(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 472 121**

(21) Número de solicitud: 201232043

(51) Int. CI.:

A61F 2/16 (2006.01)
G02B 3/14 (2006.01)
G02B 3/04 (2006.01)

(12) PATENTE DE INVENCIÓN B1

(22) Fecha de presentación:

27.12.2012

(43) Fecha de publicación de la solicitud:

27.06.2014

Fecha de la concesión:

06.04.2015

(45) Fecha de publicación de la concesión:

13.04.2015

(73) Titular/es:

CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS (CSIC) (100.0%)
Serrano, 117
28006 Madrid (Madrid) ES

(72) Inventor/es:

FERNÁNDEZ GUTIÉRREZ, David;
BARBERO BRIONES, Sergio;
DORRONSORO DÍAZ, Carlos y
MARCOS CELESTINO, Susana

(74) Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

(54) Título: **Lente intraocular multifocal refractiva con calidad óptica optimizada en un rango de foco y procedimiento para obtenerla**

(57) Resumen:

Lente intraocular multifocal refractiva con calidad óptica optimizada en un rango de foco y procedimiento para obtenerla.

La presente invención describe una lente intraocular multifocal refractiva con geometría asférica en ambas superficies de tal forma que el mapa de potencia óptica local de la lente, en combinación con la cornea, tiene una zona central de potencia óptica intermedia rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima, tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante. La lente proporciona un comportamiento estable en términos de calidad de imagen, tanto a través de foco como frente a cambios de pupila. El procedimiento para obtenerla se basa en la optimización de una función de mérito multiconfiguración que integra de manera simultánea el comportamiento óptico de un ojo modelo que incorpora la lente, frente a diferentes distancias al plano objeto.

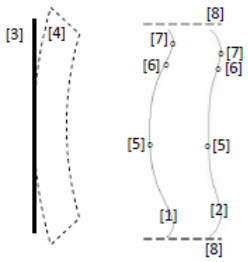


Fig. 1

ES 2 472 121 B1

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

DESCRIPCIÓN

LENTE INTRAOCULAR MULTIFOCAL REFRACTIVA CON CALIDAD OPTICA OPTIMIZADA EN UN RANGO DE FOCO Y PROCEDIMIENTO PARA OBTENERLA

Sector de la técnica

La presente invención se refiere, en general, al campo de la oftalmología, y en particular al diseño de lentes oftálmicas.

Estado de la técnica

El ojo humano está compuesto por dos lentes, la cornea y el cristalino, que proyectan imágenes del mundo exterior sobre la retina. En el ojo joven el cristalino tiene la capacidad de modificar su forma y enfocar objetos lejanos y cercanos, mecanismo que se conoce como de acomodación. La capacidad de acomodación se pierde progresivamente con la edad. Además, con la edad el cristalino pierde transparencia, proceso que se conoce como formación de cataratas. En una cirugía de cataratas el cristalino natural del ojo se reemplaza por una lente intraocular.

Las lentes intraoculares monofocales devuelven la transparencia al ojo. Además, conocida la biometría ocular del paciente, la potencia de la lente intraocular se selecciona de modo que corrija el error refractivo del paciente.

Los principales parámetros que se suelen utilizar para describir el diseño de la óptica de una lente intraocular son el diámetro de la zona óptica, la forma de las superficies, el material utilizado, y el espesor central. El espesor en el borde de la lente es una magnitud derivada, ya que puede obtenerse del espesor central y de la forma de las superficies, pero tiene una gran importancia, ya que representa el espesor de la zona de unión con los hápticos, que dan estabilidad mecánica a la lente dentro del ojo. La presente invención se refiere únicamente al diseño óptico de una lente intraocular, que puede combinarse con distintos diseños mecánicos fuera de la zona óptica y en particular de los hápticos.

Recientemente, se han optimizado diseños ópticos de lentes intraoculares monofocales que corrigen la aberración esférica de la cornea, o que, en general, intentan optimizar la calidad óptica de visión lejana en la fóvea, o incluso en zonas periféricas del campo visual. Al implantar lentes intraoculares monofocales por sustitución del cristalino natural, el ojo pierde la capacidad de acomodación residual que pudiera tener, que reside en el cristalino. Si la potencia de la lente está bien ajustada para distancias lejanas, como suele ser habitual, con estas lentes el paciente no puede ver nítidamente de cerca, necesitándose una corrección adicional (generalmente gafas con refracción positiva) para la realización de tareas cercanas.

Con anterioridad, se han presentado lentes con múltiples focos, obtenidas mediante principios de óptica refractiva y óptica difractiva, para tratar de compensar este problema. Las lentes multifocales refractivas propuestas suelen consistir en una zona óptica dividida en distintas regiones. Normalmente tienen una región circular central y una o varias regiones anulares periféricas, con distintos radios de curvatura en cada una de ellas, de tal forma que se consiguen distintas potencias en las distintas regiones de la zona óptica. Por ejemplo, se han presentado lentes con una región circular central de mayor potencia para cerca, rodeada de un único anillo de menor potencia para lejos (US3420006), lentes con regiones concéntricas con anillos alternantes para lejos y cerca (US5158572, US6835204, US568223). También se han utilizado lentes que utilizan regiones concéntricas con transiciones suavizadas, de zonas asféricas, o asféricas y esféricas (US5112351, US5326348, US5715031). Recientemente se han propuesto segmentos no concéntricos con una región para lejos y otra para cerca (US20120029631, US7287852). También se han propuesto lentes de perfiles asféricos, con un perfil refractivo variable de manera continuo, que permite incrementar la profundidad de foco (US4580882).

También se han utilizado perfiles multizonales (US7381221) y asféricos (i.e. Tecnis o Acrysof) con el fin de focalizar la luz en un único foco combinando la óptica de la cornea con la de la lente intraocular, y corrigiendo las aberraciones de alto orden del ojo. En particular, se han propuesto con este fin diseños asféricos con coeficientes hasta orden 10 (US4504982).

Además de lentes multifocales refractivas, una solución alternativa son las lentes difractivas. Estas lentes funcionan mediante principios de óptica difractiva y focalizan la luz en dos focos, uno de lejos y otro de cerca (US20090088840). También se han propuesto diseños trifocales (US20110292335, EP20110181646, US20120224138, US8235525), con un foco intermedio.

Las lentes refractivas multizonales pueden presentar problemas de difracción (halos debidos a cambios abruptos de potencia entre zonas), presentan limitaciones en sus prestaciones debidas a que el tamaño de pupila del paciente es variable, y por lo general están limitadas a dos o tres focos, proporcionando imágenes

emborronadas en posiciones focales intermedias. Los diseños asféricos propuestos, si bien consiguen cierta expansión de la profundidad de foco, permiten escaso control de la calidad óptica a través del foco.

Una de las desventajas de las lentes difractivas es que la calidad de imagen en zonas focales intermedias, fuera de los picos correspondientes a los focos de diseño, es muy baja debida a que las imágenes están desenfocadas. Otra de las desventajas de las lentes difractivas es que están optimizadas para una longitud de onda dada, y en luz policromática presentan efectos cromáticos de halos. Sin embargo, las lentes difractivas presentan propiedades multifocales (visión simultánea) para cualquier diámetro de la pupila del ojo, no estando limitadas sus prestaciones multifocales por las condiciones de iluminación y el efecto de la miosis pupilar.

