

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 803 225**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02 (2006.01)

G02C 7/04 (2006.01)

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.07.2017** **E 17183354 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.04.2020** **EP 3435143**

54 Título: **Lente difractiva multifocal oftálmica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.01.2021

73 Titular/es:

**VSY BIYOTEKNOLOJI VE ILAC SANAYI ANONIM
SIRKETI (100.0%)
Tepeören Mevkii - Istanbul Tuzla Organize Sanayi
Bölgesi 3. Cadde No:3
34959 Tuzla/Istanbul, TR**

72 Inventor/es:

**HOLMSTRÖM, SVEN THAGE SIGVARD;
ÇİM, ISA y
UREY, HAKAN**

74 Agente/Representante:

DURAN-CORRETJER, S.L.P

ES 2 803 225 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 difractiva multifocal oftálmica

5 Sector técnico

La presente invención hace referencia, en general, a lentes oftálmicas y, de manera más específica, a lentes oftálmicas de contacto y a lentes difractivas multifocales intraoculares que presentan órdenes de difracción con pesos de intensidad relativa definidos.

10

Estado de la técnica anterior

La oftalmología es el sector de la medicina dirigido a la anatomía, la fisiología y las enfermedades del ojo humano.

15 La anatomía del ojo humano es bastante compleja. Las estructuras principales del ojo incluyen la córnea, un tejido esférico transparente en la parte delantera exterior del ojo; el iris, que es la parte coloreada del ojo; la pupila, una abertura adaptable en el iris que regula la cantidad de luz recibida en el ojo; el cristalino, un pequeño disco transparente en el interior del ojo que enfoca los haces de luz sobre la retina; la retina es una capa que forma la parte posterior o el lado trasero del ojo y transforma la luz percibida en impulsos eléctricos que se desplazan a través del nervio óptico hasta el cerebro. La cámara posterior, es decir, el espacio entre la retina y la lente, está llena de humor acuoso, y la cámara anterior, es decir, el espacio entre la lente y la córnea, está llena de humor vítreo, una sustancia transparente y gelatinosa.

20

25 La lente del cristalino natural tiene una estructura flexible, transparente y biconvexa, y, junto con la córnea, actúa para refractar la luz, con el fin de enfocarla sobre la retina. La lente es más plana en su lado anterior que en su lado posterior y su curvatura está controlada por los músculos ciliares, a los que la lente está conectada mediante ligamentos de suspensión, denominados zónulas. Mediante el cambio de la curvatura de la lente, se cambia la distancia focal del ojo para enfocar objetos a diversas distancias. Para ver un objeto a una corta distancia del ojo, los músculos ciliares se contraen y la lente se engrosa, lo que da como resultado una forma más redonda y, por lo tanto, una alta potencia de refracción. Cambiar el enfoque a un objeto a una distancia mayor requiere la relajación de la lente y, por lo tanto, aumentar la distancia focal. Este proceso de cambiar la curvatura y adaptar la distancia focal de los ojos para formar una imagen nítida de un objeto en la retina se denomina acomodación.

30

35 En los humanos, la potencia de refracción de la lente del cristalino en su entorno natural está comprendida entre, aproximadamente, 18 y 20 dioptrías, aproximadamente un tercio de la potencia óptica total del ojo. La córnea proporciona las 40 dioptrías restantes de la potencia óptica total del ojo.

40

40 Con el envejecimiento del ojo, disminuye la opacidad de la lente, lo que se denomina catarata. Algunas enfermedades tales como la diabetes, traumatismos, pero también algunos medicamentos, y la exposición excesiva a la luz UV, también pueden causar cataratas. La catarata es indolora y produce una visión brumosa y borrosa. Los tratamientos para las cataratas incluyen cirugía, mediante la cual la lente brumosa es retirada y reemplazada por una artificial, denominada, en general, lente intraocular, LIO.

45

45 Otro efecto relacionado con la edad se denomina presbicia, que se manifiesta por la dificultad para leer letras pequeñas o ver con claridad imágenes de cerca. En general, se cree que la presbicia está causada por un engrosamiento y una pérdida de flexibilidad de la lente natural en el interior del ojo. Los cambios relacionados con la edad también tienen lugar en los músculos ciliares que rodean el cristalino. Con menos elasticidad, se hace más difícil enfocar objetos cercanos al ojo.

50

50 Una variedad de lentes intraoculares son empleadas, asimismo, para corregir otros trastornos visuales, tales como la miopía, cuando el ojo no puede ver objetos distantes, causados por que la córnea tiene demasiada curvatura, por ejemplo, siendo el efecto de la miopía que los haces de luz distantes son enfocados en un punto delante de la retina, en lugar de directamente sobre su superficie. La hipermetropía, causada por una córnea anormalmente plana, de tal manera que los haces de luz que entran en el ojo son enfocados detrás de la retina, no permite enfocar objetos cercanos; y el astigmatismo, que es otra causa común de dificultad visual en la que las imágenes se ven borrosas debido a una córnea de forma irregular.

55

60 En la mayoría de los casos, se implantan lentes intraoculares en el ojo de un paciente durante la cirugía de cataratas, para compensar la pérdida de potencia óptica de la lente retirada. Las ópticas modernas de LIO están diseñadas para tener una óptica multifocal para proporcionar visión de cerca, intermedia y de lejos, de objetos, denominadas también lentes multifocales o, de manera más específica, trifocales. La presbicia se corrige con gafas o lentes de contacto, y también se puede optar por óptica multifocal. Las lentes oftálmicas multifocales utilizan dos principios ópticos, la refracción y la difracción.

