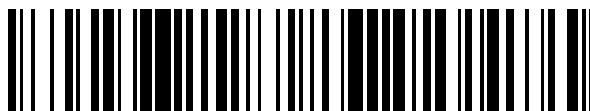


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 768 035**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.11.2017** **PCT/US2017/061765**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.05.2018** **WO18093873**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.11.2017** **E 17817943 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.10.2019** **EP 3380041**

54 Título: **Lente intraocular con una profundidad de enfoque ampliada**

30 Prioridad:

16.11.2016 US 201615353381
06.10.2017 US 201715727019

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
19.06.2020

73 Titular/es:

TATVUM LLC (100.0%)
10 Fallbrook
Irvine, CA 92604, US

72 Inventor/es:

TIWARI, NIVEDAN y
VENKATESWARAN, KRISHNAKUMAR

74 Agente/Representante:

RIZZO , Sergio

ES 2 768 035 T3

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

DESCRIPCIÓN

Lente intraocular con una profundidad de enfoque ampliada

SOLICITUDES RELACIONADAS

5 **[0001]** La presente solicitud es una continuación en parte de la solicitud estadounidense 15/353,381 presentada el 16 de noviembre de 2016, titulada INTRAOCULAR LENS HAVING AN EXTENDED DEPTH OF FOCUS.

CAMPO

[0002] Lentes intraoculares y, en concreto, lentes intraoculares que proporcionan una profundidad de enfoque ampliada.

ANTECEDENTES

10 **[0003]** Se conocen lentes intraoculares (LIO) que comprenden una óptica y, quizás, uno o varios hápticos para colocar la óptica en un ojo. Un tipo de LIO que proporciona un rango de visión que incluye visión de lejos, visión intermedia y/o visión de cerca son las lentes multifocales. Las lentes multifocales convencionales se suelen integrar en una de entre dos clases.

15 **[0004]** La primera clase de lentes multifocales se denomina multifocal refractiva, en la que una óptica se divide en múltiples zonas refractivas y la luz procedente de una zona concreta solo se dirige únicamente a uno de los enfoques utilizando solo potencia refractiva. Las zonas pueden ser concéntricas en torno al centro óptico, o sin simetría axial. Las lentes multifocales refractivas forman dos o más enfoques para proporcionar visión de lejos, intermedia y/o de cerca.

20 **[0005]** La segunda clase de lentes multifocales se denomina multifocal difractiva. Dichas lentes incluyen un elemento difractivo que comprende zonas radiales que transmiten luz fuera de fase con luz transmitida a través de zonas adyacentes (es decir, existe un retardo de fase entre zonas adyacentes). Al igual que las lentes multifocales refractivas, las lentes multifocales difractivas forman dos o más enfoques para proporcionar visión de lejos, intermedia y/o de cerca. En las lentes multifocales difractivas, los límites radiales que separan las zonas se eligen para lograr potencias ópticas concretas.

25 **[0006]** Tanto las técnicas de lentes multifocales difractivas como de lentes multifocales refractivas para ampliar el rango de visión han dado como resultado LIO que presentan enfoques distintos donde la visión es nítida, y regiones de peor enfoque entre los enfoques. Un ejemplo conocido de un factor de mérito para medir el rendimiento de sistemas visuales se conoce como función de transferencia de modulación (comúnmente denominada «MTF», por sus siglas en inglés). Una MTF de un sistema óptico es una medida de la proporción de contraste de un objeto de entrada que puede mantener el sistema óptico cuando se produce una imagen del objeto. Una MTF se puede medir en función de la frecuencia espacial (p. ej., pares de líneas por mm en la retina). Por lo general, los valores de MTF para un determinado sistema óptico se reducen con un incremento de la frecuencia espacial.

35 **[0007]** Para una determinada frecuencia espacial, cada enfoque de una LIO (esto es, enfoque cercano, intermedio o lejano) se manifiesta en un gráfico de MTF a través del enfoque como un pico en los valores de MTF, con regiones de valores inferiores de MTF entre los picos. Para un portador individual de una LIO, una región de valores de MTF inferiores puede ser lo suficientemente grande como para permitir la visión en función de la ampliación y el aplanamiento de los picos de MTF que se producen en el caso del individuo debido a las aberraciones oculares del ojo del individuo y a su respuesta pupilar.

40 **[0008]** A pesar de que se sabe que las lentes multifocales proporcionan un incremento beneficioso en el rango de visión de un portador, se sabe que una proporción significativa de portadores de LIO que emplean estas técnicas multifocales sufre confusión visual y fenómenos fóticos (es decir, artefactos desconocidos en una imagen formada por ojos pseudofáquicos) debido a la presencia de múltiples imágenes con enfoque nítido formadas simultáneamente en sus retinas.

45 **[0009]** Como alternativa a las lentes multifocales, se han propuesto técnicas para ampliar las profundidades de enfoque de LIO monofocales (es decir, sin múltiples picos en la curva de MTF) para obtener tanto visión de lejos como visión más cercana. Las técnicas de LIO para proporcionar una profundidad de enfoque ampliada (EDOF, por sus siglas en inglés) incluyen: a) proporcionar una LIO con una zona de adición refractiva central; b) proporcionar una LIO con aberración esférica positiva o negativa de alta magnitud; y c) proporcionar una LIO refractiva subyacente con un perfil difractivo de adición de potencia relativamente baja (es decir, una adición difractiva de 1,5 dioptrías o menos). Cada una de dichas técnicas de profundidad de enfoque ampliada ha mejorado de manera limitada la calidad visual de los portadores.

55 **[0010]** De manera convencional, se han seleccionado perfiles de adición difractiva de baja potencia, de manera que el retardo de fase entre zonas adyacentes sea de 0,5 longitudes de onda de una longitud de onda de diseño (p. ej., aproximadamente 550 nm para luz visible). Un ejemplo de una lente de este tipo se describe en la patente estadounidense 8,747,466. Dichas lentes tienden a proporcionar un alto grado de multifocalidad, de manera que la luz se divida uniformemente entre un enfoque central correspondiente a un orden cero del perfil difractivo, y un enfoque cercano y lejano correspondientes a un orden +1 y a un orden -1 del perfil difractivo, respectivamente.

Dichas configuraciones de lente tienden a producir múltiples picos en la MTF. No obstante, incluso cuando la LIO esté diseñada de manera que la MTF se aplane para eliminar picos, dichos diseños tienden a dirigir la luz de forma simétrica en torno a un enfoque central a cada uno de los enfoques cercano y lejano, dando como resultado un uso ineficiente de la energía luminosa, sin un pico en la visión de lejos, y el rendimiento de la lente se puede ver comprometido.

[0011] Según otras técnicas de diseño difractivo, el retardo de fase entre zonas adyacentes se ha reducido hasta un valor entre 0,4 y 0,5 de una longitud de onda. Dichos diseños tienden a reducir la bifocalidad de la lente mediante la disminución del porcentaje de luz enviada al enfoque cercano en favor de la luz enviada al enfoque lejano, ya que los portadores de lentes multifocales suelen preferir un rendimiento de visión máximo para la visión de lejos. Dichas lentes cuentan con inconvenientes similares a las lentes más bifocales en relación con la presencia de múltiples picos en la MTF.

[0012] En consecuencia, sigue siendo necesario conseguir técnicas alternativas para ampliar la profundidad de enfoque de lentes oftálmicas sin múltiples picos en las curvas de MTF de las lentes resultantes y un uso más eficiente de la energía luminosa.

[0013] En el documento US-A-2011/0149236 se da a conocer una lente intraocular monofocal de la que difiere el objeto de la reivindicación 1 en cuanto a que al menos una de la superficie anterior y la superficie posterior que tiene dispuesto en ella un perfil combinado que presenta escalones con alturas determinadas mediante la combinación de tres perfiles constitutivos difractivos, correspondiendo los perfiles difractivos a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , siendo las potencias distintas entre sí, y estando definido el perfil combinado por la función: $z = \text{máx}(\text{perfil difractivo}(p_1), \text{perfil difractivo}(p_2), \text{perfil difractivo}(p_3))$, donde $p_3 > p_2 > p_1$. En el documento WO-A-2016/021075 se da a conocer una lente multifocal que presenta un perfil combinado que comprende escalones que presentan alturas determinadas por la suma de tres perfiles constitutivos difractivos, correspondiendo los perfiles difractivos a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , siendo las potencias distintas entre sí, donde $p_3 > p_2 > p_1$.