Descripción de la invención

Descripción Breve

Un objeto de la invención lo constituye una lente intraocular multifocal refractiva útil para el reemplazo del cristalino del ojo, en adelante lente de la invención, donde:

a) la lente en su zona óptica comprende una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior, siendo ambas asféricas y estando talladas sobre un determinado material transparente y separadas por un determinado espesor central,
b) el mapa de elevación de cada una de sus superficies de a) tiene simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente, y una evolución suave y continua a lo largo de toda la topografía,
c) en ambas superficies de a) la elevación a lo largo de su coordenada radial, tomando como referencia el plano tangente al ápex corneal, tiene un mínimo local en cero, que corresponde al centro de la lente, y uno o más puntos de inflexión de curvatura antes de alcanzar al menos un máximo local periférico situado en el interior de la zona óptica y a cierta distancia del límite de la zona óptica, dando lugar a una topografía que contiene un mínimo local de elevación en el centro y al menos un anillo dentro de la zona óptica que es un máximo local de elevación, y
d) el mapa de potencia óptica local dentro de la zona óptica, resultante de la refracción óptica combinada de las dos superficies ópticas asféricas y una cornea modelo externa y anterior a la lente, tiene simetría de revolución en torno al eje óptico, y una zona central de potencia óptica intermedia rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima, tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante y en particular al menos un anillo cuya potencia óptica es un mínimo local con al menos un anillo cuya potencia óptica es un máximo local.

Otro objeto de la invención lo constituye un procedimiento de obtención de la lente de la invención, en adelante procedimiento de la invención, que comprende al menos las siguientes etapas:

a) definición matemática de un ojo modelo afáquico descrito al menos por la geometría de la superficie o superficies que definen la cornea, la posición axial de la retina y la posición axial del plano donde se situará la lente intraocular tras la implantación,
b) definición matemática de un ojo modelo pseudofáquico descrito por el ojo modelo afáquico en el cual se implanta una lente modelo definida por medio de un conjunto de parámetros descriptivos variables dentro de un conjunto de condiciones de contorno que determinan su geometría y por tanto caracterizan la lente,
c) definición de una función de mérito multiconfiguración que describe la calidad óptica del ojo modelo pseudofáquico, que integra múltiples configuraciones correspondientes cada una de ellas a una distancia al plano objeto, asociando un peso a cada una de las configuraciones para proporcionar como resultado un valor único que representa la calidad de imagen del sistema evaluado a distintas distancias al plano objeto, y
d) optimización del conjunto de parámetros descriptivos que definen la lente modelo hasta encontrar el conjunto que proporciona un resultado óptimo de la función de mérito multiconfiguración.

Otro objeto de la invención lo constituye una lente intraocular multifocal refractiva que se obtiene por el procedimiento de la invención.

Descripción Detallada

La presente invención describe por primera vez una lente intraocular multifocal refractiva con geometría asférica en ambas superficies de tal forma que el mapa de potencia óptica local de la lente, en combinación con la cornea, tiene una zona central de potencia óptica intermedia rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima, tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante.

La lente proporciona un comportamiento estable en términos de calidad de imagen, tanto a través de foco como frente a cambios de pupila y proporciona al paciente una visión de alto contraste, de manera simultánea y con una calidad óptica que ha sido optimizada para objetos situados en un rango amplio de

distancias, desde lejanas, hasta cercanas, pasando por intermedias sin caídas relevantes de calidad a lo largo del foco, a diferencia de diseños previos refractivos y difractivos (Figura 3). La lente objeto de esta invención tiene una geometría asférica en ambas superficies que permite obtener zonas concéntricas de distintas potencias, pero de transiciones suaves, y ha sido diseñada optimizando la calidad óptica para varias distancias simultáneamente, con una geometría y un mapa de potencias muy distintos de los de las lentes intraoculares multifocales refractivas que forman parte del estado de la técnica.

Asimismo, la optimización global del diseño proporciona la mayor calidad posible para el conjunto de todas las zonas, en combinación con la calidad óptica de la cornea del ojo modelo pseudoafáquico sobre el que se desarrolla el diseño, de manera muy distinta a soluciones multizonales simples, de distinta curvatura sobre distintas zonas de la lente. Asimismo, el mapa de potencias oscilantes de la lente resultante le confiere similares prestaciones multifocales sobre un amplio rango de pupilas de distintos tamaños (Figura 4).

Además, se describe un procedimiento para su obtención, a través de la optimización de sus parámetros de diseño utilizando una función de mérito multiconfiguración que integra de forma simultánea múltiples configuraciones correspondientes cada una de ellas a una distancia al plano objeto. La presente invención consigue por tanto un diseño multifocal, con una calidad óptica a través del foco optimizada y por tanto superior a otras soluciones no optimizadas.

La lente de la invención supera muchas de las desventajas descritas en anteriores diseños multifocales refractivos y difractivos. En particular, la lente de la invención proporciona una alta calidad óptica en regiones intermedias, a diferencia de los diseños multifocales refractivos multizonales y difractivos convencionales, que proporcionan una imagen desenfocada en amplias zonas de visión intermedia. Adicionalmente, la lente de la invención proporciona una calidad óptica con pocas variaciones en un rango amplio de pupilas, siendo por tanto sus prestaciones independientes del tamaño de la pupila natural del sujeto, cambios en la iluminación ambiental, o cambios en el diámetro de pupila asociados al esfuerzo acomodativo. En este sentido, la lente de la invención supera las limitaciones descritas en lentes intraoculares multifocales previas.

La optimización de la calidad óptica, que se realiza en combinación con una cornea modelo y de forma simultánea en una amplia región de foco, es una de las características más relevantes de esta invención. La presente invención proporciona un procedimiento para diseñar una lente intraocular multifocal con calidad óptica optimizada a través del foco, preferentemente para objetos situados entre infinito y 0,40 m, caracterizada por una geometría de superficies asféricas que proporciona un mapa de elevación de cada una de sus superficies que tiene simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente, y una evolución suave a lo largo de toda la topografía.

Esta alternancia suave de máximos y mínimos locales en el mapa de potencias ópticas, que está acentuado en la periferia, además de proporcionar a la lente objeto de la invención de una calidad óptica optimizada y estable en un amplio rango de posiciones focales, dota a esta lente de un comportamiento estable frente a distintos diámetros pupilares. Ambas prestaciones hacen que el comportamiento de la lente supere el estado del arte.

Así, un objeto de la invención lo constituye una lente intraocular multifocal refractiva útil para el reemplazo del cristalino del ojo, en adelante lente de la invención, donde:

a) la lente en su zona óptica comprende una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior, siendo ambas asféricas y estando talladas sobre un determinado material transparente y separadas por un determinado espesor central,
b) el mapa de elevación de cada una de sus superficies de a) tiene simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente, y una evolución suave y continua a lo largo de toda la topografía,
c) en ambas superficies de a) la elevación a lo largo de su coordenada radial, tomando como referencia el plano tangente al ápex corneal, tiene un mínimo local en cero, que corresponde al centro de la lente, y uno o más puntos de inflexión de curvatura antes de alcanzar al menos un máximo local periférico situado en el interior de la zona óptica y a cierta distancia del límite de la zona óptica, dando lugar a una topografía que contiene un mínimo local de elevación en el centro y al menos un anillo dentro de la zona óptica que es un máximo local de elevación, y
d) el mapa de potencia óptica local dentro de la zona óptica, resultante de la refracción óptica combinada de las dos superficies ópticas asféricas y una cornea modelo externa y anterior a la lente, tiene simetría de revolución en torno al eje óptico, y una zona central de potencia óptica intermedia rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima, tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante y en particular al menos un anillo cuya potencia óptica es un mínimo local con al menos un anillo cuya potencia óptica es un máximo local.