65

65 Para mostrar la diferencia física entre estos principios, en la presente invención, se adopta el modelo de onda de luz. En este modelo, una onda electromagnética se propaga en una dirección concreta con una velocidad concreta, y

que tiene una longitud de onda, amplitud y fase concretas.

La refracción es la desviación que sufre una onda de luz cuando se desplaza de un medio, tal como aire o líquido, a otro medio, tal como vidrio o plástico, que tiene diferentes velocidades de propagación de la onda de luz.

La difracción, en su forma más básica, está basada en el efecto físico de que las ondas de luz, cuando inciden sobre las irregularidades de un objeto, se convierten en una fuente de ondas de luz secundarias. Estas ondas secundarias pueden interferir entre sí de una manera constructiva y destructiva. La interferencia constructiva ocurre cuando la diferencia de la trayectoria óptica entre las ondas que llegan a un punto concreto es un múltiplo entero de su longitud de onda, de tal manera que sus amplitudes se suman a modo de refuerzo. También se denomina que las ondas están en fase. La interferencia destructiva ocurre cuando la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica recorrida por las ondas de luz interferentes es un múltiplo impar de la mitad de la longitud de onda, de tal manera que una cresta de una onda se encuentra con un valle de otra onda y las ondas se extinguen parcial o completamente. También se denomina que las ondas están fuera de fase.

Una lente oftálmica multifocal, en general, tiene una forma biconvexa o plano-convexa, o una forma bicóncava o plano-cóncava, cuya curvatura y grosor están adaptados para presentar un primer punto focal en su eje óptico mediante refracción. Una o ambas superficies anterior y posterior de la lente pueden presentar un relieve o una rejilla de difracción, de la superficie transmisora, que comprende crestas y/o valles separados de manera regular o periódica, diseñados para difractar la luz transmitida, y dispuestos en anillos o zonas de manera concéntrica en una superficie respectiva de la lente. La separación periódica o el paso de las crestas y/o los valles determina sustancialmente los puntos de interferencia destructiva y constructiva en el eje óptico de la lente. La forma y la altura de las crestas y/o los valles controlan la cantidad de luz incidente que es suministrada en un punto de interferencia constructiva mediante difracción. Los puntos de interferencia constructiva se denominan, en general, órdenes de difracción o puntos focales. El relieve de difracción puede ser diseñado para presentar un segundo y un tercer punto focal de una lente trifocal, diferente del punto focal refractivo, por ejemplo.

Las lentes oftálmicas multifocales actuales están diseñadas, en general, utilizando dos tipos bien conocidos de rejillas o relieves de difracción básicos, es decir, rejillas o relieves de tipo diente de sierra y de tipo binario. En esta descripción, el término tipo diente de sierra o tipo dentado designa una clase de rejillas o relieves de difracción de transmisión que comprenden una serie de elementos ópticos difractivos, EOD, transparentes, en forma de prisma, repetitivos, dispuestos de manera contigua, que tienen una superficie receptora de luz, continua, inclinada, tal como una superficie receptora de luz, lineal o curva, inclinada. El término relieves de tipo binario, para los fines de la presente invención, designa una clase de relieves de difracción de transmisión que comprende una serie de EOD transparentes, rectangulares o en forma de prisma, repetitivos, separados.

Para funcionar como una lente, el período de repetición o paso de una rejilla dentada tiene que disminuir de manera uniforme en la dirección r radial desde el centro o el eje óptico de la lente. O, de manera más específica, si el primer período comienza en el centro de la lente y el segundo período comienza en $(1*k)^{0.5}$, donde k es una constante, entonces el tercer período comienza en $(2*k)^{0.5}$, el cuarto en $(3*k)^{0.5}$ y, así sucesivamente. En consecuencia, en óptica difractiva es ventajoso representar la rejilla en el denominado espacio r^2 . Es decir, el parámetro a lo largo del eje horizontal varía con r^2 , de tal manera que el período ocurre en repeticiones equidistantes.

El cálculo de los puntos focales, es decir, los órdenes de difracción, de dichos relieves básicos es bien conocido y fácil para la persona experta en la técnica de las lentes ópticas difractivas. En general, para su utilización como lente oftálmica, el período o paso de los relieves o rejillas básicos es seleccionado para que el primer y/o segundo orden de difracción presente los puntos focales objetivo. Esto, porque con estos relieves básicos, la mayor parte de la luz es difractada en los órdenes de difracción más bajos. En el proceso de diseño, el relieve se construye con un perfil de amplitud, tal como para conseguir que el perfil de intensidad deseado de la luz esté acoplado en el punto focal refractivo, y sea difractado en el primer y/o segundo orden de difracción de estas rejillas o relieves básicos. No obstante, este enfoque no conduce de manera automática a una distribución óptima de la luz que incide sobre la lente, porque una cierta cantidad de luz también es distribuida en órdenes de difracción más altos, que no se utilizan y que pueden reducir significativamente la eficiencia general de la lente multifocal.