BREVE SUMARIO

[0014] De acuerdo con aspectos de la presente invención, con el fin de prevenir o reducir la probabilidad de que se produzcan fenómenos fóticos en una lente EDOF, se ha determinado que es preferible utilizar una LIO monofocal con un mejor enfoque para la visión de lejos y una profundidad de enfoque que se extienda a un rango intermedio. La curva de MTF a través del enfoque de dicha «LIO monofocal con profundidad de enfoque ampliada» está diseñada para que exista un único pico (es decir, un único máximo local) correspondiente a la visión de lejos (también correspondiente al máximo absoluto) y, para potencias de adición positiva del pico máximo único (es decir, el lado miope del mejor enfoque), sin picos adicionales entre el pico único y el primer cero (definido más adelante) en la MTF. Hay un nivel decreciente, aunque visualmente útil, de MTF que se extiende en la dirección miope desde el pico. En dichas formas de realización, la MTF no se incrementa hasta que se alcanza el primer cero en la MTF. En tales formas de realización, resulta beneficioso para el objetivo de reducir el fenómeno fótico el hecho de que la MTF se reduzca monotónicamente hasta que se alcance un primer cero en la MTF.

[0015] Para lograr dicho rendimiento, las formas de realización de la presente invención comprenden una lente refractiva que presenta un perfil difractivo dispuesto en la misma. El perfil difractivo consta de una combinación de al menos tres (es decir, tres o más) perfiles difractivos, presentando cada uno una potencia de menos de 1 D. Los perfiles difractivos poseen distintas potencias ópticas. Los tres perfiles se combinan tomando el máximo de los tres perfiles en cada posición radial en la lente. Para facilitar la propagación de la energía a lo largo de la profundidad de enfoque, las alturas de escalón de los perfiles difractivos se pueden seleccionar para que presenten un retardo de fase, con respecto al fluido acuoso (de una profundidad equivalente a una determinada altura de escalón), de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz, que, junto con la técnica «máx» de combinación de los perfiles, tiende a propagar la luz a lo largo de la profundidad de enfoque.

[0016] Un aspecto de la invención se dirige a una lente intraocular que comprende una óptica que presenta una superficie anterior y una superficie posterior que proporcionan una potencia de base refractiva. Al menos una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene dispuesto en ella un perfil combinado que comprende escalones que presentan alturas determinadas mediante la combinación de tres perfiles constitutivos difractivos. Los perfiles constitutivos difractivos corresponden a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , siendo las potencias distintas entre sí y siendo cada potencia una potencia positiva inferior a aproximadamente 1 D. Cada uno de los perfiles constitutivos difractivos presenta alturas de escalón que provocan un retardo de fase en relación con el fluido acuoso de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz. El perfil combinado definido por la función $z = \text{máx}(\text{perfil difractivo}(p_1), \text{perfil difractivo}(p_2), \text{perfil difractivo}(p_3))$, donde $p_3 > p_2 > p_1$.

[0017] En algunas formas de realización, el perfil combinado se dispone completamente en la superficie anterior de la lente. El perfil combinado se puede disponer por partes tanto en la superficie anterior como en la superficie posterior de la lente. El perfil combinado puede ser simétrico en rotación.

[0018] En algunas formas de realización, las zonas de la lente formadas por los tres perfiles constitutivos son kinoformes.

[0019] En algunas formas de realización, cada uno de los perfiles constitutivos difractivos presenta alturas de escalón que provocan un retardo de fase, en relación con el fluido acuoso, de 0,8 a 1,0 por 2π para 546 nm de luz.

[0020] La zona central puede poseer una superficie refractiva que presenta una forma independiente de los perfiles difractivos constitutivos. En algunas formas de realización, la relación de p_1 a p_2 es de aproximadamente 0,6, y la relación de p_1 a p_3 es de aproximadamente 0,4. En algunas formas de realización, la relación de p_1 a p_2 es de aproximadamente 0,67, y la relación de p_1 a p_3 es de aproximadamente 0,31. En algunas formas de realización, la profundidad de enfoque es mayor de 0,85 dioptrías.

[0021] Otro aspecto de la invención se dirige a una lente intraocular que comprende una óptica que presenta una superficie anterior y una superficie posterior que proporcionan una potencia de base refractiva. Al menos una de la superficie anterior y la superficie posterior tiene dispuesto en ella un perfil combinado que comprende escalones que presentan alturas determinadas mediante la combinación de tres perfiles constitutivos difractivos. Los perfiles constitutivos difractivos corresponden a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , siendo las potencias distintas entre sí y siendo cada potencia una potencia positiva inferior a aproximadamente 1 D. Cada uno de los perfiles constitutivos difractivos presenta alturas de escalón que provocan un retardo de fase, en relación con el fluido acuoso, de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz. El perfil combinado definido por la función $z = \text{máx}$ (perfil difractivo (p_1), perfil difractivo (p_2), perfil difractivo (p_3)), donde $p_3 > p_2 > p_1$. Las formas de realización según este aspecto pueden presentar formas de realización conforme a lo expuesto anteriormente.

[0022] Otro aspecto de la invención se dirige a un conjunto de lentes intraoculares, comprendiendo al menos tres lentes, estando configurada cada lente según un aspecto o forma de realización expuesto anteriormente. Cada una de las lentes del conjunto posee una potencia dióptrica de base refractiva distinta de la del resto de lentes. El rango de las potencias de base refractiva es de al menos 10 dioptrías a lo largo del conjunto de lentes, y el perfil combinado de cada una de las al menos tres lentes es igual al de cada una de las otras lentes del conjunto.

[0023] El término «profundidad de enfoque» se define en el presente documento como el rango focal de una LIO, medido desde su pico máximo absoluto de MTF a través del enfoque hacia la dirección miope, en un rango en el que la MTF en 50 pares de líneas por mm a través de una apertura de 3 mm en el modelo de ojo 1 de ISO 11979-2 2014 es mayor de 0,2 unidades MTF. Los estudios clínicos que utilizan LIO multifocales, que tienen ligeramente menos de 0,2 unidades MTF medidas a 50 pl/mm en uno de sus enfoques, han mostrado que el 50 % de los pacientes tenían una agudeza visual de entre 20/28 y 20/20 y el 40 % de los pacientes tenían 20/20 o mejor y una combinación del 90 % mejor de 20/28. Este descubrimiento lleva a la conclusión de que una mayoría de los pacientes tendrán una visión de 20/28 o mejor con 0,2 unidades MTF a 50 pl/mm. En función de estos datos clínicos, se puede definir un criterio para la profundidad de enfoque de una LIO como el rango en torno al enfoque de la LIO donde el valor de MTF de 50 pl/mm es mayor de 0,2 unidades MTF. Se asume un diámetro pupilar de 3 milímetros para los cálculos anteriores y para otros cálculos del presente documento.

[0024] Se debe apreciar que, en algunos casos, para caracterizar completamente un sistema óptico (p. ej., un sistema ocular), puede ser necesario medir la MTF a lo largo de dos ejes ortogonales. En los ejemplos descritos en el presente documento, se asume simetría rotacional. Sin embargo, debe apreciarse que las lentes asimétricas pueden incorporar principios de diseño de acuerdo con aspectos de la presente invención y se encuadran en el alcance de aspectos de la presente invención.

[0025] Otro aspecto de la invención se dirige a una lente intraocular monofocal, comprendiendo una óptica que presenta una superficie anterior y una superficie posterior para proporcionar una potencia de base refractiva, teniendo dispuesto al menos una de la superficie anterior y la superficie posterior en ella un perfil que comprende escalones difractivos. Cuando la lente se coloca en un modelo físico de ojo, una función de transferencia de modulación (MTF) a través del enfoque del modelo de ojo, para una frecuencia espacial de 50 pl/mm, presenta un pico caracterizado por una pendiente de cero, y la MTF posee un rango que se extiende en una dirección miope desde el pico en el que la MTF presenta un valor mayor de 0,2 unidades MTF, siendo el rango mayor de 1,0 D, siendo el pico el único pico en la MTF antes de un primer cero en la MTF.

[0026] El término «anterior», al utilizarse en el presente documento con referencia a una lente intraocular, hace referencia a una característica de la lente que tiende hacia la dirección de la córnea de un ojo en el que se implanta la lente, y el término «posterior» hace referencia a una característica de la lente que tiende hacia la retina del ojo.