Un objeto particular de la invención lo constituye la lente de la invención donde la zona óptica presenta un diámetro comprendido entre 4 y 7 mm.

Otro objeto particular de la invención lo constituye la lente de la invención donde la lente presenta una calidad óptica a través de foco estable y optimizada en un rango de diámetro de pupilas entre 5 y 2.5 mm.

Otro objeto particular de la invención lo constituye la lente de la invención donde la lente presenta una potencia para visión lejana comprendida entre +5 y +40 D.

Otro objeto particular de la invención lo constituye la lente de la invención donde la lente presenta un espesor central comprendido entre 0,5 y 2 mm.

Otro objeto particular de la invención lo constituye la lente de la invención donde la lente presenta una zona de transición continua desde la zona óptica hasta el háptico.

Otro objeto particular de la invención lo constituye la lente de la invención donde la lente presenta:

a) una potencia óptica para visión lejana de un valor de 22 D,
b) un índice de refracción del material de un valor de n=1.5387,
c) una superficie anterior que se define mediante los siguientes parámetros: r= 7,365103mm; k= 10,737215, a_2= 0,09119, a_3= -0,030423, a_4= 4,160235e^{-3}, $a_{5=}$ -5,237021e^{-4},
d) una superficie posterior que se define mediante los siguientes parámetros: R= -0,262811mm; K= -3,690784e^{+39}, a_2= 0,128675, a_3= -0,046277, a_4= 4,546855e^{-3}, a_5= -1,458619e^{-4},
e) un espesor central de un valor de e_c= 1,216464 mm, y
f) una calidad óptica optimizada y uniforme para objetos comprendidos entre infinito y 0,4 m de distancia.

Otro objeto de la invención lo constituye un procedimiento de obtención de la lente de la invención, en adelante procedimiento de la invención, que comprende al menos las siguientes etapas:

a) definición matemática de un ojo modelo afáquico descrito al menos por la geometría de la superficie o superficies que definen la cornea, la posición axial de la retina y la posición axial del plano donde se situará la lente intraocular tras la implantación,
b) definición matemática de un ojo modelo pseudofáquico descrito por el ojo modelo afáquico en el cual se implanta una lente modelo definida por medio de un conjunto de parámetros descriptivos variables dentro de un conjunto de condiciones de contorno que determinan su geometría y por tanto caracterizan la lente,
c) definición de una función de mérito multiconfiguración que describe la calidad óptica del ojo modelo pseudofáquico, que integra múltiples configuraciones correspondientes cada una de ellas a una distancia al plano objeto, asociando un peso a cada una de las configuraciones para proporcionar como resultado un valor único que representa la calidad de imagen del sistema evaluado a distintas distancias al plano objeto, y
d) optimización del conjunto de parámetros descriptivos que definen la lente modelo hasta encontrar el conjunto que proporciona un resultado óptimo de la función de mérito multiconfiguración.

En la etapa a), la geometría de la superficie o superficies que definen la cornea [4] generalmente se describen por medio de superficies matemáticas asféricas. La descripción geométrica del ojo afáquico no es necesario que sea completa, pudiendo ser parcial. A la descripción en términos geométricos simples se pueden añadir defectos ópticos (ya sean los determinados por una determinada topografía de la cornea o por un objeto de fase ideal), que se refiere en general a aberraciones ópticas, y en particular a las de bajo orden como miopía, hipermetropía y astigmatismo. Dichos parámetros geométricos, en una realización particular de la invención corresponden a parámetros descriptivos que son representativos de una población, que puede ser tan general como se desee, o descriptiva de un grupo poblacional particular (de edad, étnico, error refractivo, o de pacientes previamente operados de cirugía corneal, entre otros). En otra realización particular de la invención pueden ser parámetros medidos individualmente a cada paciente por técnicas biométricas.

Un objeto particular de la invención lo constituye el procedimiento de la invención en el que las superficies anterior [1] y posterior [2] de la lente modelo de la etapa b) son asféricas, tienen un mapa de elevación con simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente y una evolución suave y continua a lo largo de toda la topografía. En una realización preferente del procedimiento de la invención, pero sin carácter limitativo de la invención, la lente modelo de la etapa b) consta de dos superficies asféricas, una anterior [1] y otra posterior [2], definidas por radio de curvatura, conicidad y constantes de asfericidad según la siguiente ecuación:

$$z = \frac{c * r^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k) * c^2 * r^2}} + \sum a_i * r^{2i}$$

donde:
z= ságita de la superficie a un determinado radio “r” desde el centro,
c= curvatura en el centro,

k= constante de conicidad, y
a_i= cada uno de los coeficientes de asfericidad de orden 4, 6, 8, 10 y siguientes.

Otra realización preferente de la invención lo constituye el procedimiento de la invención en el que las distancias al plano objeto de la etapa c) en las que se optimiza la calidad óptica simultáneamente son distancias comprendidas preferentemente de infinito a 0,2 m. La integración en la función de mérito multiconfiguración de las distintas configuraciones puede hacerse multiplicando el resultado de cada una de las configuraciones por ciertos pesos que determinan la importancia relativa de la visión a distintas distancias y aseguran la convergencia de la optimización posterior. El resultado de la función de mérito multiconfiguración proporciona una estimación de la calidad óptica, en función de los parámetros de la lente modelo.

Otra realización preferente de la invención lo constituye el procedimiento de la invención en el que el resultado de la función de mérito multiconfiguración se obtiene tras trazado de rayos a través del ojo pseudofáquico (que incluye la lente modelo), para cada una de las configuraciones (correspondientes a cada distancia objeto). La evaluación numérica de la calidad óptica en cada configuración puede realizarse de distintas formas, bien conocidas en el ámbito del diseño óptico, como por ejemplo en términos de raíz cuadrática media del frente de onda en el plano de pupila o del diagrama de impactos en el plano imagen.

Otra realización preferente de la invención lo constituye el procedimiento de la invención en el que la etapa d) de optimización se realiza por un proceso iterativo.

El procedimiento de la invención se realiza de manera similar para ojos de distinta longitud axial, y por tanto susceptibles de recibir lentes intraoculares de distinta potencia para visión lejana.

Otro objeto particular de la invención lo constituye el procedimiento de la invención donde la lente es una lente intraocular multifocal refractiva de una determinada potencia para visión lejana y donde, en la definición del modelo de ojo afáquico se utiliza la longitud axial tal que proporciona con una lente monofocal esférica de igual potencia refractiva una imagen retiniana enfocada. Más concretamente, en una realización preferente la potencia nominal para visión lejana de la lente multifocal refractiva se asigna a aquella cuyo diseño se optimiza en un rango de foco para un ojo con una longitud axial tal que una lente monofocal de superficies esféricas, del mismo material y el mismo espesor, con esa misma potencia nominal, generará la mejor imagen de un objeto situado a 5 metros sobre la retina.

