



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① Número de publicación: **2 272 143**

② Número de solicitud: 200403061

⑤ Int. Cl.:
A61F 2/16 (2006.01)

G02C 7/02 (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION

B1

⑫ Fecha de presentación: **22.12.2004**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **16.04.2007**

Fecha de la concesión: **13.02.2008**

⑭ Fecha de anuncio de la concesión: **01.03.2008**

⑮ Fecha de publicación del folleto de la patente:
01.03.2008

⑰ Titular/es:
INSTITUTO OFTALMOLÓGICO DE ALICANTE, S.L.
Avda. de Denia, s/n - Edificio Vissum
03019 Alicante, ES

⑱ Inventor/es: **Alio Sanz, Jorge Luciano;**
López Gil, Norberto y
Montes Mico, Robert

⑳ Agente: **No consta**

⑳ Título: **Lente intraocular para acromatizar el ojo y reducir sus aberraciones.**

㉑ Resumen:

Lente intraocular para acromatizar el ojo y reducir sus aberraciones.

Una LIO (lente intraocular) configurada para ser implantada en un ojo humano que comprende una primera superficie (1) y una segunda superficie superior (2), donde una de dichas superficies es difractiva y una de dichas superficies es refractiva, definiendo dicha primera superficie (1) y dicha segunda superficie (2) una estructura que tiene una pluralidad de propiedades ópticas para reducir aberraciones esféricas monocromáticas, aberraciones cromáticas y aberraciones esferocromáticas. Las superficies que pueden combinarse son: difractiva esférica, difractiva esférica, refractiva esférica, refractiva esférica. Las superficies esféricas pueden ser sustituidas por superficies planas.

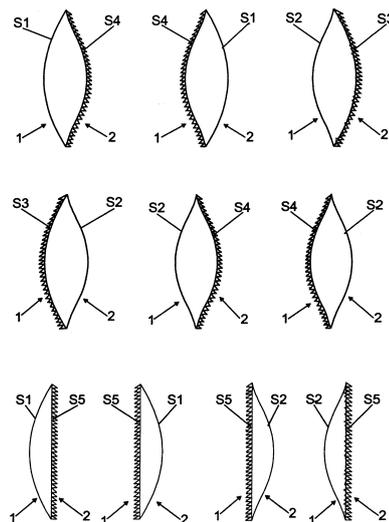


FIG. 1

ES 2 272 143 B1

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

DESCRIPCIÓN

Lente intraocular para acromatizar el ojo y reducir sus aberraciones.

5 **Campo de la invención**

La invención se engloba dentro de la oftalmología, optometría y óptica. En concreto, la invención se refiere a una lente intraocular para acromatizar el ojo y reducir sus aberraciones.

10 **Antecedentes de la invención**

El ojo, al igual que otros sistemas refractivos, presenta aberraciones que afectan la resolución y la calidad de la imagen que se forma en la retina. El ojo sufre de aberraciones monocromáticas (desenfoque, astigmatismo, aberración esférica, y otras) y cromáticas (longitudinal y transversal). Existe una corrección parcial de la aberración esférica por el aplanamiento periférico de la córnea y por el cristalino, especialmente en su estado acomodado. Por otra parte, el sistema óptico del ojo no posee capacidad para corregir la aberración cromática.

Las aberraciones monocromáticas como el desenfoque y el astigmatismo pueden corregirse mediante lentes oftálmicas, lentes de contacto, cirugía refractiva o mediante la implantación de lentes intraoculares (LIO en adelante) dentro del ojo.

Las aberraciones monocromáticas como la aberración esférica también puede corregirse mediante lentes oftálmicas y de contacto y actualmente están empezando a desarrollarse sistemas de LIOs para su corrección. Existen métodos para obtener lentes intraoculares que proporcionen una reducción de las aberraciones monocromáticas en el ojo. La patente U.S. 6,609,793 enuncia una metodología para obtener LIOs afáquicas proporcionando al ojo una reducción de las aberraciones monocromáticas: aberración esférica de alto orden, desenfoque y astigmatismo. Estos investigadores y otros que desarrollan una metodología similar, basan sus cálculos en medidas o simulaciones realizadas en luz monocromática o cuasi-monocromática, y sugieren eliminar la aberración a partir cálculos realizados en los que los índices de refracción intraoculares permanecen constantes. Dicho cálculo no tiene por tanto en consideración la variación de los índices de refracción de los medios para diferentes longitudes de onda, es decir, la dispersión cromática de los medios oculares.