La Patente europea 2 377 493 y la Patente europea 2 503 962, por ejemplo, intentan resolver esta pérdida de eficiencia para lentes intraoculares trifocales superponiendo relieves o rejillas de difracción, cada uno diseñado para presentar individualmente uno de los puntos focales difractivos objetivo de la lente. Los pasos de los relieves o las rejillas deben ser seleccionados de tal manera que el segundo orden de difracción de un perfil coincida con el primer orden de difracción del otro perfil. Además de que la libertad de diseño de una lente intraocular de este tipo está limitada de este modo a distancias focales específicas, en las que coinciden los primer y segundo órdenes de difracción de los diferentes relieves, se apreciará que la luz que se difracta en órdenes de difracción más altos, que no contribuye a uno de los puntos focales objetivo, se sigue perdiendo. En consecuencia, estos diseños no proporcionan un remedio eficaz contra la pérdida por difracción en lentes intraoculares.

La solicitud de Patente internacional WO 2017/055503 da a conocer una superposición de diferentes tipos de relieves o rejillas de difracción básicos, tal como el tipo de diente de sierra y el tipo binario, cada uno con un mismo

punto focal de primer orden. Este punto focal conjunto presenta uno de los puntos focales difractivos objetivo de la lente. No obstante, con el propósito de diseñar una lente multifocal, tal como una lente trifocal, este diseño se complica, ya que el otro punto focal objetivo de la lente ocurre con la suma de los perfiles superpuestos y, por lo tanto, no se puede calcular y seleccionar de manera individual con antelación.

5 La solicitud de Patente europea 2 375 276 da a conocer una lente multifocal difractiva que tiene un cuerpo de lente transmisor de la luz que presenta un punto focal refractivo, y una rejilla de difracción transmisora de la luz, periódica, que tiene un patrón de difracción anular que se extiende de manera concéntrica sobre, como mínimo, parte de una superficie del cuerpo de la lente que presenta un conjunto de puntos focales difractivos, en la que una estructura de difracción en fase del patrón de difracción tiene un perfil de fase de difracción lineal por partes.

10 Puesto que las transiciones bruscas en el perfil de fase, entre otros, dan lugar a dificultades de mecanizado, se propone una modificación adicional de la forma del perfil en fase aplicando aproximación de curva, utilizando una función sinusoidal, una función de coseno, una función diferenciable, mediante una expresión polinómica, mediante el filtrado utilizando filtrado de paso bajo, e integración de convolución.

15 La solicitud de Patente internacional WO 2006/023404 da a conocer una lente multifocal que funciona, entre otros, como una estructura de frente de onda, de división, difractiva (WSD – Wave front Splitting Diffractive, en inglés) de ondas ópticas que presenta puntos focales de orden ± 1 y 0, entre los cuales una estructura WSD armónica, sinusoidal, tiene una serie de zonas, y cada una de las zonas, es decir, los elementos ópticos de la estructura difractiva, tienen ubicaciones radiales caracterizadas por una función coseno. Las eficiencias de difracción en los puntos focales están determinadas por la forma de los perfiles individuales de zona de la lente.

20 La solicitud de Patente israelí IL 105434 da a conocer una lente multifocal oftálmica, que comprende puntos focales para visión de cerca, intermedia y de lejos, que tiene un cuerpo de lente transmisor de la luz que presenta un punto focal refractivo, y una rejilla de difracción transmisora de la luz, periódica, que se extiende de manera concéntrica sobre, como mínimo, parte de una superficie del cuerpo de la lente que presenta un conjunto de puntos focales difractivos. La rejilla de difracción está diseñada para funcionar como un divisor de onda óptico, simétrico, que comprende puntos focales difractivos en órdenes de difracción $+1$ y -1 . El punto focal refractivo que presenta el punto focal para visión intermedia y los puntos focales difractivos que presentan los puntos focales para visión de lejos y de cerca.

25 Se da a conocer una rejilla de difracción que tiene un patrón de altura de tipo coseno o una función de altura óptica topográfica $h_o(r)$, dada por la ecuación: $h_o(r) = A \cdot \cos(k \cdot r^2 + \Phi) + C$, en donde r es la distancia radial desde el eje óptico, k es un parámetro definido por el punto focal de primer orden y la longitud de onda de diseño de la lente, A es un parámetro de amplitud, C es el parámetro de altura y Φ representa una constante arbitraria. Los parámetros A , k , C y Φ deben ser establecidos para obtener la mayor eficiencia de imagen posible, es decir, la cantidad total de luz incidente que se distribuye en los puntos focales objetivo.

30 Existe la necesidad de una lente oftálmica mejorada, y, más concretamente, de una lente oftálmica mejorada que presente libertad de diseño para dirigirse a órdenes de difracción o puntos focales e intensidades de luz relativas óptimas, evitando que se difracte la mayor cantidad posible de luz en órdenes de difracción que no contribuyen a los puntos focales objetivo.