Finalmente, otro objeto de la invención lo constituye una lente intraocular multifocal refractiva que se obtiene por el procedimiento de la invención.

Descripción de las figuras

Figura 1.- Geometría de la cornea del ojo de diseño y de la lente de invención. Superficie óptica anterior [1] de la lente, superficie óptica posterior [2] de la lente, plano [3] tangente al ápex de la cornea [4], mínimo local en cero [5] que corresponde al centro de la lente, y uno o más puntos de inflexión de curvatura [6], máximo local periférico [7] y límite de la zona óptica [8].

Figura 2.- Mapa de potencias obtenido de la combinación de la refracción de los rayos de luz en las dos superficies ópticas asféricas de la lente de la invención y una cornea modelo externa y anterior a la lente [4]. Zona central de potencia óptica intermedia [9], anillo de potencia óptica máxima [10], un anillo cuya potencia óptica es un mínimo local [11] con al menos un anillo cuya potencia óptica es un máximo local [12].

Figura 3.- Función de transferencia de modulación del ojo de diseño con la lente invención para una frecuencia espacial de 50 c/mm en función de la distancia objeto, para distintos diámetros de pupila. Las distintas líneas y símbolos representan el comportamiento para distintos diámetros de pupila (D), entre 5 y 3 mm.

Figura 4.- Función de transferencia de modulación del ojo de diseño con la lente de invención para una frecuencia espacial de 50 c/mm en función del diámetro pupilar, para distintas distancias objeto. Las distintas líneas y símbolos representan el comportamiento para distintas distancias objeto, entre 0.4 y 5 m.

Ejemplo de realización de la invención

A modo de ilustración de la presente invención se describe un ejemplo de realización de una lente multifocal refractiva con un diámetro de pupila de 5 mm (diámetro efectivo del área óptica de la lente de 4,3 mm) y un índice de refracción de 1,5387 (material hidrofóbico).

Para obtener el diseño de lente presentado se utiliza un modelo de ojo con los siguientes parámetros geométricos, recogidos en la Tabla 1:

Tabla 1

Superficie	Radio (mm)	Conicidad	Espesor (mm)	Índice
Lágrima	7.79	-0.015	0.004	1.337
Epitelio	7.79	-0.015	0.054	1.376
Estroma	7.556	-1.43	0.473	1.376
Acuoso	6.53	-0.455	4.11	1.337
Vítreo	-	-	Variable	1.337

La Tabla 2 muestra los valores obtenidos para los parámetros geométricos de la lente refractiva multifocal en la realización preferente de la invención (dos superficies asféricas, con 7 parámetros cada una), siendo e_c el espesor central de la lente.

Tabla 2

Sup	C	e_c	K	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5
1	0,135775	1,216464	10,737215	0	0,091190	-0,030423	0,004160	-0,000523
2	-3,804871		-3,6908E+39	0	0,128675	-0,046277	0,004547	-0,000145

El perfil de las superficies anterior y posterior de la lente intraocular refractiva diseñada es el que se muestra gráficamente en la Figura 1. Como se aprecia en la Figura 1, tanto en la superficie óptica anterior [1] de la lente, como la posterior [2], la elevación a lo largo de su coordenada radial, tomando como referencia el plano [3] tangente al ápex de la cornea [4], tiene un mínimo local en cero [5], que corresponde al centro de la lente, y uno o más puntos de inflexión de curvatura [6] antes de alcanzar al menos un máximo local periférico [7] situado en el interior de la zona óptica y a cierta distancia del límite de la zona óptica [8], dando lugar a una topografía que contiene un mínimo local de elevación en el centro y al menos un anillo dentro de la zona óptica que es un máximo local de elevación.

La Figura 2 ilustra el mapa de potencias obtenido de la combinación con el ojo modelo afáquico de la refracción de los rayos de luz en las dos superficies ópticas asféricas de la lente, la anterior [1] y la posterior [2], y una cornea modelo externa y anterior a la lente [4]. Dicho mapa de potencias caracteriza adicionalmente la lente objeto de esta invención y muestra la alternancia de zonas anulares de diferente potencia refractiva con transición suave. Dentro de la zona óptica, la potencia óptica local tiene simetría de revolución en torno al eje óptico, y una zona central de potencia óptica intermedia [9] rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima [10], tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante y en particular al menos un anillo cuya potencia óptica es un mínimo local [11] con al menos un anillo cuya potencia óptica es un máximo local [12].

En esta realización de la invención, la función de mérito multiconfiguración se creó sumando la raíz cuadrática media del frente de onda de cada configuración correspondiente a las distancias de observación, que son 5; 4; 3; 2; 1; 0,8; 0,6 y 0,4 metros, con los pesos normalizados 0,311; 0,044; 0,044; 0,044; 1,78; 0,088; 0,088; 0,444 respectivamente. Como condiciones de contorno se ha considerado un espesor central de entre 0,6 y 1,2 mm; un espesor de borde de entre 0,25 y 0,4 mm hápticos y una sagita máxima de 1,5 mm.

Con el fin de evaluar las prestaciones de la nueva lente intraocular multifocal refractiva, ésta se ha evaluado computacionalmente sobre el ojo genérico de diseño mediante algoritmos convencionales de trazado de rayos (Zemax). Las prestaciones de la nueva lente se describen por medio de la función de transferencia de modulación (MTF) a 50 cc/mm del ojo modelo pseudofáquico implantado con dicha lente a través del foco. En la Figura 3 se muestra la evolución de la modulación para distintas distancias objeto, en función del diámetro de pupila. La MTF se mantiene en valores superiores a 0.45 en todo el rango de foco (pupilas entre 3 y 5 mm de diámetro), alcanzando 0.65 para lejos y cerca y 0.58 para distancias intermedias (para pupila de 4.5 mm de diámetro). Estos valores son similares o superiores a los obtenidos en los focos de visión lejana o cercana de una lente multifocal difractiva estado del arte en el mercado, pero la lente intraocular multifocal refractiva objeto de la invención proporciona en la zona intermedia valores mucho más altos, que describen por tanto una buena calidad óptica para visión intermedia.

La calidad óptica de esta lente en función del tamaño de pupila se mantiene prácticamente constante entre 3 y 5 mm de diámetro de pupila, como se muestra en la Figura 4.

La lente otorga prestaciones multifocales de características similares a ya las descritas, en combinación con distintos ojos modelo basados en datos biométricos distintos a los del ojo de diseño, correspondientes a ojos reales.

REIVINDICACIONES

1.- Lente intraocular multifocal refractiva útil para el reemplazo del cristalino del ojo caracterizada porque:

a) la lente en su zona óptica comprende una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior, siendo ambas asféricas y estando talladas sobre un determinado material transparente y separadas por un determinado espesor central,
b) el mapa de elevación de cada una de sus superficies de a) tiene simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente, y una evolución suave y continua a lo largo de toda la topografía,
c) en ambas superficies de a) la elevación a lo largo de su coordenada radial, tomando como referencia el plano tangente al ápex corneal, tiene un mínimo local en cero, que corresponde al centro de la lente, y uno o más puntos de inflexión de curvatura antes de alcanzar al menos un máximo local periférico situado en el interior de la zona óptica y a cierta distancia del límite de la zona óptica, dando lugar a una topografía que contiene un mínimo local de elevación en el centro y al menos un anillo dentro de la zona óptica que es un máximo local de elevación, y
d) el mapa de potencia óptica local dentro de la zona óptica, resultante de la refracción óptica combinada de las dos superficies ópticas asféricas y una cornea modelo externa y anterior a la lente, tiene simetría de revolución en torno al eje óptico, y una zona central de potencia óptica intermedia rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima, tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante y en particular al menos un anillo cuya potencia óptica es un mínimo local con al menos un anillo cuya potencia óptica es un máximo local.