La aberración cromática presenta una importante complicación en su corrección debido a la dispersión de la luz por su propia naturaleza y para acromatizar el ojo suelen necesitarse del acople de dos o más sistemas ópticos (dobletes o tripletes) para su corrección. No obstante, se han ideado LIOs que acromaticen el ojo con la finalidad de mejorar su calidad óptica. La patente U.S. 5,895,422 y WO 94/13225 enuncia una LIO afáquica para la corrección de la aberración cromática. Estas dos patentes no consideran que el ojo humano sufre de manera adicional a la aberración cromática las aberraciones monocromáticas que hemos comentado anteriormente (ejemplo: aberración esférica), y el cambio de esta aberración esférica A con la dispersión de la luz (aberración esferocromática), las cuales reducen en gran medida la calidad de la imagen que se forma en la retina.

En el ojo, también se presentan otro tipo de problemas como son las cataratas. La catarata es. la pérdida de transparencia del cristalino. El cristalino es una lente transparente que tenemos detrás de la pupila y que nos sirve para enfocar nítidamente los objetos: Con el paso de los años, por traumatismos, enfermedades, el cristalino puede ir perdiendo su natural transparencia. El tratamiento de las cataratas es fundamentalmente quirúrgico. La operación de cataratas consiste en la extracción del cristalino que está opacificado y su sustitución por una lente artificial: LIO, que se coloca en el mismo sitio que el cristalino original, restaurando la visión que se había perdido a consecuencia de las cataratas (*Agarwal S et al. en Phacoemulsification, Third Edition. SLACK Inc. 2004*). No obstante, también puede extraerse el cristalino aunque no esté opacificado y sustituirlo por una LIO. En este caso la extracción busca un fin refractivo: la eliminación de un error refractivo (miopía, hipermetropía y/o astigmatismo). Con este fin también puede, manteniéndose el cristalino, insertarse una LIO en la cámara anterior/posterior del ojo y así eliminar el error refractivo (LIO fáquica, *Alió JL y Pérez-Santonja JJ en Refractive Surgery with Phakic IOLs, SLACK Inc. 2004*).

La mayoría de las LIOs desarrolladas hasta ahora no aportan un diseño óptico tal que proporcione la mejor calidad óptica del conjunto lente más ojo y consecuentemente la mejor calidad de la imagen formada en la retina. Estos pacientes refieren disminución en la calidad de visión (*Montés-Micó et al. en J Cataract Refract Surg 2003; 29:703-11 y Ophthalmology 2004; 111; 85-96*) debido principalmente a la presencia de cierta cantidad de aberraciones ópticas.

Según la naturaleza policromática o no de la luz, existen dos tipos de aberraciones: cromáticas y monocromáticas. La dispersión cromática en el ojo origina la presencia de aberraciones cromáticas (longitudinal y transversal) que merman considerablemente la visión de los detalles (*Thibos et al. en Optom Vis Sci 1991; 68:599-607*). Pero incluso, en el caso de que el ojo no dispersara la luz, existen otro tipo de aberraciones (aberraciones monocromáticas) que también afectan a la visión de los detalles. Por su presencia en el ojo humano, son de especial relevancia las aberraciones de bajo orden (desenfoque y astigmatismo) y la aberración esférica (*Castejón-Mochón et al en Vis Res 2002; 42:1611-7*). En luz policromática ambos tipos de aberraciones (cromáticas y monocromáticas) están presentes en el ojo dependiendo unas de otras. En concreto, la variación de la aberración esférica con la longitud de onda origina la denominada

aberración esferocromática, la cual puede afectar considerablemente a la calidad óptica de la imagen formada en la retina e inexorablemente a la calidad de visión. Por ello, para que una LIO proporcione una buena calidad óptica en el ojo, ésta debe corregir tanto las aberraciones cromáticas como las aberraciones monocromáticas del mismo.

5 Descripción de la invención

El objetivo de la invención es desarrollar una nueva LIO para ser implantada en el ojo humano. En el diseño de la nueva LIO se ha considerado la presencia en el ojo de aberración esférica monocromática y aberración cromática. La implantación de la LIO propuesta pretende reducir dichas aberraciones y proporcionar una mejor calidad óptica y en consecuencia un mayor rendimiento visual del ojo humano.