[0027] Una longitud de onda de luz especificada en nanómetros (nm) en el presente documento se refiere a la longitud de onda cuando dicha luz se propaga en vacío. Por ejemplo, la luz de 546 nm se refiere a una luz que presenta una longitud de onda de 546 nm cuando se propaga en un vacío, aunque la longitud de onda de dicha luz se desviaría de los 546 nm cuando se propaga en una lente o un fluido del ojo debido al índice de refracción de la lente y el fluido.

[0028] El término «monofocal», según se utiliza en el presente documento, hace referencia a una lente que presenta un único pico (es decir, un único máximo local; y siendo el único pico también el máximo absoluto) en la MTF antes de alcanzar un primer cero en la MTF para potencias de adición positiva.

[0029] El término «primer cero» se define en el presente documento para implicar un primer mínimo local tras el máximo absoluto (es decir, el mejor enfoque) en un gráfico de MTF a través del enfoque, en el lado miope, presentando el mínimo local un valor inferior a 0,1 unidades MTF.

[0030] Las mediciones de rendimiento (p. ej., la forma MTF a través del enfoque, incluyendo la profundidad de enfoque) de una lente según se ha descrito en el presente documento, así como para determinar el rendimiento de otras lentes y el alcance de las reivindicaciones, se deben llevar a cabo colocando la lente en el modelo de ojo 1 ISO 11979-2 2014.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

[0031] A continuación, se describirá de manera más completa la naturaleza y el modo de funcionamiento de la presente invención en la siguiente descripción detallada de la invención, considerada junto con las figuras anexas, en las cuales:

la figura 1 es una vista transversal esquemática de un ejemplo de un elemento óptico de una lente intraocular que incluye un perfil difractivo combinado según aspectos de la presente invención, donde el perfil difractivo se amplía para facilitar la discusión;

la figura 2 es una vista transversal del perfil difractivo con simetría axial del elemento óptico de la figura 1 en función de la distancia radial, estando separado el perfil difractivo de la superficie refractiva;

la figura 3 es una representación transversal de los perfiles constitutivos difractivos que se combinan para producir el perfil difractivo combinado de la figura 2;

la figura 4 representa gráficos de MTF a través del enfoque (para 50 pl/mm en la retina) para la LIO en la figura 1 y una LIO refractiva monofocal sin el perfil difractivo combinado respectivamente, y representa la naturaleza monofocal, así como la propagación de energía ampliada de lentes según aspectos de la presente invención;

la figura 5 representa gráficos de MTF a través del enfoque (para 50 pl/mm en la retina) de ejemplos de lentes según aspectos de la presente invención, donde cada lente se selecciona para que presente un determinado retardo de fase η o múltiples retardos de fase distintos, tal como uno para cada perfil constitutivo; y

la figura 6 es una representación esquemática de un ojo humano después de que se haya extraído un cristalino y se haya implantado quirúrgicamente una lente intraocular según aspectos de la presente invención en el saco capsular del ojo.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

[0032] El inventor ha descubierto un resultado inesperado tras combinar múltiples perfiles difractivos de potencia baja correspondientes a distintas potencias de adición que utilizan una «función máx», para formar un perfil difractivo para su uso con una lente intraocular. Las formas de realización de dichas lentes proporcionan la lente con una profundidad de enfoque que presenta un único pico y una propagación significativa de energía óptica a lo largo del eje óptico de la lente para proporcionar una profundidad de enfoque ampliada y visualmente útil con una probabilidad reducida o nula de que se produzcan fenómenos fóticos.

[0033] La figura 1 es una vista transversal esquemática de un ejemplo de un elemento óptico 100 de lente intraocular (representado en la figura 6) que incluye un perfil difractivo combinado 150 según aspectos de la presente invención. El elemento óptico 100 posee una superficie anterior 102 y una superficie posterior 104, que proporcionan una potencia refractiva (denominada comúnmente «potencia de base» de la lente). Las superficies refractivas 102, 104 de la lente intraocular pueden ser esféricas o bien asféricas, y puede ser biconvexa, como se muestra en la figura 1, o puede ser plano-convexa, un menisco o de cualquier otra forma adecuada. El valor cero a lo largo del eje horizontal corresponde al eje óptico EO de la lente. El perfil difractivo combinado 150 se puede aplicar a una lente de base refractiva que presente cualquier valor dióptrico positivo o negativo adecuado o un valor dióptrico de cero.

[0034] En la forma de realización ilustrada, la superficie anterior 102 presenta un perfil que comprende escalones que presentan alturas $h_1, h_2 \dots h_n$ derivadas de la combinación de tres perfiles difractivos superpuestos en estos. A continuación, se proporcionan más detalles sobre la formación de un perfil difractivo combinado.

[0035] Cada uno de los tres perfiles difractivos corresponde a una respectiva potencia p_1, p_2 y p_3 . Las potencias poseen magnitudes distintas entre sí. En algunas formas de realización, cada potencia posee una potencia positiva que es inferior a aproximadamente 1 D. En algunas de las formas de realización, cada potencia posee una potencia positiva que es inferior a aproximadamente 1,25 D. Cada uno de los perfiles difractivos presenta alturas de escalón que provocan un retardo de fase, en relación con el fluido acuoso, de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz. El perfil combinado se define mediante la función:

$$z = \text{máx} (\text{perfil difractivo } (p_1), \text{ perfil difractivo } (p_2), \text{ perfil difractivo } (p_3))$$

donde $p_3 > p_2 > p_1$.

[0036] A pesar de que en la forma de realización representada se dispone el perfil difractivo combinado en la superficie anterior de la lente, el perfil difractivo combinado se puede situar completamente sobre la superficie posterior o bien completamente en la superficie anterior (como se representa en la figura 1). De manera alternativa, el perfil combinado se puede situar por partes en ambos lados refractivos del elemento óptico. Por ejemplo, un perfil combinado se puede dividir en múltiples segmentos utilizando líneas que sean paralelas al eje óptico. Cada segmento del perfil se puede situar en la superficie anterior de la lente o en la superficie posterior, al mismo tiempo que se mantiene su correspondiente ubicación radial entre líneas paralelas determinadas.

[0037] Se podrá apreciar que las alturas de escalón difractivas de la figura 1 se han ampliado considerablemente con respecto al resto del elemento óptico 100 para facilitar su visualización. Además, la nitidez de los escalones se ha exagerado con fines ilustrativos. Se podrá apreciar que se puede producir cierto redondeo de las esquinas de los escalones a causa del proceso de fabricación. Este alisado podría deberse, por ejemplo, a la mecanización de la lente o del molde de lente o a procesos posteriores de pulido de la lente. No se espera que dicho alisado afecte al rendimiento de la lente a no ser que sea lo suficientemente excesivo como para reducir de manera inaceptable la profundidad de enfoque o la monofocalidad de las lentes.

[0038] En relación con la figura 6 expuesta más adelante, se proporcionan detalles adicionales de una LIO que incluye un elemento óptico según se describe en el presente documento y de la colocación de dicha LIO en un ojo.

[0039] La figura 2 representa el perfil difractivo combinado 150 del elemento óptico de la figura 1 con más detalle. El perfil se representa como una altura de perfil en función de la ubicación radial, estando separado el perfil difractivo de la superficie refractiva 102 (es decir, el cero en el eje vertical corresponde a la superficie anterior de la lente de base refractiva). Se podrá apreciar que el perfil difractivo de la figura 2 es simétrico en rotación en torno al eje óptico EO. Aunque el perfil presenta ocho zonas, se puede utilizar cualquier número adecuado de zonas.