2.- Lente intraocular multifocal refractiva asférica según la reivindicación 1, caracterizada porque la zona óptica tiene un diámetro comprendido entre 4 y 7 mm.

3.- Lente intraocular multifocal refractiva asférica según la reivindicación 1, caracterizada porque la lente presenta una calidad óptica a través de foco estable y optimizada en un rango de diámetro de pupilas entre 5 y 2.5 mm.

4.- Lente intraocular multifocal refractiva asférica según la reivindicación 1, caracterizada porque presenta una potencia para visión lejana comprendida entre +5 y +40 D.

5.- Lente intraocular multifocal refractiva asférica según la reivindicación 1, caracterizada porque la lente presenta un espesor central comprendido entre 0,5 y 2 mm.

6.- Lente intraocular multifocal refractiva asférica según la reivindicación 1, caracterizada porque la lente presenta una zona de transición continua desde la zona óptica hasta el háptico.

7.- Lente intraocular multifocal refractiva asférica según la reinvindicación 1, caracterizada porque la lente presenta:

a) una potencia óptica para visión lejana que toma un valor de 22 D,
b) un índice de refracción del material que toma un valor de n=1.5387,
c) una superficie anterior que se define mediante los siguientes parámetros: r= 7,365103mm; k= 10,737215, a_2= 0,09119, a_3= -0,030423, a_4= 4,160235e^{-3}, $a_{5=}$ -5,237021e^{-4},
d) una superficie posterior que se define mediante los siguientes parámetros: R= -0,262811mm; K= -3,690784e^{+39}, a_2= 0,128675, a_3= -0,046277, a_4= 4,546855e^{-3}, a_5= -1,458619e^{-4},
e) un espesor central que toma un valor de e_c= 1,216464 mm, y
f) una calidad óptica optimizada y uniforme para objetos comprendidos entre infinito y 0,4 m de distancia.

8.- Procedimiento para elaborar la lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 1 caracterizado porque comprende al menos las siguientes etapas:

a) definición matemática de un ojo modelo afáquico descrito al menos por la geometría de la superficie o superficies que definen la cornea, la posición axial de la retina y la posición axial del plano donde se situará la lente intraocular tras la implantación,
b) definición matemática de un ojo modelo pseudofáquico descrito por el ojo modelo afáquico en el cual se implanta una lente modelo definida por medio de un conjunto de parámetros descriptivos variables dentro de un conjunto de condiciones de contorno que determinan su geometría y por tanto caracterizan la lente,
c) definición de una función de mérito multiconfiguración que describe la calidad óptica del ojo modelo pseudofáquico, que integra múltiples configuraciones correspondientes cada una de ellas a una distancia al plano objeto, asociando un peso a cada una de las configuraciones para proporcionar como resultado un valor único que representa la calidad de imagen del sistema evaluado a distintas distancias al plano objeto, y

d) optimización del conjunto de parámetros descriptivos que definen la lente modelo hasta encontrar el conjunto que proporciona un resultado óptimo de la función de mérito multiconfiguración.

9.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8 caracterizado porque la definición del modelo de ojo afáquico de a) utiliza parámetros descriptivos que son representativos de una población particular.

10.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8, caracterizado porque la definición del modelo de ojo afáquico de a) utiliza parámetros biométricos específicos de un determinado paciente.

11.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8, caracterizado porque las superficies anterior y posterior de la lente modelo de la etapa b) son asféricas, tienen un mapa de elevación con simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente y una evolución suave y continua a lo largo de toda la topografía.

12.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 11 caracterizado porque las superficies asféricas, una anterior y otra posterior, están definidas por radio de curvatura, conicidad y constantes de asfericidad según la siguiente ecuación:

$$z = \frac{c * r^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k) * c^2 * r^2}} + \sum a_i * r^{2i}$$

donde:
z= ságita de la superficie a un determinado radio “r” desde el centro,
c= curvatura en el centro,
k= constante de conicidad, y
a_i= cada uno de los coeficientes de asfericidad de orden 4, 6, 8, 10 y siguientes.

13.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8, caracterizado porque las distancias al plano objeto de la etapa c) en las que se optimiza la calidad óptica simultáneamente son distancias comprendidas entre infinito y 0,4 m, preferentemente de infinito a 0,2 m.

14.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8, caracterizado porque el resultado de la función de mérito multiconfiguración de c) se obtiene tras trazado de rayos a través del ojo pseudofáquico que incluye la lente modelo, para cada una de las configuraciones correspondientes a cada distancia al objeto.

15.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8, caracterizado porque la etapa d) de optimización se realiza por un proceso iterativo.

16.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 8, caracterizado porque es una lente de una determinada potencia para visión lejana y porque en la etapa a) de definición del ojo modelo afáquico la longitud axial del ojo es aquélla que proporciona con una lente monofocal esférica de igual potencia refractiva una imagen retiniana enfocada.

17.- Procedimiento para elaborar una lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 16 caracterizado porque la potencia nominal para visión lejana de la lente multifocal refractiva se asigna a aquella cuyo diseño se optimiza en un rango de foco para un ojo con una longitud axial tal que una lente monofocal de superficies esféricas, del mismo material y el mismo espesor, con esa misma potencia nominal, generará la mejor imagen de un objeto situado a 5 metros sobre la retina.

18.- Lente intraocular multifocal refractiva caracterizada porque se obtiene por un procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 8 a la 17.