35 Características

40 En un primer aspecto, la presente invención da a conocer una lente multifocal oftálmica, que comprende, como mínimo, puntos focales para visión de cerca, intermedia y de lejos, que tiene un cuerpo de lente transmisor de la luz que presenta un punto focal refractivo, y una rejilla de difracción transmisora de la luz, periódica, que se extiende de manera concéntrica sobre, como mínimo, parte de la superficie del cuerpo de la lente que presenta un conjunto de puntos focales difractivos, en la que la rejilla de difracción está diseñada para funcionar como un divisor de onda óptico, simétrico, que comprende puntos focales difractivos en órdenes de difracción $+1$ y -1 , presentando el punto focal refractivo el punto focal para la visión intermedia y presentando los puntos focales difractivos los puntos focales para la visión de lejos y de cerca, caracterizado por que la rejilla de difracción tiene una función de transferencia óptica que comprende un perfil de fase $\Phi(r)$ dispuesto para variar una fase de la luz incidente en el cuerpo de la lente, optimizando la eficiencia general de la distribución de la luz en los puntos focales refractivo y difractivos, estando compuesto el perfil de fase $\Phi(r)$ por una única expresión o función continua de forma cerrada definida por:

$$\phi(r) = \tan^{-1}\left[\alpha \operatorname{sen}\left\{\frac{2\pi(r^2 - S)}{T}\right\}\right]$$

60 en la que:
 r es una distancia radial hacia el exterior desde el centro del cuerpo de la lente, [mm],
 α es un parámetro de distribución de la luz,
 T es un período o paso de la rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm²], y

S es un desplazamiento del perfil de fase en la dirección radial en el espacio r^2 , [mm^2],

en la que el parámetro α de distribución de la luz tiene un valor que varía entre 2,5 y 3, y el desplazamiento S radial varía entre aproximadamente $S = 0,1 T$ y $S = 0,9 T$.

5 La presente invención está basada en la idea de que una lente oftálmica que presenta libertad en la selección de puntos focales objetivo y evita la pérdida de luz en órdenes de difracción que no contribuyen a los puntos focales objetivo, se puede conseguir diseñando el perfil de fase de la función de transferencia óptica o la función de transmisión de luz de la rejilla de difracción bajo la condición de máxima eficiencia general de la distribución de la luz en los puntos focales objetivo. El perfil de fase de la rejilla de difracción determina la diferencia de longitud de la trayectoria o el desplazamiento de fase que es introducido por los EOD repetitivos de manera concéntrica de la lente en la trayectoria en la que las ondas de luz de un haz de luz incidente se desplazan desde el cuerpo de la lente hasta los puntos focales u órdenes de difracción en el eje óptico de la lente.

15 Puesto que la rejilla de difracción tiene una estructura periódica, el perfil de fase de la función de transferencia óptica es una función periódica y, por lo tanto, se puede expandir en una serie de Fourier. Optimizar la eficiencia general de la distribución de la luz en los puntos focales refractivo y difractivos objetivo requiere que la suma de las energías luminosas de los órdenes de difracción asociados con los puntos focales objetivo sea máxima. La energía luminosa de cada orden corresponde al cuadrado del valor absoluto del coeficiente de Fourier τ_k del orden de difracción k respectivo.

20 En el caso de una lente oftálmica trifocal de división de onda, por ejemplo, en el que el punto focal refractivo representa el punto focal para visión intermedia, y los puntos focales difractivos representan los puntos focales para visión de cerca y de lejos, respectivamente, y $|\tau_{-m}|^2 + |\tau_0|^2 + |\tau_p|^2$ debe ser optimizado, en donde los índices -m, 0 y p representan el orden de difracción que presenta el punto focal para visión de cerca, el punto focal refractivo que proporciona la visión intermedia y el orden de difracción que presenta el punto focal para visión de lejos, respectivamente.

25 El valor de los órdenes de difracción -m y p no tiene que ser igual. En la presente invención, en el caso de que el valor de m sea igual al valor de p, tal como $m = p = 1$, el divisor de onda se denomina divisor de onda simétrico, mientras que, si los valores de m y p son diferentes, el divisor de onda se denomina asimétrico.

30 La restricción mencionada anteriormente de optimizar la eficiencia general de la distribución de la luz en los puntos focales refractivo y difractivos objetivo, de tal manera que la suma de las energías luminosas de los órdenes de difracción asociados con los puntos focales objetivo debe ser máxima, no implica que las energías luminosas en cada uno de los puntos focales refractivo y difractivos sean iguales. En consecuencia, se puede obtener una función de fase óptima que depende tanto de los puntos focales objetivo como de las intensidades de luz ponderadas o las energías luminosas en los puntos focales objetivo.

35 El término "de manera concéntrica" con respecto a los respectivos EOD repetitivos de la rejilla de difracción, según la presente invención, no está limitado a zonas circulares concéntricas, sino que incluye zonas concéntricas de forma elíptica u ovalada, por ejemplo, o, de manera más general, cualquier tipo de zona concéntrica con forma giratoria.

40 En la realización de la lente oftálmica multifocal según la presente invención, la rejilla de difracción está dispuesta para funcionar como un divisor de onda simétrico, que comprende dos puntos focales difractivos en órdenes de difracción +1 y -1, y una función de fase o perfil de fase $\Phi(r)$ comprende una única expresión o función continua de forma cerrada, definida por:

$$\phi(r) = \tan^{-1} \left[\alpha \sin \left\{ \frac{2\pi(r^2 - S)}{T} \right\} \right] \quad (1)$$

45 en la que:
 r representa la distancia radial hacia el exterior desde el centro del cuerpo de la lente en el que se extienden los EOD repetitivos, [mm],
 α es un parámetro de distribución de la luz,
 T es un período o paso de la rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm^2], y
 S es un desplazamiento del perfil de fase en dirección radial en el espacio r^2 , [mm^2].