A la vista de lo anterior existe la necesidad de desarrollar una LIO que se adapte mejor a las aberraciones, tanto monocromáticas como cromáticas, presentes en el ojo humano y que proporcione la mejor calidad óptica. La LIO desarrollada en esta invención soluciona los problemas no considerados en las patentes anteriores que no tienen en cuenta ambas aberraciones ni tampoco, por tanto, la aberración esferocromática. Un diseño de este tipo mejora la calidad óptica de anteriores LIOs, siendo capaz de reducir la aberración esférica monocromática, la aberración cromática y la aberración esferocromática para que en conjunto proporcione una mejor calidad óptica, una mejor calidad en la imagen retiniana y por tanto de la calidad visual.

El diseño de la nueva LIO está basado en una lente híbrida de dos superficies, siendo una superficie refractiva y la otra difractiva. La combinación de ambas compensa la dispersión cromática del ojo humano. Por otro lado, al menos una de las superficies es esférica, lo que posibilita la reducción de la aberración esférica del ojo completo una vez insertada la LIO. La compensación de ambas aberraciones disminuye también la aberración esferocromática.

Un primer aspecto de la invención se refiere a una LIO (lente intraocular) configurada para ser implantada en un ojo humano que comprende una primera superficie y una segunda superficie, donde

una de dichas superficies es difractiva;

una de dichas superficies es refractiva;

al menos una de dichas superficies es esférica;

definiendo dicha primera superficie y dicha segunda superficie una estructura que tiene una pluralidad de propiedades ópticas que consideran

dispersiones cromáticas de los medios oculares,

aberraciones monocromáticas esféricas de la córnea y el cristalino y

aberraciones esferocromáticas por el cambio de aberraciones monocromáticas

esféricas con la dispersión de la luz;

para reducir aberraciones esféricas monocromáticas, aberraciones cromáticas y aberraciones esferocromáticas.

De acuerdo con este primer aspecto, se definen diferentes variantes de la invención:

- LIO donde la primera superficie es refractiva esférica y la segunda superficie es difractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es difractiva esférica y la segunda superficie es refractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es refractiva esférica y la segunda superficie es difractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es difractiva esférica y la segunda superficie es refractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es refractiva esférica y la segunda superficie es difractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es difractiva esférica y la segunda superficie es refractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es refractiva esférica y la segunda superficie difractiva plana.
- LIO donde la primera superficie es difractiva plana y la segunda superficie es refractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es difractiva plana y la segunda superficie es refractiva esférica.
- LIO donde la primera superficie es refractiva esférica y la segunda superficie es difractiva plana.

ES 2 272 143 B1

La LIO de la invención está configurada para ser colocada en una posición en el ojo humano seleccionada entre: una cámara posterior, una cámara anterior, una cápsula, una córnea y un vítreo.

Asimismo, la LIO está configurada para ser colocada en un ojo humano con o sin cristalino.

Por otro lado, la LIO está compuesta de un material blando o duro que presente biocompatibilidad con el ojo humano. El material de la LIO puede estar seleccionado entre: acrílico, silicona, hidrogel, metil-metacrilato y combinaciones de los mismos.

Adicionalmente, la LIO además comprende hápticos para poder ser implantada en el ojo humano, estando configurados dichos hápticos para colocar la LIO en una posición en el ojo humano seleccionada entre: una cámara posterior, una cámara anterior, una cápsula, una córnea y un vítreo.

La LIO también puede comprender un material con una transmitancia selectiva a determinadas longitudes de onda.

Igualmente, la LIO está configurada para permitir movimiento y pseudo-acomodación de dicha lente.

Opcionalmente, la primera y/o segunda superficies de la LIO presentan variaciones radiales de curvatura de forma que la lente presente diferentes focos para obtener una LIO multifocal.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se pasa a describir de manera muy breve una serie de dibujos que ayudan a comprender mejor la invención y que se relacionan expresamente con una realización de dicha invención que se presenta como un ejemplo no limitativo de ésta.

La Figura 1 muestra algunos de los diferentes diseños de la LIO en sus posibles combinaciones con curvaturas convexas.

La Figura 2 muestra la función de transferencia de Modulación (MTF) policromática para el modelo de ojo del ejemplo, con la LIO propuesta en el ejemplo (línea continua), la LIO de referencia del ejemplo (línea de puntos); y sistema limitado por difracción (línea gris).