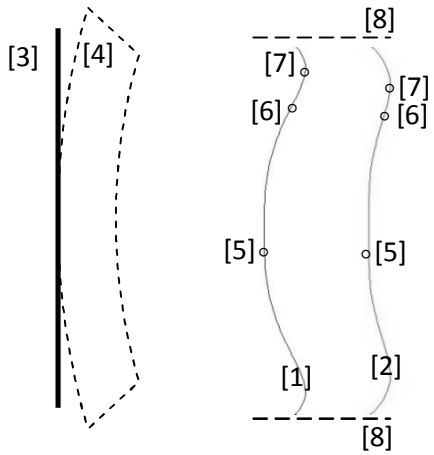


Fig. 1

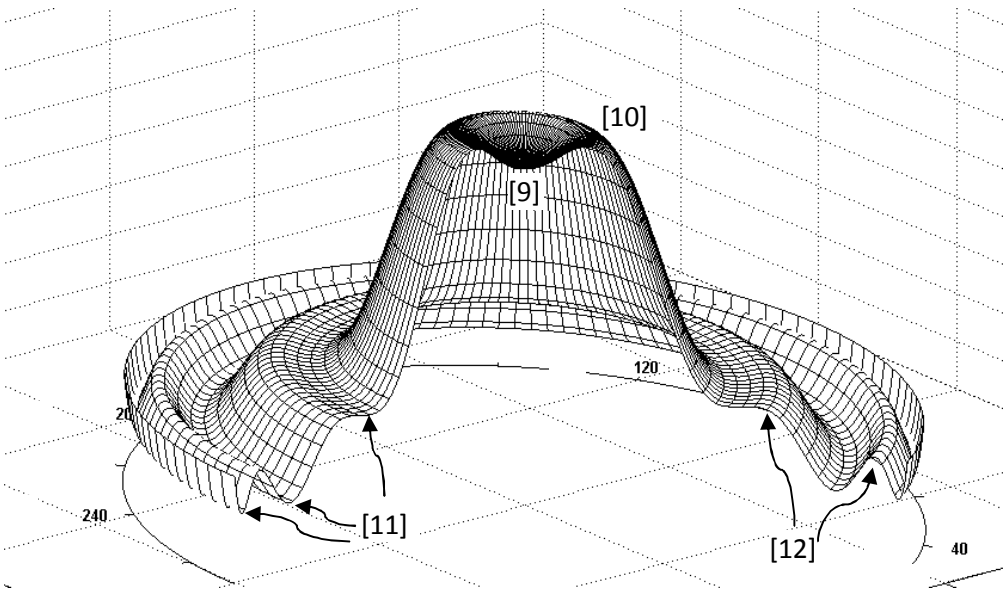


Fig. 2

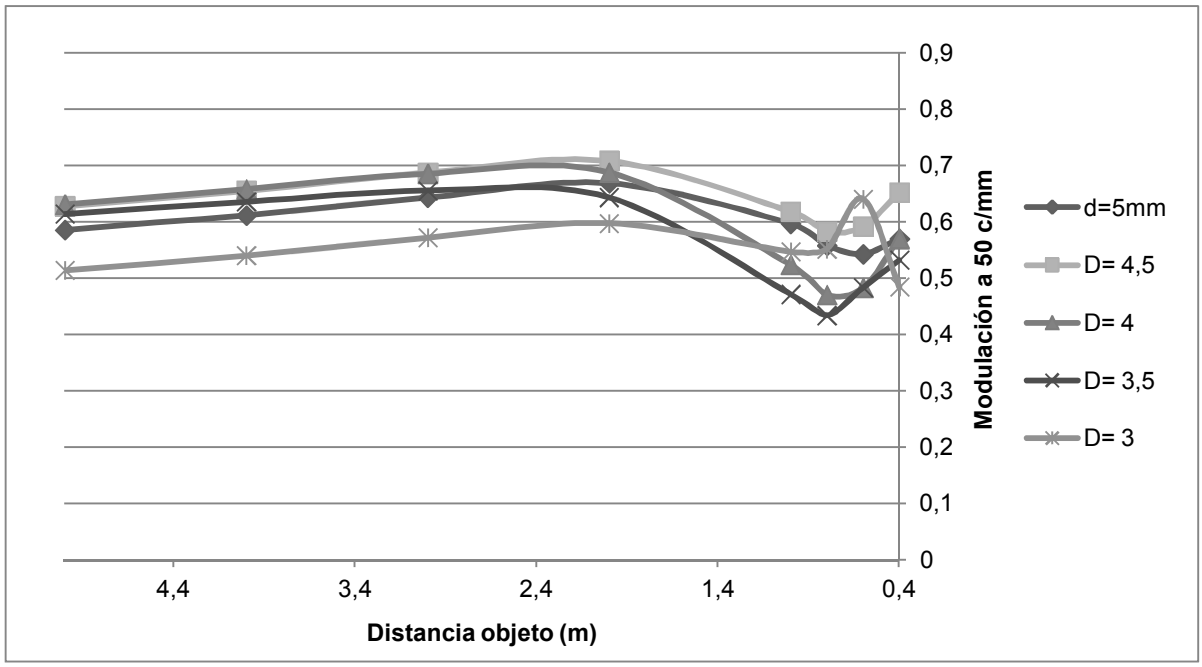

0,9
0,8
0,7
0,6
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0
Modulación a 50 c/mm
d=5mm
D= 4,5
D= 4
D= 3,5
D= 3
4,4
3,4
2,4
1,4
0,4
Distancia objeto (m)

Fig. 3

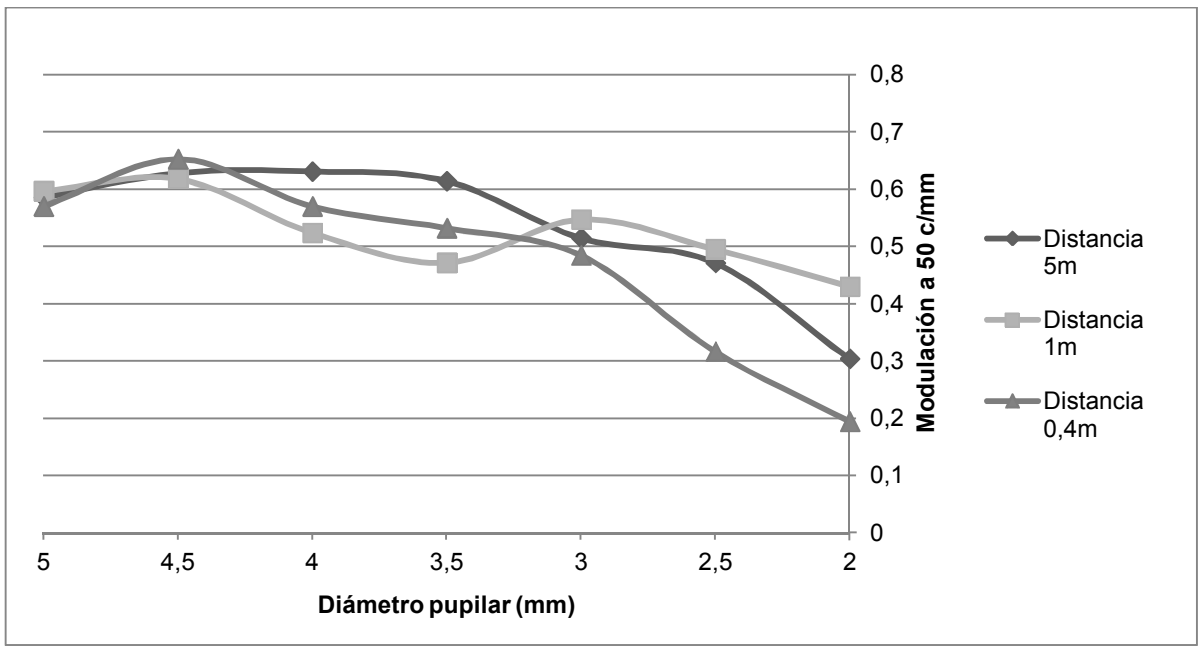

0,8
0,7
0,6
0,5
0,4
0,3
0,2
0,1
0
Modulación a 50 c/mm
Distancia 5m
Distancia 1m
Distancia 0,4m
5
4,5
4
3,5
3
2,5
2
Diámetro pupilar (mm)

Fig. 4

OFICINA ESPAÑOLA
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(21) N.º solicitud: 201232043