[0040] La figura 3 representa los perfiles constitutivos difractivos individuales correspondientes a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , respectivamente, que se combinan para producir el perfil difractivo combinado de la figura 2. El perfil difractivo combinado de la figura 2 se produce combinando tres perfiles individuales de tipo kinoforme. Los tres perfiles difractivos individuales correspondientes a p_1 , p_2 , p_3 se definen, respectivamente, en las ecuaciones 1(a), 1(b) y 1(c).

$$h_1(r) = \frac{\lambda\eta}{(n_l - n_m)} \left\{ \left(\frac{r^2}{2F_1\lambda} \right) - m_1 \right\} \quad - \text{Ecuación 1(a)}$$

$$h_2(r) = \frac{\lambda\eta}{(n_l - n_m)} \left\{ \left(\frac{r^2}{2F_2\lambda} \right) - m_2 \right\} \quad - \text{Ecuación 1(b)}$$

$$h_3(r) = \frac{\lambda\eta}{(n_l - n_m)} \left\{ \left(\frac{r^2}{2F_3\lambda} \right) - m_3 \right\} \quad - \text{Ecuación 1(c)}$$

donde:

r es la distancia desde el eje óptico,

λ es la longitud de onda de diseño de luz en vacío. En los ejemplos proporcionados en el presente documento, se elige la longitud de onda para que sea de 546 nm donde los fotorreceptores del ojo humano son más sensibles,

n_l y n_m son índices refractivos del material de la lente y del medio circundante, respectivamente, en la longitud de onda de diseño de 546 nm. En los ejemplos que se proporcionan en el presente documento, el valor de índice refractivo de la lente y el valor de índice refractivo del humor acuoso son, respectivamente, de 1,5404 para n_l y de 1,336 para n_m . En el ejemplo de la figura 3, el material de la lente es un material acrílico hidrofóbico. Se pueden utilizar otros materiales para conseguir diseños de acuerdo con aspectos de la presente invención, como material acrílico hidrofílico, polimetilmetacrilato (PMMA) o silicona donde las alturas de la zona se elijan para lograr retardos de fase adecuados.

η es una constante que designa la fracción de un retardo de fase de 2π que se produce mediante la luz que atraviesa el material de la lente con respecto a la misma luz que se desplaza a través del mismo grosor en el medio circundante (p. ej., fluido acuoso). Se ha utilizado un valor de 0,8 para η para obtener los perfiles difractivos de la figura 3. Aunque en algunas formas de realización (como las que se muestran en el ejemplo de la figura 3) η es igual para todos los perfiles que constituyen el perfil combinado, el valor de η para un perfil constitutivo de un perfil combinado puede ser distinto de uno o de la totalidad del resto de perfiles constitutivos del perfil combinado.

F_1 , F_2 y F_3 son las distancias focales correspondientes a las potencias p_1 , p_2 , y p_3 elegidas, respectivamente, para crear los perfiles $h_1(r)$, $h_2(r)$, y $h_3(r)$. F_1 , F_2 y F_3 se proporcionan mediante los inversos de las potencias

p_1 , p_2 y p_3 , respectivamente. Para los perfiles de la figura 3, los valores de p_1 , p_2 y p_3 son 0,35 D, 0,55 D y 0,9 D.

Cada uno de m_1 , m_2 y m_3 toma los valores enteros 0, 1, 2... que indican el número de la zona difractiva. 0 indica la zona central.

[0041] Aunque las formas de realización descritas en el presente documento utilizan perfiles kinoformes, se podrá apreciar que se pueden utilizar otros perfiles. Por ejemplo, se puede utilizar un perfil lineal como una aproximación lineal a la forma kinoforme, o se pueden utilizar otras aproximaciones o formas adecuadas. Además, aunque el ejemplo incluye tres perfiles constitutivos en el perfil combinado, se pueden utilizar tres o más perfiles constitutivos para formar el perfil combinado. En las formas de realización que presentan cuatro o más perfiles constitutivos, el cuarto y cualquier perfil constitutivo adicional presentaría potencias distintas a las de la totalidad del resto de perfiles, presentaría una potencia inferior a aproximadamente 1 dioptría (o inferior a aproximadamente 1,25 dioptrías), y estaría combinado con los otros perfiles utilizando la función máx, según se ha descrito anteriormente.

[0042] Los límites de zona de las zonas del perfil que se muestra en la figura 3 se proporcionan mediante la ecuación 2:

$$r_m^2 + F^2 = \{(m + 1)\lambda + F\}^2 \quad \text{— Ecuación 2}$$

donde:

m indica el número de zona,

F es la distancia focal (según se ha indicado anteriormente)

r_m es el límite de zona radial para el número de zona m , y

λ es la longitud de onda de luz en un vacío.

[0043] Los perfiles constitutivos difractivos se combinan utilizando una función máxima como se muestra en la ecuación 3 para formar el perfil difractivo combinado que se muestra en la figura 2.

$$z(r) = \text{Max}\{h_1(r), h_2(r), h_3(r)\} \quad \text{— Ecuación 3}$$

[0044] Los valores de $z(r)$ que constituyen un perfil combinado se toman como el valor máximo (es decir, el grosor máximo) de $h_1(r)$, $h_2(r)$, y $h_3(r)$, en cada posición radial r . Como se representa en la figura 3, los grosores se miden como una desviación de cero en la dirección negativa. No obstante, se puede utilizar cualquier representación de grosor adecuada.

[0045] La profundidad de los perfiles constitutivos en la figura 3 es de 2,136 micras, que se convierte en una fase conferida tras la transmisión de aproximadamente 0,8 longitudes de onda, o aproximadamente 288 grados de fase. Un perfil parabólico asociado a la forma kinoforme se extiende a lo largo de todas las zonas, con una discontinuidad de escalón en el borde de cada zona.

[0046] El perfil combinado resultante que se muestra en la figura 2 está superpuesto en una superficie de base refractiva para formar el elemento óptico que se muestra en la figura 1. La forma superpuesta se forma añadiendo la altura sagital de la lente refractiva a la altura del perfil difractivo combinado en cada posición radial. En el ejemplo de forma de realización, la lente de base refractiva es una lente biconvexa de 20 dioptrías que presenta una asfericidad para eliminar sustancialmente la aberración esférica. La especificación de la lente es la siguiente: 1) un radio de superficie anterior de 20,0 mm con un coeficiente asférico de cuarto orden de $-1,58 \times 10^{-4}$, 2) un radio de superficie de LIO posterior de 20,807 mm y 3) un grosor de centro óptico de 0,553 mm.

[0047] El inventor ha observado que las relaciones de p_1 a p_2 y de p_1 a p_3 de aproximadamente 0,6 y 0,4, respectivamente, dan como resultado una profundidad de enfoque en la que la MTF se desliza fácilmente desde un máximo sin ningún máximo local adicional entre el pico y el primer cero en la curva de MTF. A pesar de que, en las formas de realización representadas, las potencias son de 0,35 D, 0,55 D y 0,9 D, se pueden elegir otras potencias en las que la relación de p_1 a p_2 sea de aproximadamente 0,6, y la relación de p_1 a p_3 sea de aproximadamente 0,4, y las potencias sean menores de 1 dioptría. Se ha observado que otras relaciones de p_1 a p_2 y de p_1 a p_3 de aproximadamente 0,67 y 0,31, respectivamente, dan también como resultado una profundidad de enfoque en la que la MTF se desliza fácilmente desde un máximo sin ningún máximo local adicional entre el pico y el primer cero en la curva de MTF. Por ejemplo, se puede utilizar $p_1 = 0,39$ D, $p_2 = 0,58$ D y $p_3 = 1,25$ D.

[0048] Se debe apreciar que, en las formas de realización representadas, las zonas están marcadas, dando como resultado una curva de MTF asimétrica, habiéndose distribuido una mayor cantidad de energía al lado corneal/anterior de la lente. A pesar de que el marcado puede resultar ventajoso en algunas formas de realización, no es necesario.

[0049] A pesar de que las formas de realización con perfiles que presentan alturas de escalón que provocan un retardo de fase (con respecto al fluido acuoso) de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz generan soluciones con un único máximo y sin ningún máximo local adicional antes del primer cero en la MTF, para algunas combinaciones de perfiles, pueden resultar deseables ensayos calculados o experimentales de la lente resultante para confirmar que se genera una lente monofocal con una considerable profundidad de enfoque. Las formas de

realización de lentes con perfiles que presentan alturas de escalón que provocan un retardo de fase, con respecto al fluido acuoso, de 0,8 a 1,0 por 2π para 546 nm de luz proporcionan lentes monofocales con una profundidad de enfoque ampliada de manera más constante. Se debe apreciar que las lentes según aspectos de la presente invención presentan un retardo de fase entre valores adyacentes de más de 0,6 de una longitud de onda en comparación con lentes convencionales que presentan un retardo de fase de 0,5 o menos, según se ha descrito anteriormente. A pesar de que, por lo general, se cree que los retardos de fase superiores a 0,6 proporcionan una mayor luz a un enfoque cercano, lo cual se ha evitado en diseños convencionales, el inventor ha descubierto que dichos diseños mejoran la profundidad de enfoque, especialmente al utilizarse junto con un perfil difractivo derivado de múltiples perfiles difractivos combinados utilizando una función máx, según se ha descrito en el presente documento.