La Figura 3 muestra el desplazamiento del foco (D, dioptrías) para diferentes longitudes de onda para el modelo de ojo del ejemplo, con la LIO propuesta en el ejemplo (línea continua), y la LIO de referencia (línea de puntos) propuesta en ejemplo.

La Figura 4 muestra la diferencia de camino óptico (Optical Path Difference, OPD) en eje en la pupila de entrada para las cinco longitudes de onda usadas (ver figura) en el modelo de ojo del ejemplo, con la LIO propuesta (a), y la LIO de referencia (b).

Descripción de una realización preferida de la invención

La lente propuesta es combinación de una superficie refractiva y otra difractiva que se presentan a continuación:

- S1: Superficie refractiva esférica estándar determinada por su sagita (z):

$$z = cr^2/[1 + (1 - (1 + k)c^2r^2)^{1/2}]$$

donde: c es la curvatura pudiendo ser su valor positivo, negativo o nulo (superficie plana), r es la coordenada radial en unidades de lente y k es la constante cónica.

- S2: Superficie refractiva esférica uniforme-lisa, determinada por su sagita (z):

$$z = cr^2/[1 + (1 - (1 + k)c^2r^2)^{1/2}] + \alpha_1 r^2$$

donde: c es la curvatura pudiendo ser su valor positivo, negativo o nulo (superficie plana), r es la coordenada radial en unidades de lente, k es la constante cónica y α_1 es una constante.

ES 2 272 143 B1

- S3: Superficie difractiva esférica similar a la superficie S1 con una variación de fase (ϕ) del tipo:

$$\phi = \beta_1 \cdot \rho^2 + \beta_2 \cdot \rho^4$$

5

donde: β_1 y β_2 son constantes y ρ es la coordenada correspondiente la apertura radial normalizada.

- S4: Superficie difractiva esférica similar a la superficie S2 con una variación de fase (ϕ) del tipo:

10

$$\phi = \beta_1 \cdot \rho^2 + \beta_2 \cdot \rho^4$$

donde: β_1 y β_2 son constantes y ρ es la coordenada correspondiente la apertura radial normalizada.

15

- S5: Superficie difractiva plana con una variación de fase (ϕ) del tipo:

20

$$\phi = \beta_1 \cdot \rho^2 + \beta_2 \cdot \rho^4$$

donde: β_1 y β_2 son constantes y ρ es la coordenada correspondiente la apertura radial normalizada.

25

Las combinaciones de superficies para formar la LIO son las siguientes:

1. Superficie refractiva S1 + Superficie difractiva S4
2. Superficie difractiva S4 + Superficie refractiva S1
3. Superficie refractiva S2+ Superficie difractiva S3
4. Superficie difractiva S3 + Superficie refractiva S2
5. Superficie refractiva S2+ Superficie difractiva S4
6. Superficie difractiva S4 + Superficie refractiva S2
7. Superficie refractiva S1 + Superficie difractiva S5
8. Superficie difractiva S5 + Superficie refractiva S1
9. Superficie difractiva S5 + Superficie refractiva S2
10. Superficie refractiva S2 + Superficie difractiva S5.

30

35

40

45

De manera adicional a la estructura óptica descrita, la nueva LIO puede diseñarse con un material que incluya un cromóforo capaz de reducir selectivamente la transmitancia de determinadas longitudes de onda.

50

La principal aplicación de la LIO propuesta es la mejora de la calidad óptica y visual [Agudeza Visual, Función de Transferencia de Modulación (MTF, en adelante) monocromática y policromática, Función de Sensibilidad al Contraste,...] de la persona a la que le haya sido implantada.

55

A continuación se describe un ejemplo de LIO que compensa la aberración esférica y cromática de un modelo ojo.

El modelo de ojo propuesto está compuesto por cuatro superficies (dos para la córnea y dos para la LIO), un iris plano y una retina esférica. Los datos concretos vienen indicados en la tabla 1.

