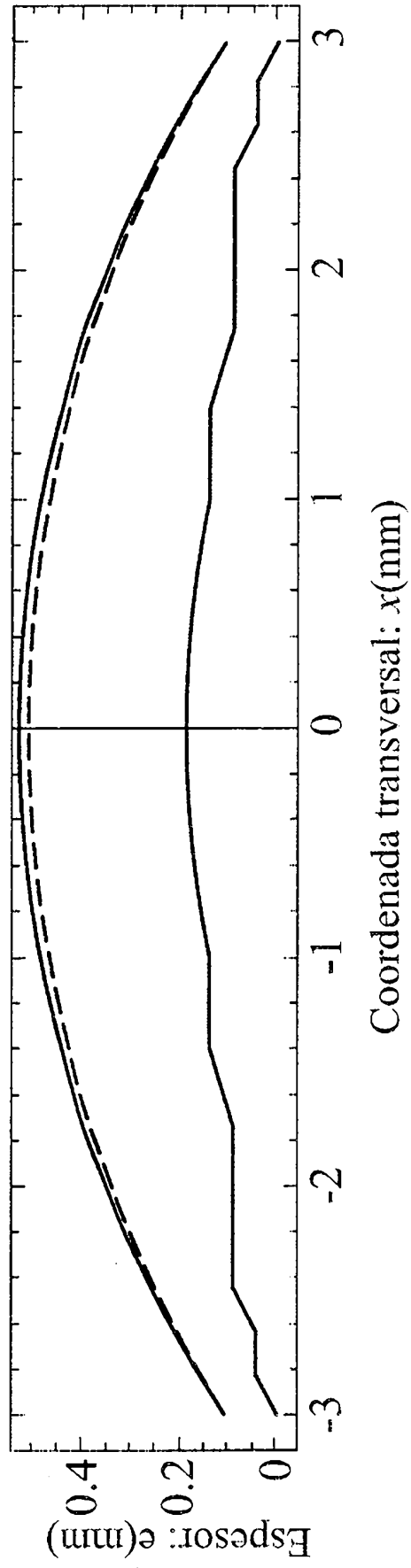


FIG. 3