[0050] Además, se debe apreciar que el rango anterior de retardos de fase entre zonas adyacentes incluye un retardo de fase de 1,0, que se asocia habitualmente a un elevado grado de monofocalidad. De nuevo, el inventor ha descubierto que, debido al uso de la función máx, los tres perfiles combinados utilizando la función máx permiten la distribución de luz de tal manera que se mejora la profundidad de enfoque.

[0051] La figura 4 muestra gráficos MTF a través del enfoque de la LIO EDOF de la figura 2 y una LIO refractiva monofocal para fines comparativos. La lente monofocal refractiva utilizada para fines comparativos presenta la misma graduación que la lente de base refractiva de la lente EDOF y excluye el perfil difractivo combinado (véase arriba la graduación de la lente de base refractiva).

[0052] La figura 4 ilustra la naturaleza monofocal de las lentes de acuerdo con aspectos de la presente invención, así como la propagación de energía a lo largo del lado miope del eje óptico provocada por las lentes según aspectos de la presente invención. Las MTF se pueden calcular fácilmente de manera numérica, ya sea mediante un programa de trazado de rayos como Oslo® de Sinclair Optics de Pittsford (Nueva York) o Zemax de Zemax, LLC de Kirkland (Washington), o mediante otra herramienta de simulación existente, o mediante código autoescrito, proporcionando todos ellos resultados equivalentes utilizando diferentes técnicas de cálculo.

[0053] La figura 4 es un gráfico de la MTF a través del enfoque en 50 pares de líneas por mm y que utiliza una apertura de pupila de 3 mm. El gráfico proporciona una medida de la propagación de energía óptica en torno a la región focal del eje óptico. Se debe apreciar que, para la medición de la profundidad de enfoque, como se ilustra en la figura 4, se requiere el uso de un modelo de ojo en el que la lente intraocular se ubique como una muestra física o bien como un modelo computacional.

[0054] Las curvas de MTF a través del enfoque de la figura 4 y de la figura 5 se generan utilizando modelos computacionales de las lentes intraoculares especificadas anteriormente, en un modelo de ojo definido como modelo de ojo 1 en la norma ISO 11979-2 2014 para lentes intraoculares. Debido a que las aberraciones de la lente y del modelo de ojo pueden dar como resultado cierta ampliación de la profundidad de enfoque, a efectos ilustrativos, se selecciona el modelo y la lente de base refractiva de tal manera que la ampliación de la profundidad de enfoque proporcionada por el perfil difractivo de la invención en la figura 2 no se vea oscurecida, por ejemplo, por la presencia de aberración esférica. Por consiguiente, se utilizó el modelo de ojo 1 ISO en los ejemplos descritos en el presente documento debido a que proporciona una cantidad mínima de aberración esférica en la córnea presente en el mismo, y la lente de base refractiva se seleccionó para presentar una cantidad de aberración esférica de un signo opuesto para cancelar cualquier mínima aberración esférica presente en el modelo de ojo 1. Aunque la lente de base refractiva utilizada anteriormente a título ilustrativo incluye una pequeña cantidad de aberración seleccionada para cancelar la aberración esférica del modelo 1, dicha configuración se ha seleccionado únicamente para fines ilustrativos. Las lentes de acuerdo con aspectos de la presente invención pueden presentar cualquier cantidad adecuada de aberración esférica que no afecte a otros aspectos de la lente. Se podrá apreciar que dicha aberración esférica puede mejorar una profundidad de enfoque de manera convencional al utilizarse junto con características según aspectos de la presente invención. La elección de un diámetro de apertura de 3 mm, utilizado en el modelo de ojo para las simulaciones en las figuras 4 y 5, representa un tamaño de pupila típico en el ojo humano en condiciones fotópicas.

[0055] Como se puede observar en la figura 4, la MTF de la lente con profundidad de enfoque ampliada muestra una profundidad de enfoque de 1,16 D del pico focal MTF en el desenfoque cero (es decir, un máximo absoluto correspondiente al mejor enfoque) utilizando el mínimo nivel de 0,2 unidades MTF en el lado de potencia de desenfoque positiva (esto es, miope). Para la MTF de la lente refractiva esférica monofocal sin una estructura difractiva EDOF de la figura 4, la profundidad de enfoque en el nivel 0,2 del lado miope es de 0,53 D. Suponiendo que los objetos a distancia infinita tienen el mejor enfoque (es decir, el pico de MTF), la profundidad de enfoque en el lado de potencia de desenfoque negativa o hipermetrópe se considera perdida, ya que no se puede utilizar en la visión humana.

[0056] Otra característica de la MTF de la lente monofocal con profundidad de enfoque ampliada de la figura 4 es la ausencia de pendientes MTF por debajo del nivel de 0,2 MTF entre el pico focal con desenfoque cero y 1,16 D de desenfoque, permitiendo, por lo tanto, una visión útil entre el enfoque de la lente y su límite de profundidad de enfoque. Cabe destacar que la MTF de la lente EDOF de la figura 4 presenta un pico máximo absoluto en un nivel MTF de 0,53 unidades MTF que se encuentra por debajo del pico máximo absoluto de la MTF de la lente monofocal esférica refractiva sin el perfil difractivo combinado; sin embargo, en el pico, la MTF de la lente EDOF

presenta un valor lo suficientemente alto como para proporcionar una visión al portador que no se vea comprometida. La naturaleza monofocal de la lente monofocal de profundidad de enfoque ampliada de la MTF en la figura 4 se representa a través de su único pico (es decir, el máximo absoluto correspondiente al mejor enfoque) antes del primer cero en la MTF y se espera que minimice las molestias visuales y la confusión que experimentan los usuarios de lentes intraoculares multifocales.

[0057] La figura 5 representa gráficos de MTF a través del enfoque de ejemplos de lentes según aspectos de la presente invención, donde los perfiles constitutivos difractivos de cada lente se seleccionan para que presenten uno o varios retardos de fase η correspondientes (especificados como una fracción de una longitud de onda de 546 nm). En una forma de realización, el retardo de fase $\eta = 0,6$ para cada uno de los perfiles $p_1 = 0,35$ D, $p_2 = 0,55$ D y $p_3 = 0,9$ D. En otra de las formas de realización, el retardo de fase $\eta = 0,7$ para cada uno de los perfiles $p_1 = 0,35$ D, $p_2 = 0,55$ D y $p_3 = 0,9$ D. En otra forma de realización, el retardo de fase $\eta = 0,8$ para cada uno de los perfiles $p_1 = 0,35$ D, $p_2 = 0,55$ D y $p_3 = 0,9$ D. En todavía otra forma de realización, el retardo de fase $\eta = 1,0$ para el perfil $p_1 = 0,35$ D, el retardo de fase $\eta = 1,1$ para el perfil $p_2 = 0,55$ D y el retardo de fase $\eta = 1,0$ para el perfil $p_3 = 0,9$ D. En todavía otra forma de realización, el retardo de fase $\eta = 1,1$ para el perfil $p_1 = 0,35$ D, el retardo de fase $\eta = 1,22$ para el perfil $p_2 = 0,55$ D y el retardo de fase $\eta = 1,1$ para el perfil $p_3 = 0,9$ D. En otra forma de realización, los perfiles se forman de manera que un perfil $p_1 = 0,39$ D presente un retardo de fase $\eta = 0,6$, un perfil $p_2 = 0,58$ D presente un retardo de fase $\eta = 0,88$ y un perfil $p_3 = 1,25$ D presente un retardo de fase $\eta = 0,75$ para 546 nm de luz.