60

65

ES 2 272 143 B1

TABLA 1

| Superficie | Radio (mm) | Espesor (mm) | índice | radio (mm) | cónica | α_1 | β_1 | β_2 |
|------------|------------|--------------|--------|------------|---------|------------|--------------|-----------|
| Objeto | infinito | Infinito | - | 0 | 0 | - | - | - |
| 1 sup. | 7.72 | 0.55 | Córnea | 3 | -0.26 | - | - | - |
| 2 sup. | 6.5 | 3.05 | Acuoso | 3 | 0 | - | - | - |
| Pupila | infinito | 0 | Acuoso | 3 | 0 | - | - | - |
| 3 sup. | 11.354395 | 2 | PMMA | 3 | -3.1316 | - | -1875.988969 | - |
| 4 sup. | -70.807499 | 18.32 | Vítreo | 3 | -1 | 0.004128 | - | - |
| Retina | -12 | - | - | 3 | - | - | - | - |

Los parámetros α_1 y β_1 se han optimizado para minimizar el valor cuadrático medio (Root Mean Square o RMS) medido en el plano de pupila, pero pueden ser igualmente optimizados para minimizar otro tipo de parámetro de calidad de imagen tanto en el plano de pupila como en el plano de la retina.

Además de los valores de la Tabla 1, se ha utilizado los siguientes valores generales del sistema óptico:

- Pupila de entrada = 5 mm de diámetro

- Longitudes de onda: 470, 510, 555, 610 y 650 nm.

- Para simular la diferente sensibilidad espectral del ojo se han dado los siguientes pesos a las correspondientes longitudes de onda: 0.091 (470 nm); 0.503 (510 nm); 1 (555 nm); 0.503(610 nm) y 0.107 (650 nm).

- La variación de los índices de refracción con la longitud de onda viene dada por la siguiente expresión:

$$n = n_0 + A/\lambda + 8/\lambda^{3.5}$$

donde los valores concretos de n_0 , A y B usados en el modelo viene la tabla 2.

TABLA 2

| | Córnea | Acuoso | LIO | Vítreo |
|-------|----------------|----------------|-----------------|----------------|
| n_0 | 1.36468149 | 1.40773666 | 2.18645820 | 1.32468149 |
| A | 0.00478075412 | 0.00418843604 | -0.000244753480 | 0.00478075412 |
| B | 0.000499214097 | 0.000800625695 | 0.0141557870 | 0.000499214097 |

Estos datos también son aproximados y pueden variar según las medidas realizadas.

El material de la LIO es el PMMA (PoliMetilMetAcrilato), pero podría ser otro tal y como se especifica en el apartado de reivindicaciones: un material blando o duro que presente biocompatibilidad con el ojo humano seleccionado entre: acrílico, silicona, hidrogel, metil-metacrilato.

Para poder comparar los resultados con una LIO convencional fabricada con PMMA, se han utilizado los valores de una LIO (LIO de referencia) con las superficies esféricas óptimas que minimizan la varianza de la aberración de onda (RMS). En nuestro ejemplo dichas superficies han tomado los radios de curvatura de 10.489273 mm y -44.134751 mm para la primera y segunda superficie respectivamente.

La figura 2 muestra los valores de la MTF policromática en el eje horizontal del modelo de ojo con la LIO propuesta (línea continua); la LIO de referencia (línea de puntos), y la correspondiente al sistema limitado por difracción (línea gris).

ES 2 272 143 B1

La figura 3 muestra el desplazamiento del foco (D) para diferentes longitudes de onda (aberración cromática longitudinal) con la LIO propuesta (línea continua), y la LIO de referencia (línea de puntos).

5 La figura 4 muestra la diferencia de camino óptico (OPD) en longitudes de onda (1 longitud de onda = 0.555 micras), en eje en la pupila de entrada para las cinco longitudes de onda usadas (indicadas dentro de la propia figura) para la LIO propuesta (a), y la LIO de referencia (b).

10 Las figuras 2, 3 y 4 muestran la significativa reducción de aberraciones tanto monocromáticas como cromáticas del modelo de ojo propuesto cuando se le implanta la, LIO propuesta en comparación con una LIO convencional de superficies esféricas.

15 Los valores del modelo de ojo presentados (tabla 1 y 2), son valores aproximados que pueden cambiar dependiendo del modelo concreto de ojo que se utilice. El cambio de dichos valores variaría los valores de α_1 y β_1 (y el de β_2 en caso de que se utilice una superficie difractiva y asférica tipo S4) obtenidos y presentados en la tabla 1. Se pueden tomar así mismo más longitudes de onda y otro radio pupilar que también modificarían dichos valores.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

5 1. Una LIO (lente intraocular) configurada para ser implantada en un ojo humano que comprende una primera superficie (1) y una segunda superficie (2), **caracterizada** porque:

una de dichas superficies es difractiva;

una de dichas superficies es refractiva;

10 al menos una de dichas superficies es esférica;

definiendo dicha primera superficie (1) y dicha segunda superficie (2) una estructura que tiene una pluralidad de propiedades ópticas que consideran

15 dispersiones cromáticas de los medios oculares,

aberraciones monocromáticas esféricas de la córnea y el cristalino y

20 aberraciones esferocromáticas por el cambio de aberraciones monocromáticas esféricas con la dispersión de la luz;

para reducir aberraciones esféricas monocromáticas, aberraciones cromáticas y aberraciones esferocromáticas.