50 Se puede demostrar que el perfil de fase $\Phi(r)$ en la ecuación (1) es el perfil de fase de una rejilla de difracción que divide un haz de luz incidente con la mayor eficiencia concebible en los puntos focales en los órdenes de difracción ± 1 y el orden 0. El parámetro α de distribución de la luz determina la cantidad de luz que se distribuye entre los órdenes de difracción ± 1 y el orden 0. Para un valor de $\alpha = 2,65718$, la energía luminosa se distribuye de manera uniforme entre los puntos focales. No obstante, para los objetivos oftálmicos, una distribución de la luz casi uniforme está dispuesta en los puntos focales cuando el valor del parámetro de distribución de la luz varía entre 2,5 y 3, por ejemplo. La eficiencia general del perfil de fase mencionado anteriormente $\Phi(r)$ está por encima de 0,925.

En la práctica, el perfil de intensidad de luz de una lente intraocular trifocal, por ejemplo, puede requerir una distribución no uniforme de la luz entre los puntos focales de visión de cerca, intermedia y de lejos. En un ejemplo, la intensidad de luz para visión intermedia es menor que para visión de lejos y visión de cerca.

5 Tal como ya se indicó anteriormente, mediante una selección adecuada del parámetro α de distribución de la luz, la cantidad de luz que se distribuye en el orden 0, es decir, el punto focal de la visión intermedia en la presente invención, se puede establecer fácilmente según sea necesario.

10 No obstante, la intensidad de luz requerida para la visión de lejos puede ser mayor que para la visión de cerca, por ejemplo. En el perfil de fase $\Phi(r)$ en la ecuación (1) anterior, con el desplazamiento S del perfil de fase, se puede controlar la cantidad de luz entre los órdenes de difracción ± 1 . El desplazamiento S determina el inicio de la inclinación del perfil de fase y, por lo tanto, si se difracta más luz en el orden de difracción $+1$ o si se difracta más luz en el orden de difracción -1 , dependiendo del signo y del valor del desplazamiento radial, respectivamente.

15 Es ventajoso expresar el desplazamiento S como una fracción del período T de la rejilla, como $S = \pm 0,25 T$. En realizaciones prácticas, el valor absoluto del desplazamiento radial puede variar entre aproximadamente $|S| = 0,1 T$ y $|S| = 0,9 T$ en el espacio r^2 . Los expertos en la materia apreciarán que un cambio concreto que incluye valores enteros del período T de la rejilla de difracción tendrá el mismo efecto que un cambio correspondiente dentro de un solo período T .

20 Según una realización de la presente invención, para ajustar la distribución de la luz entre los órdenes de difracción ± 1 , el parámetro α de distribución de la luz está definido mediante una expresión o función periódica, por lo tanto, periódicamente modulando o suavizando el perfil de fase para un ajuste fino de la distribución de la luz, por ejemplo. El parámetro de distribución de la luz puede ser seleccionado, por ejemplo, para impartir un cambio de fase periódico adicional en el perfil de fase adaptando periódicamente el perfil de fase.

25 El ajuste del perfil de fase y, por lo tanto, de las intensidades de luz en los puntos focales objetivo pueden ser necesarios, en la práctica, para corregir las tolerancias y otras desviaciones de fabricación en la fabricación de la lente. Transiciones bruscas en el diseño de las rejillas de difracción, por ejemplo, son difíciles de fabricar y, en cierta medida, serán suavizadas mediante las herramientas de fabricación, por ejemplo. Esto no solo resulta en diferencias entre las distribuciones de luz objetivo y real, sino también en efectos ópticos no deseados, tales como luz parásita, aberración cromática, halos y similares. Puede ser necesario ajustar y suavizar el perfil de fase tal como se ha descrito anteriormente para corregir dichas desviaciones de fabricación.

35 La superficie del cuerpo de la lente también puede ser modificada aplicando filtrado de Fourier o convolución con un núcleo (kernel, en inglés), o se pueden aplicar otros procedimientos conocidos de procesamiento de señal para suavizar o remodelar ligeramente el perfil de la lente para cambiar la distribución de energía entre los órdenes de difracción o para eliminar la luz parásita no deseada. Dichas modificaciones son a menudo más fáciles de aplicar en el espacio r^2 .

40 En una realización de la lente multifocal oftálmica según la presente invención, basada en el perfil de fase $\Phi(r)$ descrito en la ecuación (1) anterior, el perfil de altura $H(r)$ de la rejilla de difracción de la lente se puede expresar en una única función continua de forma cerrada, definida por:

$$H(r) = \frac{A \lambda}{n - n_m} * \frac{\tan^{-1} \left[\alpha \operatorname{sen} \left\{ \frac{2\pi(r^2 - S)}{T} \right\} \right]}{2\pi} \quad (2)$$

45 en la que:

- $H(r)$ es el perfil de altura de la rejilla de difracción de la lente, [nm],
- λ es la longitud de onda de diseño de la lente, [nm],
- 50 n es el índice de refracción del cuerpo de la lente,
- n_m es el índice de refracción del medio que rodea el cuerpo de la lente,
- A es un parámetro de amplitud,
- α es el parámetro de distribución de la luz,
- r es la distancia radial desde el centro del cuerpo de la lente, [mm],
- 55 T es el período o paso de la rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm²], y
- S es el desplazamiento en dirección radial en el espacio r^2 , [mm²].