[0058] A raíz de la figura 5, se apreciará que la forma de la curva de MTF a través del enfoque es sensible al/los valor(es) η . También se apreciará que, en los ejemplos representados, existe una menor profundidad de enfoque para η de 0,6 y un perfil MTF amplio con una profundidad de enfoque incrementada conforme η se aproxima a un valor de 1,2. Sin embargo, cada una de las formas de realización de lente representadas muestra una profundidad de enfoque ampliada. Además, tres de las curvas de la figura 5 corresponden a las lentes, donde las curvas de MTF muestran que los perfiles constitutivos difractivos de un determinado perfil combinado pueden presentar valores de η distintos entre sí. En algunas formas de realización, la profundidad de enfoque es mayor de 0,85 dioptrías en el modelo de ojo 1. En otras formas de realización, es mayor de 1,0 dioptría. En otras, es mayor de 1,25 dioptrías. La profundidad de enfoque se puede conseguir en una lente que no tenga aberración esférica o en una lente con aberración esférica.

[0059] El inventor ha determinado además que, en algunas formas de realización, resulta deseable que la zona cero (dispuesta en torno al eje óptico de una lente) definida mediante los perfiles constitutivos difractivos se puede sustituir por una región refractiva que tenga su superficie especificada independientemente de los perfiles constitutivos difractivos. Dicho diseño permite que se seleccione la curvatura de la zona cero, de manera que la luz se dirija a una parte apropiada de la profundidad de enfoque para conseguir un nivel de MTF. A pesar de que el impacto de una zona cero es relativamente bajo en comparación con el resto del perfil, dicho diseño permite un mayor grado de libertad a la hora de diseñar una lente. Por ejemplo, la potencia refractiva de la zona central se puede seleccionar para que esté comprendida en $\pm 0,2$ D de la potencia de la lente de base refractiva.

[0060] La figura 6 muestra un ojo humano 10, después de que se haya implantado quirúrgicamente una lente intraocular 1 según aspectos de la presente invención. La luz entra por la izquierda de la figura 6 y atraviesa la córnea 14, la cámara anterior 15, el iris 16 y entra en el saco capsular 17. El saco capsular 17 alberga la lente intraocular 1, además del fluido acuoso que ocupa el volumen restante y equilibra la presión en el ojo 10. Tras atravesar la lente intraocular 1, la luz sale por la pared posterior 18 del saco capsular 17, atraviesa la cámara posterior 11 y golpea la retina 12. La retina detecta la luz y la convierte en una señal transmitida a través del nervio óptico 8 al cerebro.

[0061] La lente intraocular 1 posee una óptica 1a que presenta un índice refractivo mayor que el fluido acuoso que la rodea y, normalmente, la potencia refractiva de una lente intraocular está comprendida en el rango de aproximadamente 5 dioptrías a aproximadamente 30 dioptrías para compensar la pérdida del cristalino al que normalmente sustituye.

[0062] La óptica 1a posee una superficie anterior 2 orientada hacia el lado opuesto a la retina 12 y una superficie posterior 3 orientada hacia la retina 12. Como se muestra, una óptica 1a se mantiene en su lugar mediante uno o varios hápticos 19, que conecta(n) la óptica 1a al saco capsular 19. El uno o varios hápticos puede(n) presentar cualquier configuración conocida o que todavía no se haya desarrollado (p. ej., placa, cable, bucle en C, bucle en J), y puede(n) ser de tipo acomodativo o no acomodativo. En algunas formas de realización, la LIO puede no presentar ningún háptico.

[0063] La óptica 1a de la lente intraocular 1 se puede disponer adyacente a la pared posterior 18, e incluso presionada contra la pared posterior 18, por ejemplo, para reducir el crecimiento celular en la óptica 1a. De manera alternativa, la óptica 10 se puede ubicar en el interior del saco capsular 17 en una posición separada de la pared posterior 18, por ejemplo, para permitir el movimiento de acomodación de la óptica 1a de la lente intraocular 1 a lo largo del eje óptico (es decir, la lente es como una LIO acomodativa); no obstante, se apreciará que las ventajas de las características de profundidad de enfoque ampliada de las lentes según aspectos de la presente invención facilitan la visión ampliada sin complicaciones que pueden derivarse de un movimiento acomodativo.

[0064] Un ojo bien corregido forma una imagen de un objeto distante (es decir, un objeto en infinidad óptica) en la retina 12. Si la lente presenta demasiada o muy poca potencia, la imagen se mueve axialmente a lo largo del eje óptico desde la retina 12 una distancia correspondiente hacia o desde la lente 1. Cabe destacar que la potencia necesaria para enfocar un objeto próximo o cercano en la retina es mayor que la potencia necesaria para enfocar un objeto lejano o distante en la retina.

[0065] En algunos casos, las lentes que presentan perfiles difractivos según se ha expuesto anteriormente se proporcionan en cada lente de un conjunto de lente intraocular. Las lentes del conjunto cuentan con potencias de base (es decir, potencias refractivas) distintas entre sí. Un conjunto de lente presenta un rango de potencias dióptricas de al menos 10 dioptrías, y comprende al menos tres lentes. En algunas formas de realización, las lentes del conjunto de lente presentan un perfil difractivo combinado igual en cada lente (es decir, las lentes tienen potencias refractivas distintas y el mismo perfil difractivo combinado dispuesto en ellas para proporcionar una mejor profundidad de campo). Por ejemplo, las potencias refractivas del conjunto de lente pueden oscilar entre 10 D y 30 D, presentando las lentes incrementos de 0,5 D (es decir, 41 lentes).

[0066] Se apreciará que varias de las características y funciones dadas a conocer anteriormente, o alternativas de las mismas, se pueden combinar adecuadamente en muchos otros sistemas o aplicaciones distintos. Asimismo, se apreciará que diversas alternativas, modificaciones, variaciones o mejoras imprevistas o actualmente inesperadas de estas, que también se pretende que estén abarcadas en las siguientes reivindicaciones, pueden ser llevadas a cabo posteriormente por expertos en la materia.

REIVINDICACIONES

1. Lente intraocular monofocal, comprendiendo:

una óptica que presenta una superficie anterior y una superficie posterior, proporcionando una potencia de base refractiva, al menos una de la superficie anterior y la superficie posterior teniendo dispuesto en ella un perfil combinado comprendiendo escalones con alturas determinadas mediante la combinación de tres perfiles constitutivos difractivos, correspondiendo los perfiles difractivos a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , siendo las potencias diferentes entre sí y siendo cada potencia una potencia positiva inferior a aproximadamente 1,25 D, y presentando cada uno de los perfiles difractivos alturas de escalón que provocan un retardo de fase, en relación con el fluido acuoso, de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz, estando definido el perfil combinado mediante la función:

$$z = \text{máx} (\text{perfil difractivo} (p_1), \text{perfil difractivo} (p_2), \text{perfil difractivo} (p_3)),$$

donde $p_3 > p_2 > p_1$.

2. Lente según la reivindicación 1, donde el perfil combinado se dispone completamente en la superficie anterior de la lente.

3. Lente según la reivindicación 1, donde el perfil combinado se dispone por partes tanto en la superficie anterior como en la superficie posterior de la lente.

4. Lente según la reivindicación 1, donde el perfil combinado es simétrico en rotación.

5. Lente según la reivindicación 1, donde las zonas de la lente formadas por los tres perfiles constitutivos tienen forma kinoforme.

6. Lente según la reivindicación 1, donde cada uno de los perfiles difractivos presenta alturas de escalón que provocan un retardo de fase, en relación con el fluido acuoso, de 0,8 a 1,0 por 2π para 546 nm de luz.

7. Lente según la reivindicación 1, donde la zona central posee una superficie refractiva que presenta una forma independiente de los perfiles difractivos constitutivos.

8. Lente según la reivindicación 1, donde la relación de p_1 a p_2 es de aproximadamente 0,6, y la relación de p_1 a p_3 es de aproximadamente 0,4.

9. Lente según la reivindicación 1, donde la relación de p_1 a p_2 es de aproximadamente 0,67, y la relación de p_1 a p_3 es de aproximadamente 0,31.