(22) Fecha de presentación de la solicitud: 27.12.2012

(32) Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

(51) **Int. Cl. :** Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	(56) **Documentos citados**	**Reivindicaciones afectadas**
X	ES 2349797 T3 (VISIONEERING TECHNOLOGIES INC) 11.01.2011, página 1, líneas 12-13; página 4, líneas 33-48; página 5, líneas 16 - 20; página 6, línea 23 – página 8, línea 48; página 9, líneas 37-39; página 10, líneas 28-31; página 12, línea 14 – página 13, línea 34; página 15, líneas 38-40; página 16, líneas 4-6; reivindicación 1; figuras 1-7.	1-6
A		7
Y		11
X	ES 2374916 A1 (CONSEJO SUPERIOR INVESTIGACION et al.) 23.02.2012, página 3, línea 44 – página 4, línea 65; página 5, línea 64 – página 6, línea 4; reivindicaciones 1,3-4,15.	8-10,12-18
Y		11
A	US 2004230299 A1 (SIMPSON MICHAEL J et al.) 18.11.2004, párrafos [20-23],[38-40],[42],[62],[71],[73]; figuras 1-2.	1,7,12,14
A	US 2010328483 A1 (BATES ROB) 30.12.2010, párrafos [28-29],[33-34]; reivindicaciones 2-3,6, figuras 2-3.	1,12
A	D. MEISTER. Aspheric lenses: optics and applications. Lens Talk. Vol. 26, No 25 [recuperado el 06.05.2014] recuperado de Internet <URL: https://web.archive.org/web/20090529213841/http://www.dicoptic.izispot.com/Files/aspheric.pdf >	5

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	**Examinador**	**Página**
08.05.2014	J. M. Vázquez Burgos	1/6

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

A61F2/16 (2006.01)
G02B3/14 (2006.01)
G02B3/04 (2006.01)

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

A61F, G02B

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, INTERNET

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 08.05.2014

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones	1-18	**SI**
	Reivindicaciones		**NO**
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones	7	**SI**
	Reivindicaciones	1-6, 8-18	**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	ES 2349797 T3 (VISIONEERING TECHNOLOGIES INC)	11.01.2011
D02	ES 2374916 A1 (CONSEJO SUPERIOR INVESTIGACION et al.)	23.02.2012
D03	US 2004230299 A1 (SIMPSON MICHAEL J et al.)	18.11.2004
D04	US 2010328483 A1 (BATES ROB)	30.12.2010
D05	D. MEISTER. Aspheric lenses: optics and applications. Lens Talk. Vol. 26, No 25 [recuperado el 06.05.2014] recuperado de Internet <URL: https://web.archive.org/web/20090529213841/http://www.dicoptic.izispot.com/Files/aspheric.pdf>	29.05.2009

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 invención reivindicada divulga una lente para el reemplazo del cristalino, basada en sendas superficies asféricas delantera y trasera, con un mínimo local en cero y uno o más puntos de inflexión de curvatura antes de alcanzar al menos un máximo local, de forma que la potencia óptica local de la lente combinada con una córnea modelo externa y anterior a aquella tenga una zona central de nivel intermedio rodeada en transición suave de un anillo de potencia máxima, tras el que se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante. La invención incluye un procedimiento para elaborar la lente, basados en el modelado matemático de ojos afáquicos y pseudoafáquicos, en combinación con una función de mérito de diferentes configuraciones de la distancia a un plano objeto, de manera que se optimizan los parámetros de la lente hasta maximizar la función de mérito.

Reivindicación 1

El documento del estado de la técnica más próximo a la invención reivindicada en 1 es D01 y divulga una estructura de lentes oftálmicas multifocales, que incluye las intraoculares, basadas en un perfil de superficie definida por funciones analíticamente continuas, sin discontinuidades, donde la potencia óptica resultante tiene un mínimo para la zona lejana, que sube hasta un máximo local, para luego decaer.

Para mayor claridad, se reproduce seguidamente la reivindicación 1, utilizando como referencias entre paréntesis las correspondientes al documento D01. Las características técnicas que no se encuentren en el documento D01 se indican entre corchetes y en negrita.

Lente intraocular multifocal refractiva útil para el reemplazo del cristalino del ojo (página 4, línea 33; página 15, líneas 38-40) caracterizada porque:

a) la lente en su zona óptica comprende una superficie óptica anterior y una superficie óptica posterior, siendo ambas asféricas y estando talladas sobre un determinado material transparente y separadas por un determinado espesor central (página 4, líneas 47-48; página 5, líneas 16-20; reivindicación 1),
b) el mapa de elevación de cada una de sus superficies de a) tiene simetría de revolución respecto al eje óptico de la lente (página 8, líneas 2-4), y una evolución suave y continua a lo largo de toda la topografía (página 4, línea 42-44),
c) en ambas superficies de a) la elevación a lo largo de su coordenada radial, tomando como referencia el plano tangente al ápex corneal, tiene un mínimo local en cero, que corresponde al centro de la lente, y uno o más puntos de inflexión de curvatura antes de alcanzar al menos un máximo local periférico situado en el interior de la zona óptica y a cierta distancia del límite de la zona óptica, dando lugar a una topografía que contiene un mínimo local de elevación en el centro y al menos un anillo dentro de la zona óptica que es un máximo local de elevación, y (figura 5; página 13, líneas 24-34)
d) el mapa de potencia óptica local dentro de la zona óptica, resultante de la refracción óptica combinada de las dos superficies ópticas asféricas y una cornea modelo externa y anterior a la lente, tiene simetría de revolución en torno al eje óptico, y una zona central de potencia óptica intermedia rodeada en transición suave por un anillo de potencia óptica máxima (figuras 1-4, 6; página 6, línea 23 – página 7, línea 39) , [**tras el cual se alternan de forma suave anillos de potencia oscilante y en particular al menos un anillo cuya potencia óptica es un mínimo local con al menos un anillo cuya potencia óptica es un máximo local**.]

Aunque D01 muestra ejemplos para lentes con sólo una de las dos superficies (anterior o posterior) conforme una geometría asférica, dado que su reivindicación 1 abarca (línea 10) lentes con por lo menos una de las superficies de este tipo, se considera que D01 incluye el caso de ambas superficies conforme la misma geometría.

La principal diferencia entre la invención reivindicada en 1 y el documento D01 del estado de la técnica más próximo radica en que este último no incluye variaciones en la curvatura de la potencia óptica o de la geometría posteriores al primer máximo local. El efecto técnico que ello tiene es el de no definir zonas adicionales concéntricas, que amplíen el rango de posiciones focales o de diámetros pupilares en los que obtener una calidad óptica adecuada. El problema técnico objetivo sería por tanto definir una curvatura de superficie continua que incluya puntos de inflexión adicionales posteriores a la geometría que define el primer máximo de potencia óptica. Esto es, ondulaciones posteriores de la superficie. Dicho problema podría ser resuelto por un experto en la materia sin necesidad de actividad inventiva, por cuanto la obtención de expresiones analíticas para semejantes curvaturas es una cuestión conocida del estado de la técnica, como revelan los documentos D03 (párrafos 38, 40, 71 y 73) y D04 (párrafos 33-34; figuras 2-3) por ejemplo.

Por lo tanto a la luz de D01, la invención carece de actividad inventiva tal como se establece en el artículo 8 de la Ley de Patentes 1986.