60 El perfil de altura $H(r)$ de la rejilla de difracción de la lente, dado a conocer en la ecuación (2) citada anteriormente, es una función geométrica continua de forma cerrada basada en las funciones seno y coseno y, en consecuencia, no tiene transiciones bruscas que son difíciles de fabricar en el cuerpo de la lente. En consecuencia, el perfil de altura o la función de altura $H(r)$ no solo proporciona una eficiencia óptima, sino que también permite una fabricación precisa y, por lo tanto, una adaptación precisa de las lentes que presentan puntos focales objetivo y una distribución de la luz objetivo entre los puntos focales objetivo.

5 El parámetro A de amplitud proporciona un control adicional de la cantidad de luz que se distribuye entre los órdenes de difracción ± 1 y el orden 0. Aumentar A aumentará la cantidad de luz difractada en los órdenes de difracción ± 1 en comparación con el orden 0, y viceversa. El parámetro de amplitud puede variar en base a la distancia radial desde el centro o el eje óptico de la lente, con fines apodísticos. Esto, por ejemplo, para adaptar la intensidad de luz teniendo en cuenta una apertura variable de la pupila. En realizaciones prácticas según la presente invención, los valores del parámetro A de amplitud pueden variar entre 1,2 y 0,8, por ejemplo.

10 En la práctica, se pueden requerir procedimientos numéricos para calcular la función de fase o el perfil de fase optimizando la eficiencia general de la distribución de la luz en los puntos focales refractivo y difractivos de un divisor de haz simétrico o asimétrico que tiene puntos focales para visión de cerca y de lejos diferente de los primeros órdenes de difracción ± 1 , tal como se indicó anteriormente.

15 Las propiedades trifocales de una lente oftálmica pueden estar limitadas a una primera zona en la dirección radial de la superficie del cuerpo de la lente que incluye el eje óptico. Más hacia el exterior en la dirección radial de la lente más allá de la primera zona y hacia el borde circunferencial de la misma, la lente puede comprender una segunda zona que tiene propiedades bifocales, por ejemplo, tales como presentar puntos focales para visión intermedia y de lejos en esta segunda zona.

20 En consecuencia, en una realización de la presente invención, se da a conocer una lente multifocal oftálmica, que comprende una función de transferencia óptica que tiene el perfil de fase que presenta propiedades trifocales que tienen una eficiencia global óptima en una primera zona de la superficie de la lente que se extiende en dirección radial y que incluye el eje óptico, y que comprende propiedades bifocales que tienen una eficiencia global óptima en una segunda zona de la superficie de la lente que se extiende más allá de la primera zona en la dirección radial de la lente hacia un borde circunferencial del cuerpo de la lente.

25 Se observa, además, que las explicaciones según la presente invención son igualmente aplicables para diseñar una lente oftálmica multifocal que tiene cuatro puntos focales objetivo, es decir, una llamada lente de cuatro focos, con una eficiencia global optimizada de la distribución de la luz en los cuatro puntos focales.

30 En un segundo aspecto, la presente invención da a conocer un procedimiento para fabricar una lente multifocal oftálmica, según la reivindicación 5.

35 El perfil de altura de la rejilla de difracción de la lente, que especifica la altura y la posición de los diversos EOD que se extienden como zonas con forma giratoria en anillo, óvalo u otro, en la superficie de la lente concéntrica al eje óptico o al centro de la lente, puede ser aplicado en el cuerpo de la lente mediante micromecanizado por láser, torneado con punta de diamante, impresión 3D o cualquier otra técnica de mecanizado o proceso litográfico superficial, por ejemplo. Asimismo, se puede crear una lente con el mismo efecto óptico por medios holográficos, utilizando un elemento óptico holográfico para difundir la luz a los focos deseados.

40 El cuerpo de la lente puede comprender cualquiera de los materiales acrílico hidrófobo, acrílico hidrófilo, silicona o cualquier otro material transmisor de la luz adecuado.

45 La función de fase o el perfil de fase y el perfil de altura de la lente en el procedimiento según la presente invención pueden estar dispuestos alejados del equipo para fabricar la lente. Las particularidades del perfil de altura de la rejilla de difracción de la lente pueden ser enviadas al sitio o equipo de fabricación mediante la transferencia de datos a través de una red de telecomunicaciones disponible en la práctica, tal como Internet.

50 El ajuste y el suavizado de las propiedades ópticas y la distribución de la luz en los puntos focales refractivo y difractivos objetivo pueden ser aplicados adaptando, como mínimo, uno del parámetro A de amplitud, el parámetro α de distribución de la luz y el desplazamiento S . En concreto, mediante una selección adecuada del parámetro α de distribución de la luz y/o el desplazamiento S , la cantidad de luz difractada en un punto focal u orden concreto puede ser extendida o esparcida sobre parte del eje óptico, para proporcionar una lente oftálmica con propiedades de profundidad mejorada, ED, del foco.

55 En un tercer aspecto, la presente invención da a conocer una lente multifocal oftálmica tal como la dada a conocer anteriormente, dispuesta como una de una lente de contacto, una lente intraocular, una lente de contacto afáquica, una lente intraocular afáquica y una lente para gafas. Se debe observar que, en el caso de una lente intraocular, el cuerpo de la lente toma la forma, en general, de un disco ópticamente transparente biconvexo o plano-convexo. En el caso de una lente de contacto o de gafas o lentes de vidrio, el cuerpo de la lente puede adoptar una forma biconvexa o plano-convexa y bicóncava o plano-cóncava, o combinaciones de las mismas, esté o no mejorado por otras correcciones ópticas dispuestas en el cuerpo ópticamente transparente o en el interior del mismo.