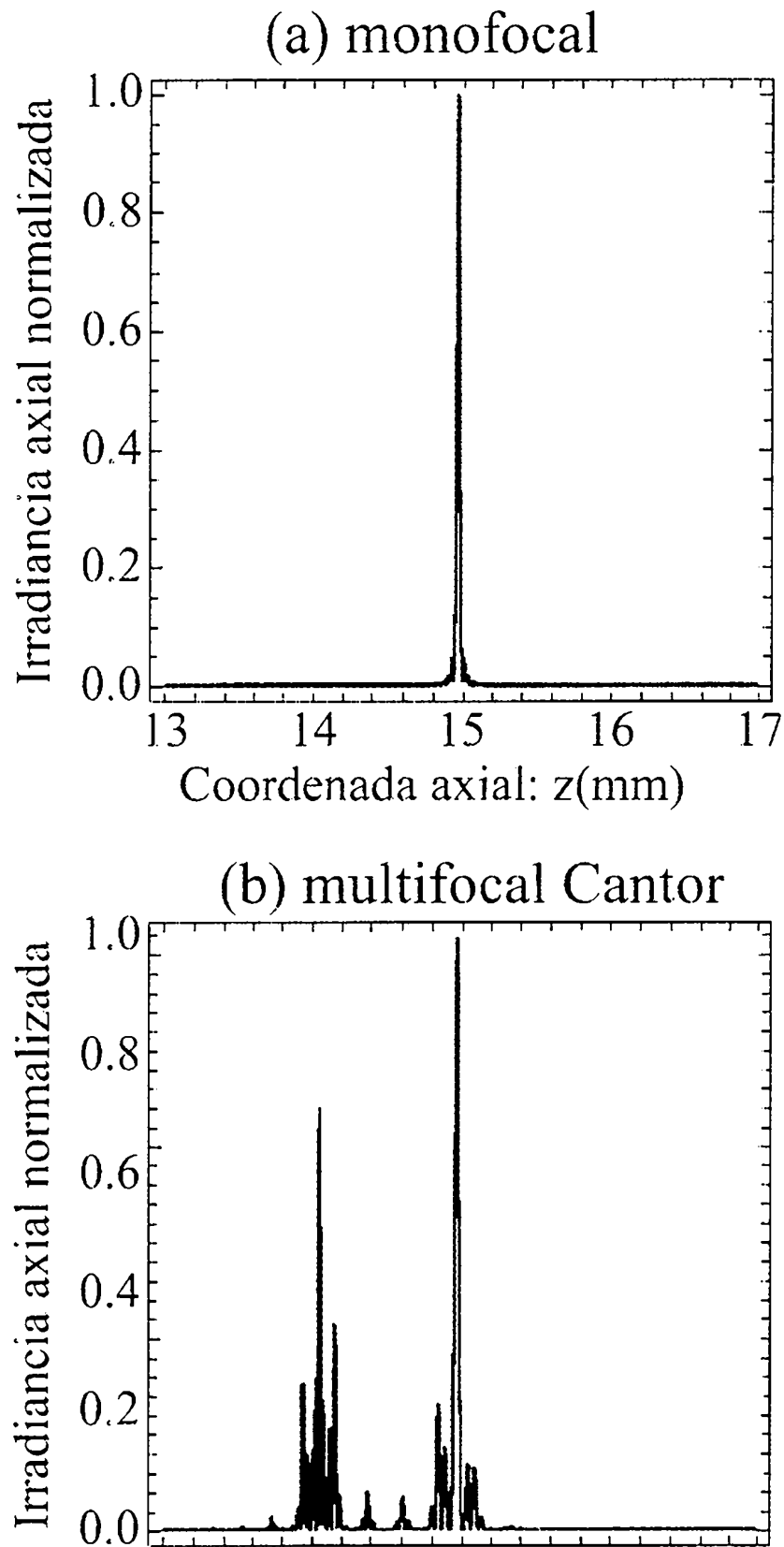


FIG. 4

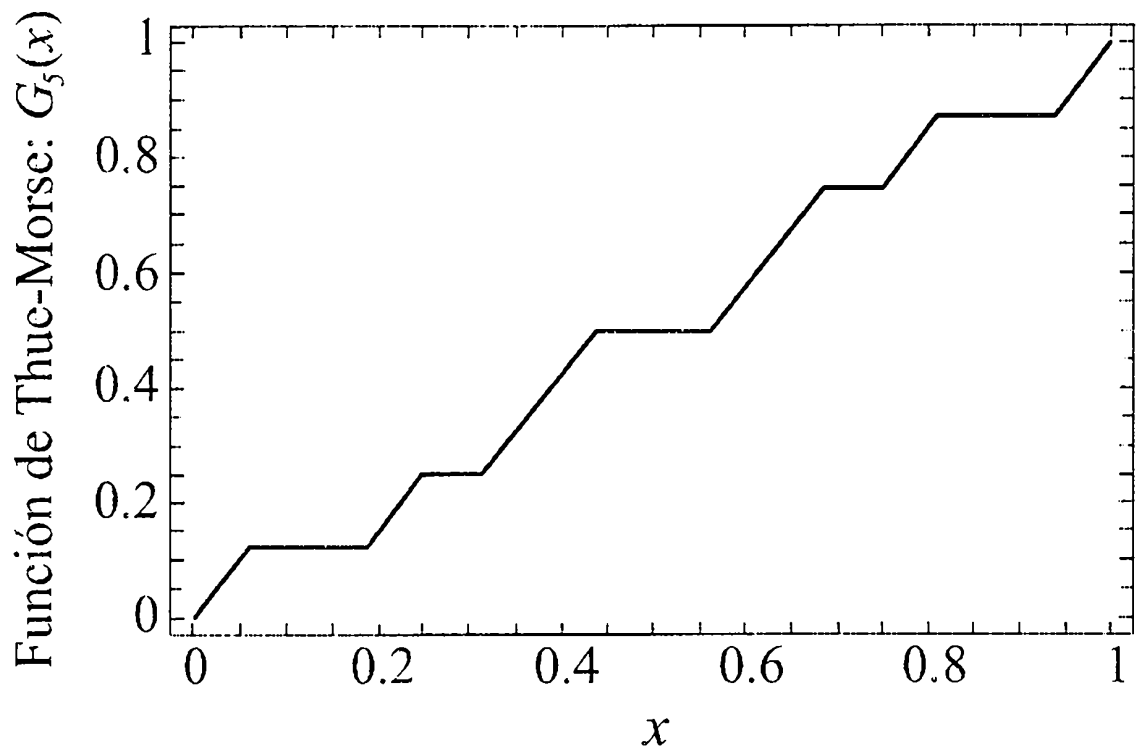