10. Lente según la reivindicación 1, donde la profundidad de enfoque es superior a 0,85 dioptrías.

11. Lente según la reivindicación 8, donde la profundidad de enfoque es superior a 0,85 dioptrías.

12. Conjunto de lentes intraoculares monofocales, comprendiendo al menos tres lentes, comprendiendo cada una de las lentes una óptica que presenta una superficie anterior y una superficie posterior, proporcionando una potencia de base refractiva, al menos una de la superficie anterior y la superficie posterior teniendo dispuesto en ella un perfil combinado comprendiendo escalones con alturas determinadas mediante la combinación de tres perfiles constitutivos difractivos, correspondiendo los perfiles difractivos a las potencias p_1 , p_2 y p_3 , siendo las potencias diferentes entre sí y siendo cada potencia una potencia positiva inferior a aproximadamente 1,25 D, y presentando cada uno de los perfiles difractivos alturas de escalón que provocan un retardo de fase, en relación con el fluido acuoso, de 0,6 a 1,2 por 2π para 546 nm de luz, estando definido el perfil combinado por la función:

$$z = \text{máx} (\text{perfil difractivo} (p_1), \text{perfil difractivo} (p_2), \text{perfil difractivo} (p_3)),$$

donde $p_3 > p_2 > p_1$.

presentando cada una de las lentes del conjunto una potencia dióptrica de base refractiva distinta de la del resto de lentes,

siendo el rango de las potencias de base refractiva al menos de 10 dioptrías, y

siendo el perfil combinado de cada una de las al menos tres lentes igual entre ellas.

13. Conjunto de lentes intraoculares según la reivindicación 12, donde el perfil combinado en cada una de las al menos tres lentes es igual al perfil combinado de cada una del resto de las al menos tres lentes.