65 Estos y otros aspectos de la invención serán evidentes y se aclararán haciendo referencia a los ejemplos que se describen a continuación.

Breve descripción de las figuras

La figura 1 muestra, de manera esquemática, el enfoque de haces de luz desde varias distancias en el ojo humano.

5 La figura 2a muestra, de manera esquemática, una vista superior de una lente intraocular afáquica multifocal habitual.

La figura 2b muestra, de manera esquemática, una vista lateral de la lente intraocular afáquica multifocal mostrada en la figura 2a.

10 La figura 3 muestra, de manera esquemática, en una vista, en sección transversal, el funcionamiento óptico de una lente difractiva que comprende un cuerpo biconvexo transmisor de la luz y una rejilla de difracción transmisora de la luz.

15 La figura 4 muestra, de manera gráfica y esquemática, la distribución de energía relativa entre los órdenes de difracción objetivo para una lente de divisor de haz simétrico, de eficiencia óptima, en base al parámetro α de distribución de la luz, según la presente invención.

20 Las figuras 5a, 5b, 6a, 7a, 8a y 8b, muestran de manera gráfica y esquemática, ejemplos de perfiles de altura $H(r)$ de las rejillas de difracción según la presente invención.

Las figuras 6b, 7b y 8c muestran de manera esquemática distribuciones de intensidad de luz simuladas por ordenador, de un cuerpo biconvexo de lente que comprende los perfiles de altura mostrados en las figuras 6a, 7a y 8a, respectivamente.

25 La figura 9 muestra, en un diagrama de flujo simplificado, las etapas del procedimiento según la presente invención para fabricar una lente oftálmica multifocal.

Descripción detallada

30 La figura 1 muestra, de manera simplificada, la anatomía del ojo 10 humano, con el fin de mostrar la presente invención. La parte delantera del ojo 10 está formada por la córnea 11, un tejido transparente esférico que cubre la pupila 12. La pupila 12 es la parte adaptable del ojo 10 que recibe la luz, que controla la cantidad de luz recibida en el ojo 10. Los haces de luz que atraviesan la pupila 12 son recibidos en la lente 13 del cristalino natural, un pequeño disco transparente y flexible en el interior del ojo 10, que enfoca los haces de luz en la retina 14 en la parte posterior del ojo 10. La retina 14 sirve la imagen formada por el ojo 10. La cámara posterior 15, es decir, el espacio entre la retina 14 y la lente 13, está llena de humor acuoso, y la cámara anterior 16, es decir, el espacio entre la lente 13 y la córnea 11, está lleno de humor vítreo, una sustancia transparente, gelatinosa. El número de referencia 20 indica el eje óptico del ojo 10.

40 Para una visión nítida y clara del campo lejano por el ojo 10, la lente 13 debería ser relativamente plana, mientras que, para una visión nítida y clara del campo cercano, la lente 13 debería estar relativamente curvada. La curvatura de la lente 13 está controlada por los músculos ciliares (no mostrados) que, a su vez, están controlados desde el cerebro humano. Un ojo 10 sano es capaz de acomodarse, es decir, controlar la lente 13, de una manera que presenta una visión clara y nítida de imágenes a cualquier distancia delante de la córnea 11, entre el campo lejano y el campo cercano.

50 Las lentes oftálmicas o artificiales se aplican para corregir la visión del ojo 10 en combinación con la lente 13, en cuyo caso la lente oftálmica es colocada delante de la córnea 11, o para reemplazar la lente 13. En este último caso también se indican como lentes oftálmicas afáquicas.

55 Las lentes oftálmicas multifocales se utilizan para mejorar o corregir la visión del ojo 10 para diversas distancias. En el caso de las lentes oftálmicas trifocales, por ejemplo, la lente oftálmica está dispuesta para una visión nítida y clara a tres distancias o puntos focales más o menos discretos, denominados, en general, visión de lejos, intermedia y de cerca, indicadas en la figura 1 por los números de referencia 17, 18 y 19, respectivamente. Los haces de luz que emanan de los objetos dispuestos en estas distancias o puntos focales 17, 18 y 19, o cerca de las mismas, son enfocados correctamente en la retina 14, es decir, se proyectan imágenes claras y nítidas de estos objetos. Los puntos focales 17, 18 y 19, en la práctica, pueden corresponder a distancias focales que van desde unos pocos metros, a decenas de centímetros o a centímetros, respectivamente.

60 La magnitud de la corrección que presenta una lente oftálmica se denomina potencia óptica, PO, y se expresa en dioptrías, D. La potencia óptica PO se calcula como la inversa de una distancia focal f , medida en metros. Es decir, $PO = 1/f$, en la que f es una distancia focal respectiva desde la lente hasta un punto focal respectivo para visión de lejos 17, intermedia 18 o de cerca 19. La potencia óptica de una cascada de lentes se encuentra agregando las potencias ópticas de las lentes constituyentes, por ejemplo. La potencia óptica de una lente 13 humana sana es de aproximadamente 20 D.