25 2. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es refractiva esférica(S1) y la segunda superficie (2) es difractiva esférica (S4).

3. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es difractiva esférica (S4) y la segunda superficie (2) es refractiva esférica (S1).

30 4. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es refractiva esférica (S2) y la segunda superficie (2) es difractiva esférica (S3).

35 5. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es difractiva esférica (S3) y la segunda superficie (2) es refractiva esférica (S2).

6. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es refractiva esférica (S2) y la segunda superficie (2) es difractiva esférica (S4).

40 7. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque donde la primera superficie (1) es difractiva esférica (S4) y la segunda superficie (2) es refractiva esférica (S2).

8. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es refractiva esférica(S1) y la segunda superficie (2) es difractiva plana (S5).

45 9. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es difractiva plana (S5) y la segunda superficie (2) es refractiva esférica (S1).

50 10. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es difractiva plana (S5) y la segunda superficie (2) es refractiva esférica (S2).

11. La LIO de la reivindicación 1 **caracterizada** porque la primera superficie (1) es refractiva esférica (S2) y la segunda superficie (2) es difractiva plana (S5).

55 12. La LIO de las reivindicaciones 1-11 **caracterizada** porque está configurada para ser colocada en una posición en el ojo humano seleccionada entre: una cámara posterior, una cámara anterior, una cápsula, una córnea y un vítreo.

13. La LIO de las reivindicaciones 1-12 **caracterizada** porque está configurada para ser colocada en un ojo humano con o sin cristalino.

60 14. La LIO de las reivindicaciones 1-13 **caracterizada** porque está compuesta de un material que presente biocompatibilidad con el ojo humano.

65 15. La LIO de las reivindicaciones 1-14 **caracterizada** porque además comprende hápticos para poder ser implantada en el ojo humano, estando configurados dichos hápticos para colocar la LIO en una posición en el ojo humano seleccionada entre: una cámara posterior, una cámara anterior, una cápsula, una córnea y un vítreo.

ES 2 272 143 B1

16. La LIO de las reivindicaciones 1-15 **caracterizada** porque además comprende un material con una transmisión selectiva a determinadas longitudes de onda.

5 17. La LIO de las reivindicaciones 1-16 **caracterizada** porque está configurada para permitir movimiento y pseudo-acomodación de dicha lente.

18. La LIO de las reivindicaciones 1-17 **caracterizada** porque la primera y/o segunda superficies presentan variaciones radiales de curvatura de forma que la lente presente diferentes focos para obtener una LIO multifocal.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