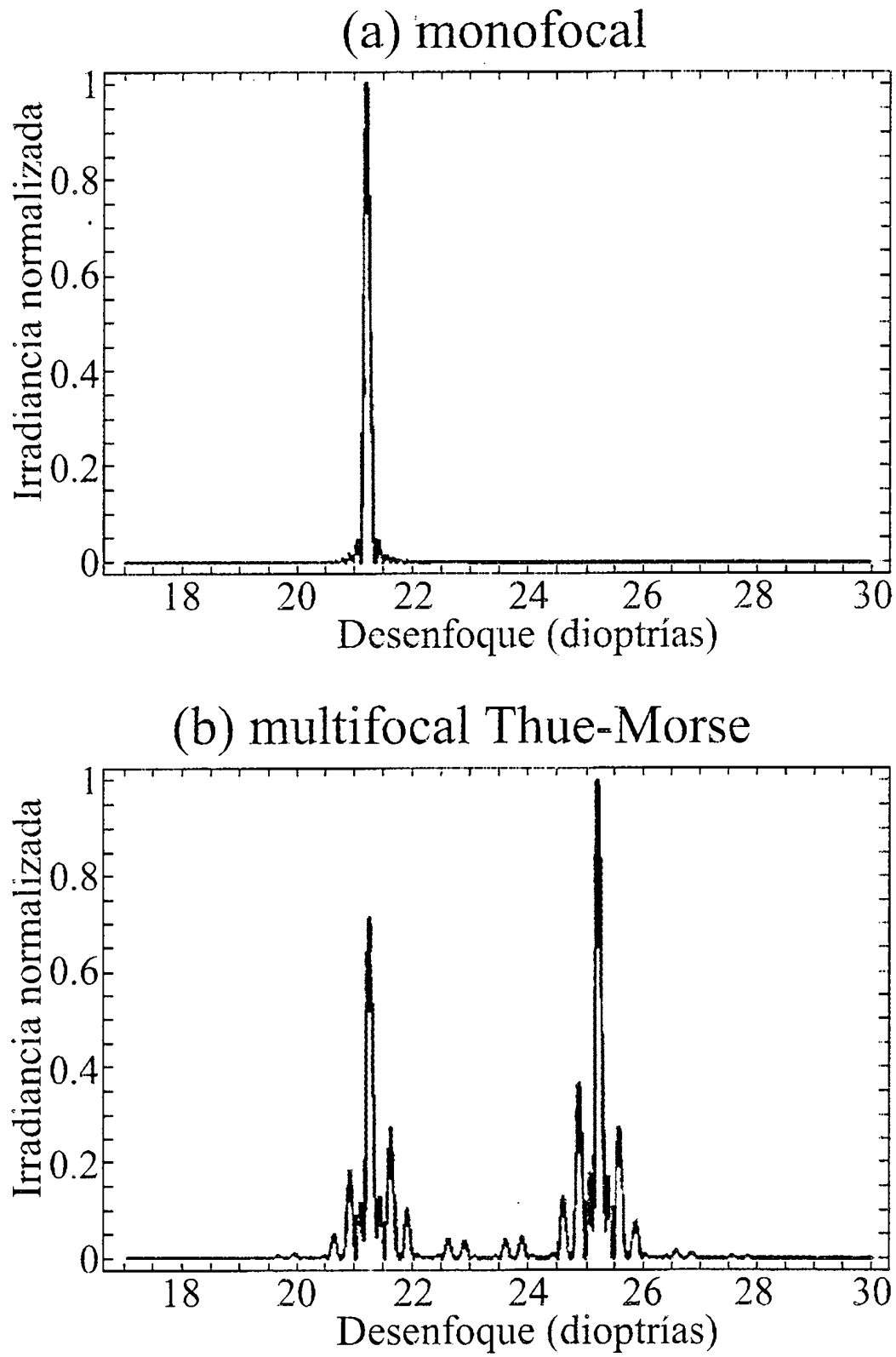