Reivindicaciones 2 a 7

El rango de diámetros de la zona óptica establecido en 2 se derivaría de D01. En su valor inferior a partir del diámetro promedio de la pupila mesópica, en torno a 3,5 mm, (página 12, líneas 20-21) y en el superior a partir de la apertura máxima de la pupila de 8 mm (página 7, líneas 24-39). En el caso del rango reivindicado de espesores centrales reivindicado en 5, el extremo inferior estaría contenido en D01 (página 16, líneas 4-6), mientras que el superior sería menor del tope superior conocido (en torno a 5 mm) en el estado de la técnica (documento D05, tabla 1, por ejemplo).

Con respecto al requisito funcional de 3, en D01 se establece que el diseño de la lente es apto para adaptarse a diferentes diámetros de pupila, asociados a diferentes escenarios de iluminación (página 7, líneas 25-30), mencionándose como rango promedio de diámetros el que va de 3,5 a 8 mm, si bien un experto en la materia podría establecer configuraciones para valores en el rango no incluido en D01 (2,5 a 3,5 mm) sin necesidad de actividad inventiva, por cuanto el diseño divulgado en D01 permite ajustar el tamaño de las zonas de la lente 8 (página 12, línea 38 – página 13, línea 22). Asimismo, el rango de potencias reivindicado en 4 estaría contemplado en D01 (página 8, líneas 19-48).

La transición objeto de 6 estaría comprendida en D01 (página 12, líneas 31-36), siendo además una técnica sobradamente conocida.

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores y las correspondientes relaciones de dependencia, se concluye que, a la luz de D01, las invenciones reivindicadas en 2 a 6 carecen de actividad inventiva.

Los parámetros reivindicados en 7 constituirían una realización concreta no incluida en el estado de la técnica, aunque basada en un modelo de superficie sobradamente conocido del estado de la técnica (por ejemplo, se recoge en la reivindicación 15 de D02 o en los párrafos 33-34 de D03). No obstante, se considera que ello no es óbice para que dicha realización particular constituya una solución que no sería obvia para el experto en la materia, a la que no se llegaría por mero tanteo, ni se derivaría de forma evidente del estado de la técnica, por lo que la invención reivindicada en 7 sería nueva e implicaría actividad inventiva tal como se define en los artículos 6 y 8 de la Ley de Patentes de 1986.

Reivindicación 8

El documento del estado de la técnica más próximo a la invención reivindicada en 8 es D02 y divulga un método para el diseño de lentes intraoculares monofocales asféricas isoplanáticas, basado en modelos matemáticos del ojo afáquico y de la lente, así como en una función de mérito que se optimiza confirme unos factores ponderados.

Para mayor claridad, se reproduce seguidamente la reivindicación 8, utilizando como referencias entre paréntesis las correspondientes al documento D02. Las características técnicas que no se encuentren en el documento D02 se indican entre corchetes y en negrita.

Procedimiento para elaborar la lente intraocular multifocal refractiva según la reivindicación 1 caracterizado porque comprende al menos las siguientes etapas:

a) definición matemática de un ojo modelo afáquico descrito al menos por la geometría de la superficie o superficies que definen la cornea, la posición axial de la retina y la posición axial del plano donde se situará la lente intraocular tras la implantación (página 4, líneas 1-23; reivindicación 1),
b) definición matemática de un ojo modelo pseudofáquico descrito por el ojo modelo afáquico en el cual se implanta una lente modelo definida por medio de un conjunto de parámetros descriptivos variables dentro de un conjunto de condiciones de contorno que determinan su geometría y por tanto caracterizan la lente (página 4, líneas 44-53; reivindicación 1),
c) definición de una función de mérito multiconfiguración que describe la calidad óptica del ojo modelo pseudofáquico, que integra múltiples configuraciones [**correspondientes cada una de ellas a una distancia al plano objeto**], asociando un peso a cada una de las configuraciones para proporcionar como resultado un valor único que representa la calidad de imagen del sistema evaluado (página 4, líneas 55-65) [**a distintas distancias al plano objeto**], y

d) optimización del conjunto de parámetros descriptivos que definen la lente modelo hasta encontrar el conjunto que proporciona un resultado óptimo de la función de mérito multiconfiguración (página 5, línea 64 – página 6, línea 4; reivindicación 1).

Con respecto al punto c), el método objeto de D02 habla, en lugar de configuraciones, de términos multiplicativos, si bien el concepto es el mismo: factores afectados por pesos, ligados a la métrica óptica. La diferencia entre la invención reivindicada en 8 y el documento D02 del estado de la técnica más próximo es la particularización de la variable ligada a la métrica óptica a la distancia al plano objeto. El efecto técnico que implica dicha diferencia es el de adecuar el método a la optimización del diseño de lentes multifocales, cuya funcionalidad está ligada a las distancias manejadas. El problema técnico objetivo sería por tanto el de definir una variable representativa de las lentes multifocales, a la que asociar una métrica de calidad. Un experto en la materia identificaría semejante variable (la distancia al plano objeto) sin el recurso a la actividad inventiva, por lo que cabe concluir que, a la luz de D02, la invención reivindicada en 8 no posee actividad inventiva tal como se establece en el artículo 8 de la Ley de Patentes 1986.

Reivindicaciones 9 a 18

Los modelos de ojo reivindicados en 9 y 10 se encontrarían recogidos en D02 (reivindicaciones 3 y 4).

El modelo de lente reivindicado en 11 estaría incluido en D01, por lo que un experto en la materia combinaría las partes relevantes de dicho documento con el documento D04 para obtener las características reivindicadas en 11.

El modelo analítico de superficies asféricas objeto de 12 es sobradamente conocido del estado de la técnica (por ejemplo, estaría incluido en la reivindicación 15 de D02 o los párrafos 33-34 de D04), y un experto en la materia lo incluiría en la caracterización de superficies sin necesidad de actividad inventiva.

El rango de distancias reivindicado en 13 vendría definido como un subconjunto del rango de distancias correspondiente a la visión cercana y lejana, estando la primera en torno a 40 mm (D01, página 7, líneas 17-19) y la segunda en el infinito. Por ello, se considera que el rango reivindicado constituye una mera opción de diseño.

El uso del trazado de rayos reivindicado en 14 para la caracterización del rendimiento de una lente es una técnica muy conocida (por ejemplo, mencionada en el párrafo 62 de D03), por lo que un experto en la materia no requeriría del uso de la actividad inventiva para su inclusión el procedimiento reivindicado en 8.

El carácter iterativo del proceso reivindicado en 15 está contemplado en D02 (página 4, líneas 58-60).

Las particularizaciones a las longitudes axiales del modelo del ojo empleado, que se reivindican respectivamente en 16 y 17, se consideran realizaciones particulares del caso específico en que se utiliza una distancia axial ligada al uso de una determinada lente en el ojo, caso que estaría contemplado en D02 (página 4, líneas 12-15).

En consecuencia, de las consideraciones anteriores, teniendo en cuenta las correspondientes relaciones de dependencia, cabe concluir, a la luz de D02, que las invenciones reivindicadas en 9 a 10 y 12 a 17 carecen de actividad inventiva, y, a la luz de la combinación de D02 con D01, que la invención reivindicada en 11 carece también de actividad inventiva, tal como se define en el artículo 8 de la Ley de Patentes de 1986.

Asimismo, en función de lo anterior y teniendo en cuenta las relaciones de dependencia de la reivindicación 18, se concluye, a la luz de D02, que esta carece de actividad inventiva, tal como se define en el artículo 8 de la Ley de Patentes de 1986.