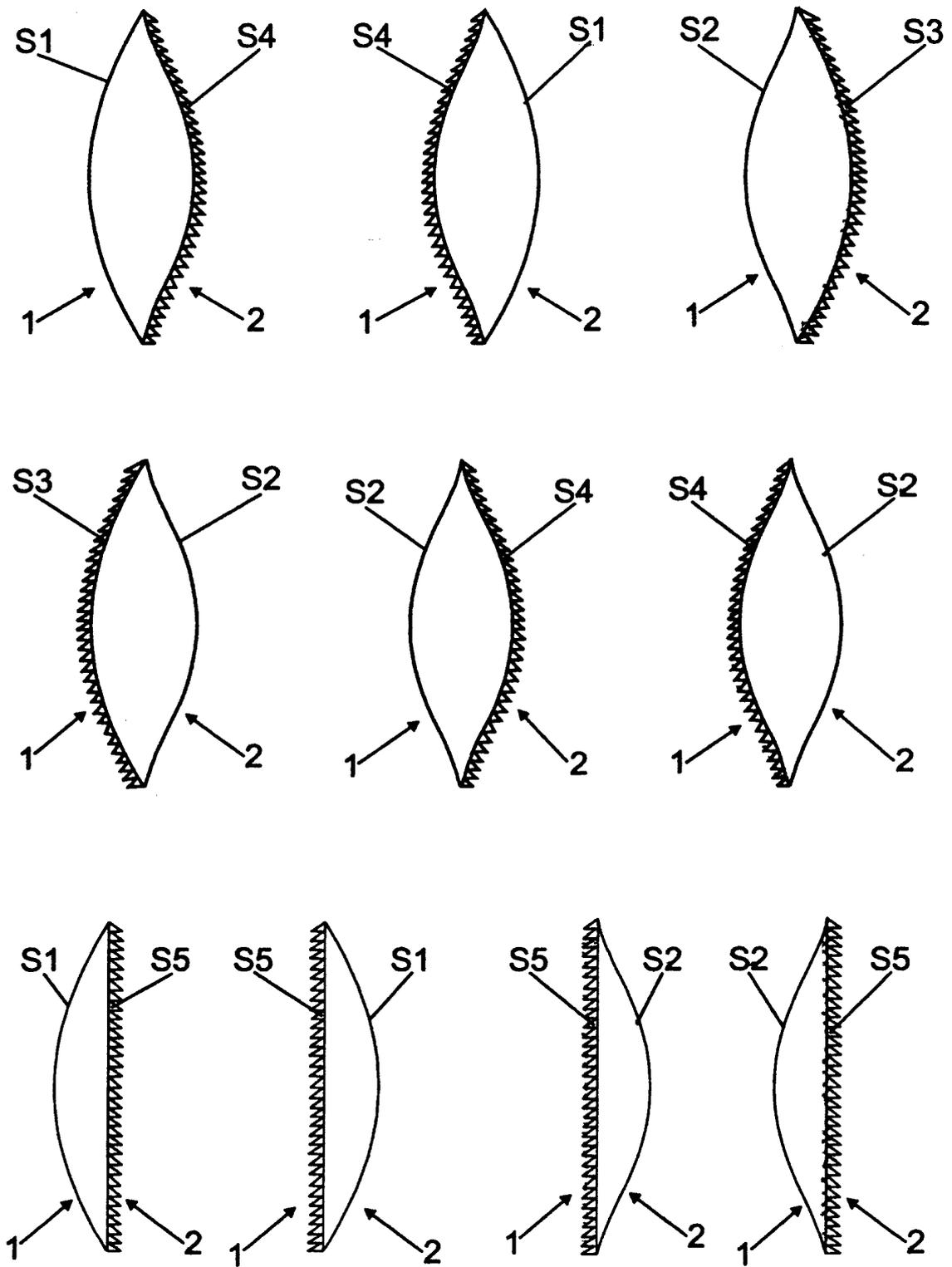


FIG. 1

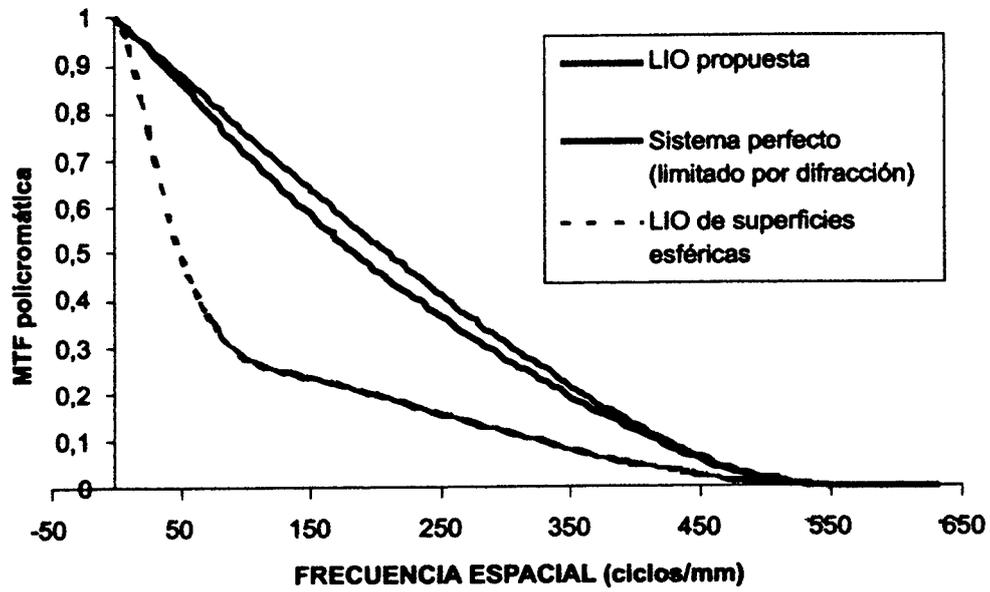


FIG. 2

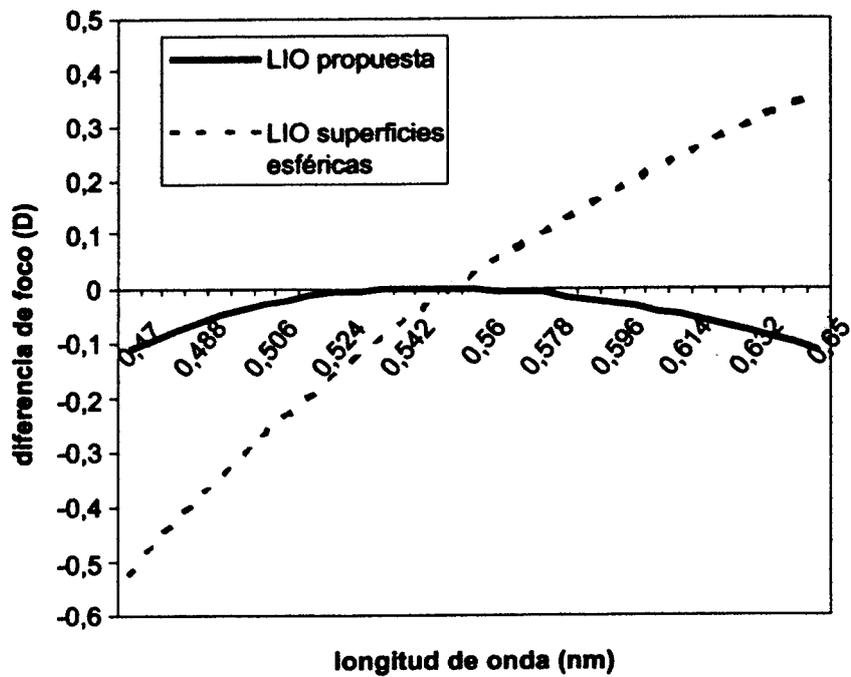
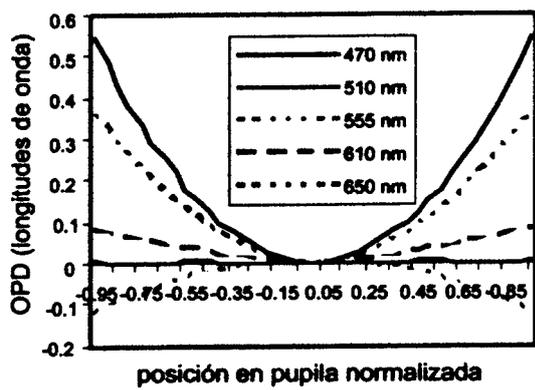
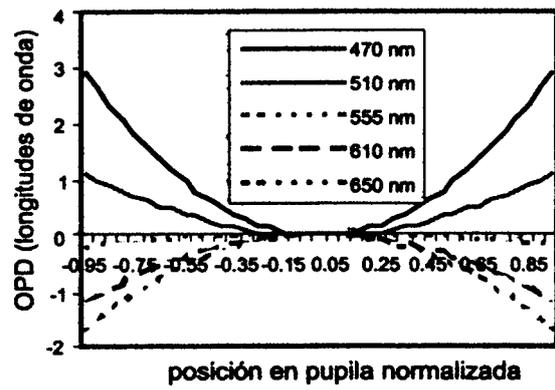


FIG. 3



a)



b)

FIG. 4



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 272 143

② Nº de solicitud: 200403061

③ Fecha de presentación de la solicitud: **22.12.2004**

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: **A61F 2/16** (2006.01)
G02C 7/02 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

| Categoría | Documentos citados | Reivindicaciones afectadas |
|-----------|--|----------------------------|
| X | WO 02084381 A1 (PHARMACIA GRONINGEN PV) 24.10.2002, reivindicaciones 1-42. | 1-18 |
| A | US 6338559 B2 (WILLIAMS et al.) 15.01.2002, todo el documento. | 1-18 |
| A | WO 0189424 A1 (PHARMACIA GRONINGEN PV) 29.11.2001, todo el documento. | 1-18 |
| A | US 5895422 A (HAUBER) 20.04.1999, todo el documento. | 1-18 |

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
28.03.2007

Examinador
A. Cardenas Villar

Página
1/1