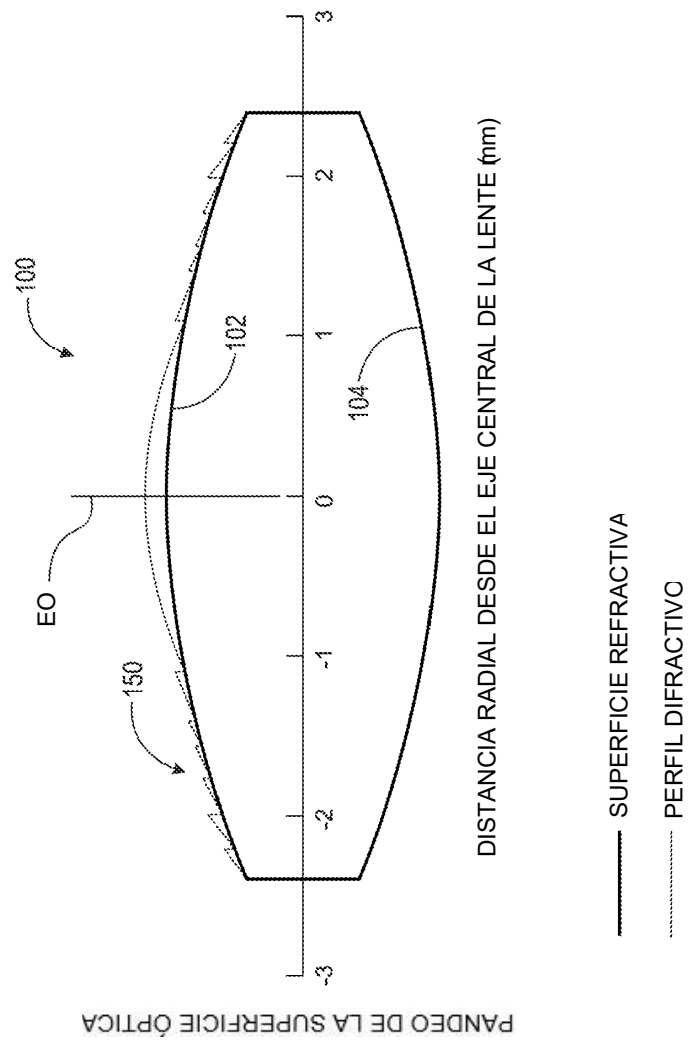


Fig. 1

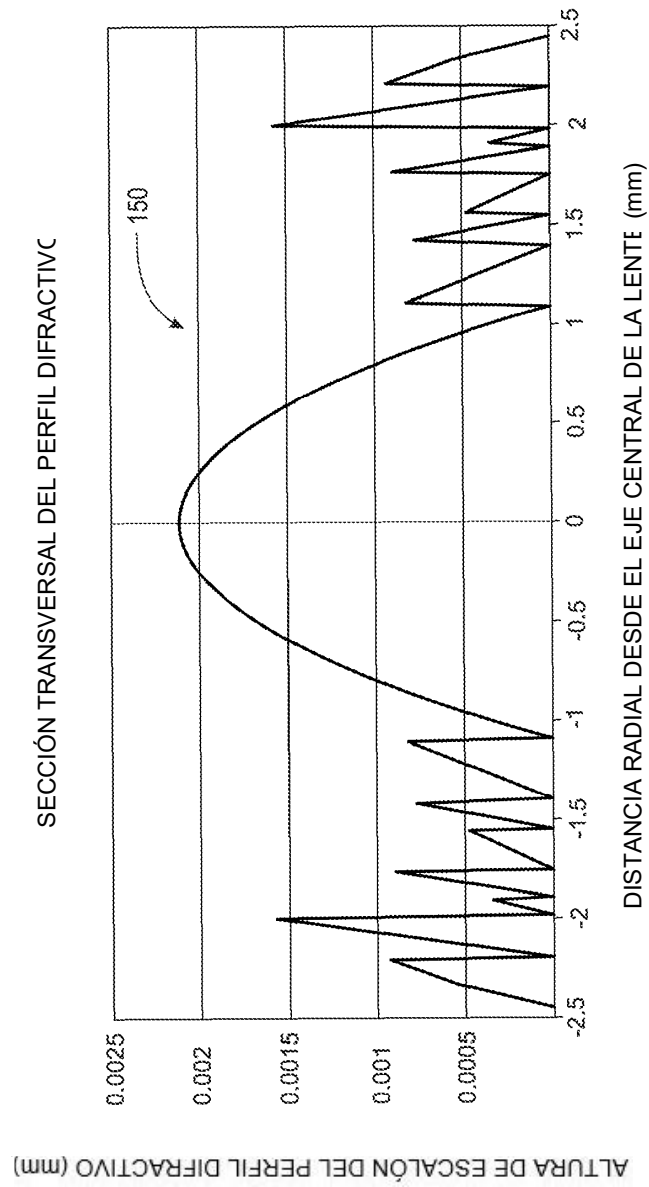


Fig. 2

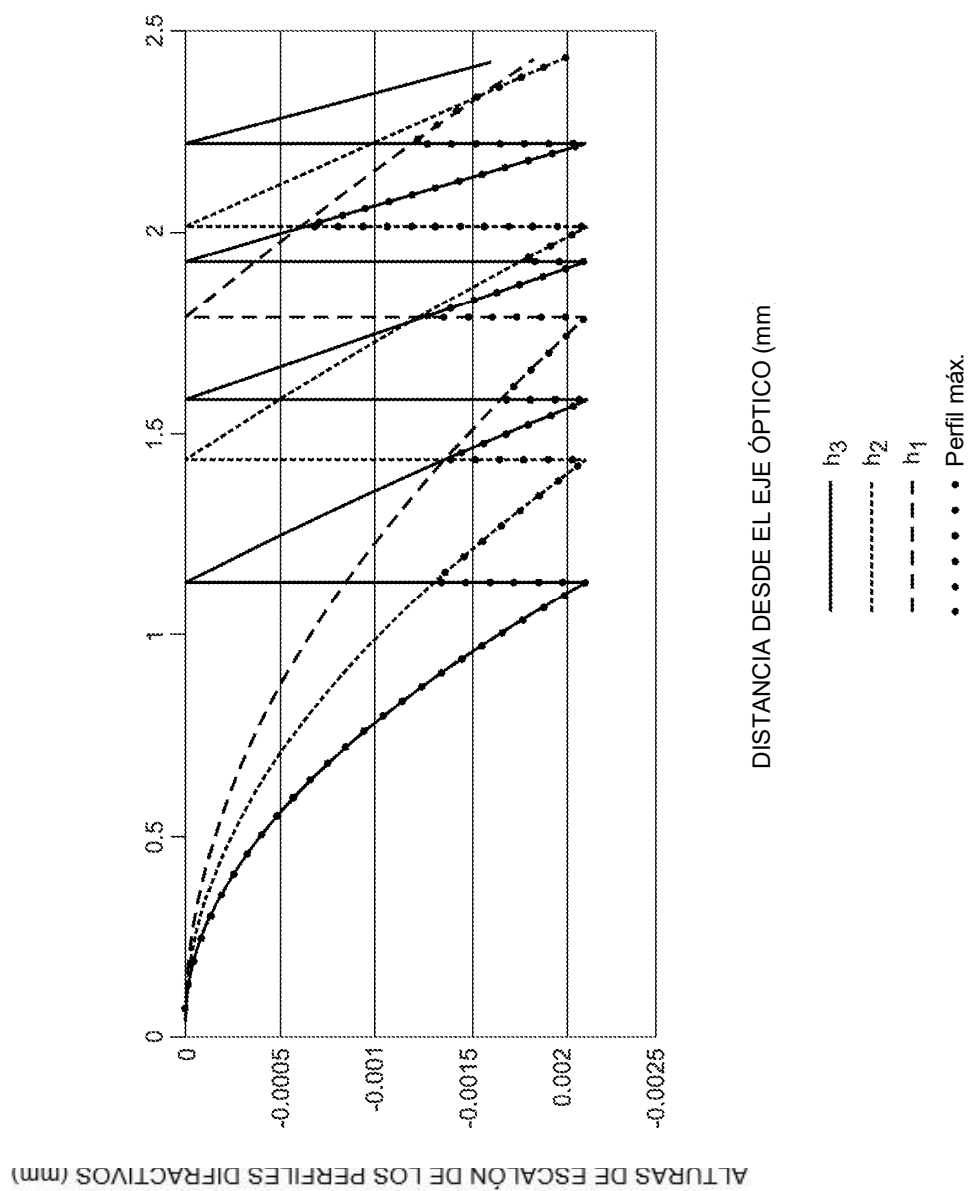


Fig. 3

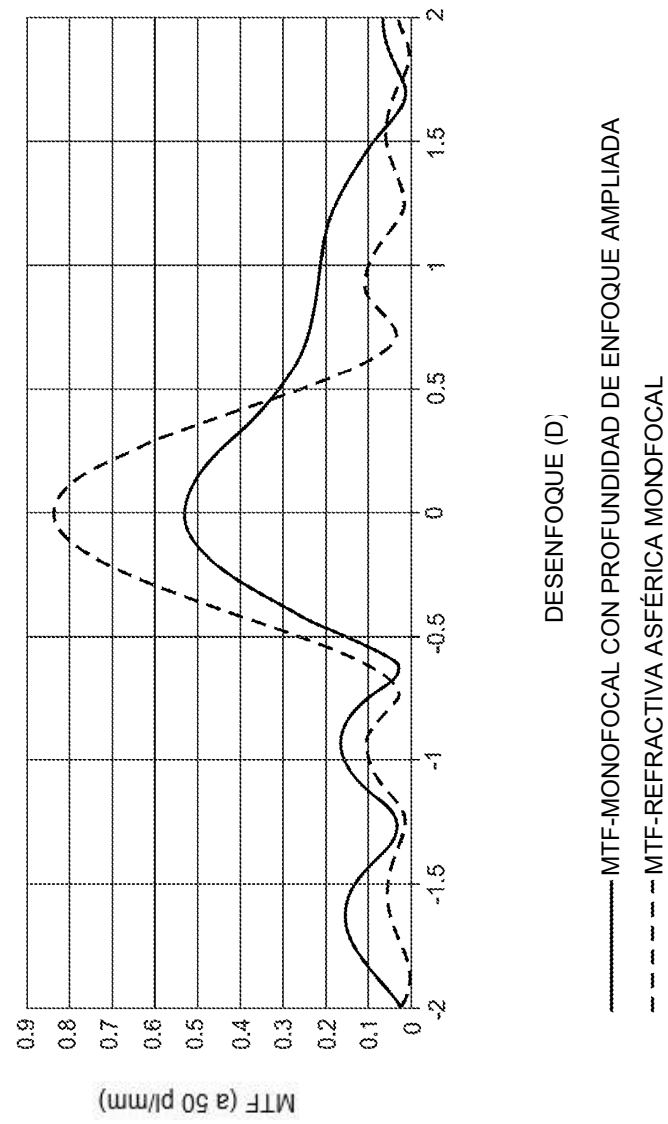
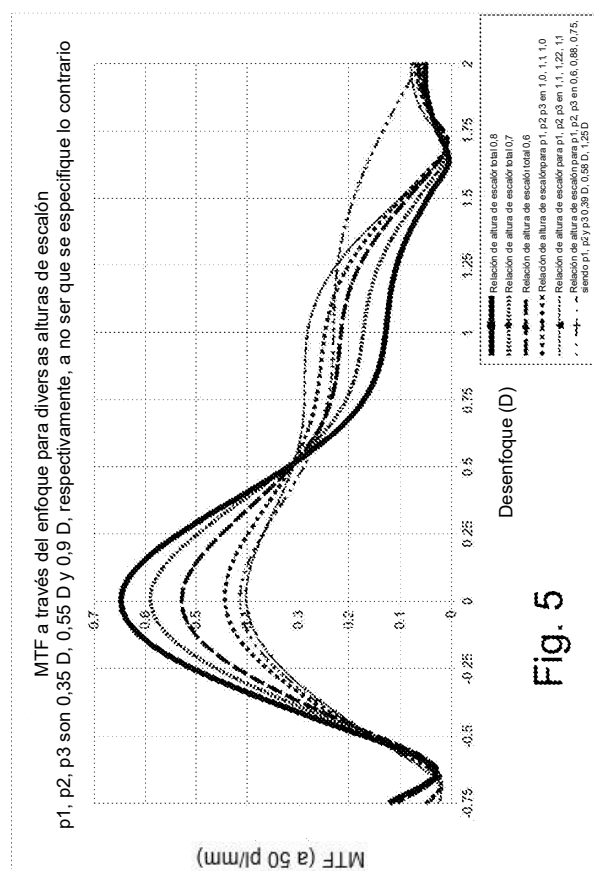


Fig. 4



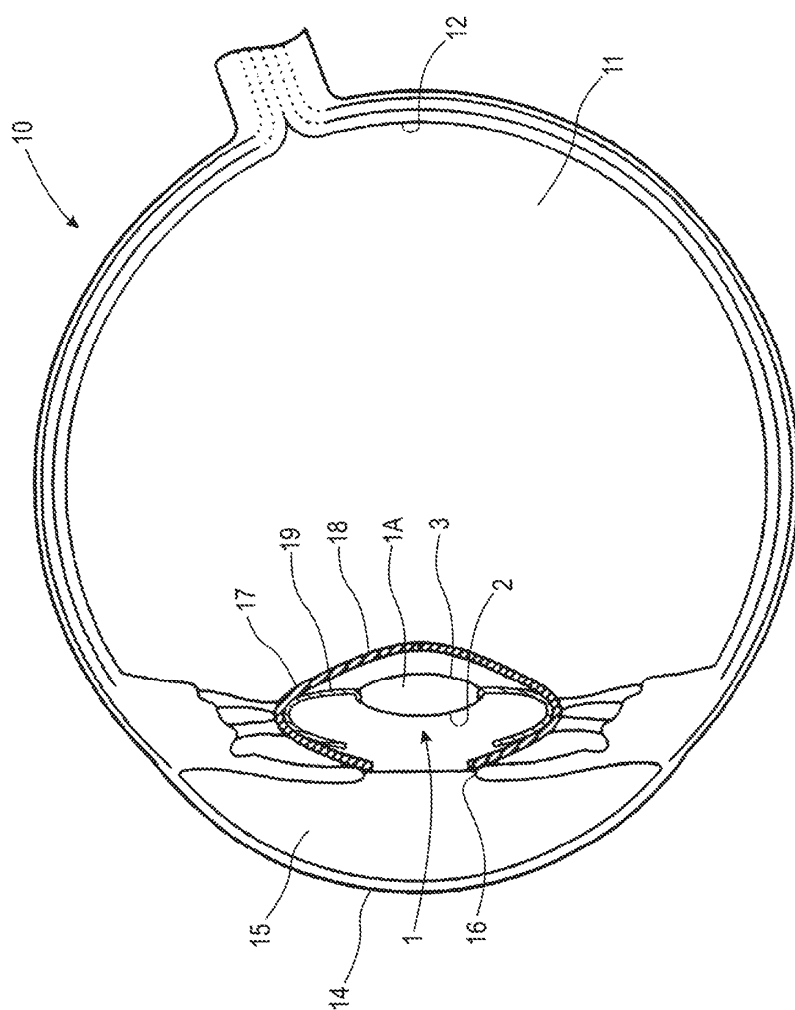


Fig. 6