FIG. 5





OFICINA ESPAÑOLA
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

②① N.º solicitud: 201031316

②② Fecha de presentación de la solicitud: 02.09.2010

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤① Int. Cl.: **G02C7/06** (2006.01)
G02C7/04 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	US 2010097569 A1 (WEEBER et al.) 22.04.2010, todo el documento.	1,5,6
A	US 2009153794 A1 (IYER et al.) 18.06.2009, todo el documento.	1,5,6
A	US 2010131060 A1 (SIMPSON et al.) 27.05.2010, todo el documento.	1,5,6
A	US 2010066973 A1 (PORTNEY) 18.03.2010, todo el documento.	1,5,6
A	US 2009240328 A1 (TREUSHNIKOV et al.) 24.09.2009, todo el documento.	1,5,6
A	CALATAYUD A et al. "Polyadic devil's lenses", Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science and vision, USA, diciembre 2009, vol. 26, nº 12, páginas 2532-2537.	1-4,6
A	MONSORIU J A et al. "Fractal conical lenses", Optics express, USA, 2 de octubre 2006, vol. 14, nº 20, páginas 9077-9082.	1-4,6

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
10.04.2012

Examinador
A. Cárdenas Villar

Página
1/4

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

G02C

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

INVENES, EPODOC, WPI, NPL, INSPEC, BIOSIS, MEDLINE

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 10.04.2012

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1 - 6	SI
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones 1 - 6	SI
	Reivindicaciones	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión.-

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

1. Documentos considerados.-

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	US 2010097569 A1 (WEEBER et al.)	22.04.2010
D02	US 2009153794 A1 (IYER et al.)	18.06.2009
D03	US 2010131060 A1 (SIMPSON et al.)	27.05.2010
D04	US 2010066973 A1 (PORTNEY)	18.03.2010
D05	US 2009240328 A1 (TREUSHNIKOV et al.)	24.09.2009
D06	CALATAYUD A et al. "Polyadic devil's lenses", Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science and vision, USA, diciembre 2009, vol. 26, nº 12, páginas 2532-2537.	
D07	MONSURIU J A et al. "Fractal conical lenses", Optics express, USA, 2 de octubre 2006, vol. 14, nº 20, páginas 9077-9082.	

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

La solicitud de patente en estudio tiene una reivindicación independiente, la nº 1, que se refiere a una lente oftálmica multifocal híbrida difractiva-refractiva que se caracteriza porque en su diseño el cálculo del espesor se obtiene a partir de una función que representa el espesor de una lente refractiva de base junto con una función escalonada aperiódica y ordenada mediante un proceso iterativo.

Las reivindicaciones dependientes 2 (Cantor), 3 (Thue-Morse) y 4 se refieren a los tipos de funciones escalonadas seleccionadas. La reivindicación 5 incluye las características técnicas de la lente refractiva de base. La reivindicación 6 se refiere al procedimiento de obtención de la lente reivindicada anteriormente.

Los documentos citados D01 – D07 describen diferentes aspectos del estado de la técnica.

En concreto, los documentos de patente D01 – D05 reivindican diferentes tipos de lentes oftálmicas difractivas-refractivas, aunque de características técnicas diferentes a las de la lente reivindicada en esta solicitud. Por otra parte los documentos D06 – D07 describen elementos ópticos en cuyo diseño se ha utilizado una función escalonada aperiódica, específicamente la función de Cantor. Aunque en estos documentos se encuentran diferentes aspectos del estado de la técnica se considera que no afectan ni a la novedad ni a la actividad inventiva de las reivindicaciones de la solicitud en estudio según lo especificado en los artículos 6 y 8 de la Ley de patentes.