65

La figura 2a muestra una vista superior de una lente 30 intraocular afáquica multifocal oftálmica habitual, y la figura 2b muestra una vista lateral de la lente 30. La lente 30 comprende un cuerpo de lente 31, circular, en forma de disco, transmisor de la luz, y un par de hápticas 32, que se extienden hacia el exterior desde el cuerpo de la lente 31, para soportar la lente 30 en el ojo humano. El cuerpo de la lente 31 tiene una forma biconvexa, que comprende una parte central 33, una superficie delantera o anterior 34 y una superficie trasera o posterior 35. El cuerpo convexo de la lente 3, en una realización práctica, presenta una óptica refractiva de, aproximadamente, 20 D.

En la realización mostrada, en la superficie delantera 34 del cuerpo de la lente 31 está dispuesta una rejilla o relieve 36 de difracción, transmisora de la luz, periódica, que comprende anillos o zonas que se extienden de manera concéntrica con la parte central 32 sobre, como mínimo, parte de la superficie delantera 34 del cuerpo de la lente 31. La rejilla o relieve 36 de difracción presenta un conjunto de puntos focales difractivos. Aunque no se muestra, la rejilla o relieve 36 de difracción también puede estar dispuesta en la superficie trasera 35 del cuerpo de la lente 31, o en ambas superficies 34, 35. En la práctica, la rejilla 36 de difracción no está limitada a zonas concéntricas de forma circular o en anillo, sino que incluye zonas concéntricas de forma elíptica u ovalada, por ejemplo, o, de manera más general, cualquier tipo de zona concéntrica con forma giratoria.

En la práctica, el diámetro óptico 37 del cuerpo de la lente 31 está comprendido entre, aproximadamente, 5 y 7 mm, mientras que el diámetro exterior 38 total de la lente 30 que incluye la háptica 31 está comprendido entre, aproximadamente, 12 y 14 mm. La lente 30 puede tener un grosor central 39 de, aproximadamente, 1 mm. En el caso de las lentes de contacto multifocales oftálmicas y las lentes de gafas o lentes de vidrio, la háptica 32 en el cuerpo de la lente 31 no está dispuesta, mientras que el cuerpo de la lente 31 puede tener una forma plano-convexa, bicóncava o plano-cóncava, o combinaciones de formas convexas y cóncavas. El cuerpo de la lente puede comprender cualquiera de los materiales acrílico hidrófobo, acrílico hidrófilo, silicona o cualquier otro material transmisor de la luz adecuado para su utilización en el ojo humano en el caso de una lente oftálmica afáquica.

La figura 3 muestra, esquemáticamente, el funcionamiento óptico de una rejilla o relieve 42 de difracción, transmisora de la luz, periódica, conocida, de una lente 40 que comprende un cuerpo de lente 41 en forma de disco circular transmisor de la luz, biconvexo. La lente 40 se muestra en una vista, en sección transversal, en la dirección radial del cuerpo de la lente. La rejilla o relieve 42 de difracción comprende una serie de elementos ópticos difractivos, EOD, 43 transparentes, en forma de prisma, repetitivos, dispuestos contiguamente. Los EOD 43 se extienden en zonas concéntricas alrededor de la parte central 45 del cuerpo de la lente 41, de manera similar a anillos o zonas de la rejilla o relieve 36 mostrado en la figura 2a. Con fines ilustrativos, los EOD 43 de la rejilla 42 de difracción se muestran como elementos bien conocidos de tipo dentado o en diente de sierra, que comprenden una superficie 44 de recepción de luz continua e inclinada, tal como una superficie 44 de recepción de la luz inclinada, lineal o curva. Las rejillas o relieves en los que los EOD 43 están separados en la dirección radial del cuerpo de la lente 41, se denominan relieves de tipo binario (no mostrados). El período de repetición o paso de los EOD 43 disminuye de manera uniforme en la dirección radial desde el centro o eje óptico de la lente, y varía con el cuadrado de la distancia radial.

Un haz de luz 46 incidente o principal que atraviesa la rejilla 42 y el cuerpo de la lente 41 es difractado y refractado, respectivamente, y da como resultado un haz de luz 47 secundario o de salida. Las ondas de luz 47 refractadas y difractadas forman una serie de puntos focales en los que el eje óptico 48 de la lente 40, debido a la interferencia constructiva de las ondas de luz 47. La interferencia constructiva se produce cuando la diferencia de la trayectoria óptica entre las ondas de luz 47 que llegan del cuerpo de la lente 41, en un punto focal concreto, es un número entero múltiplo de su longitud de onda, es decir, las ondas de luz están en fase, de tal manera que sus amplitudes se suman a modo de refuerzo. Cuando la diferencia en la longitud de la trayectoria óptica recorrida al interferir las ondas de luz 47 desde el cuerpo de la lente 41 es un múltiplo impar de la mitad de la longitud de onda, de tal manera que una cresta de una onda se encuentra con el valle de otra onda, las ondas de luz 47 se extinguen parcial o completamente unas a otras, es decir, las ondas de luz están desfasadas, lo que no da como resultado puntos focales en el eje óptico 48.

Los puntos de interferencia constructiva a diversas distancias del cuerpo de la lente 41 se denominan, en general, órdenes de difracción. El punto focal que corresponde al punto focal que se origina debido al funcionamiento refractivo de la curvatura de la lente 40 se designa como orden cero, 0. Los otros puntos focales se designan como órdenes +1, +2, +3, etc., si el punto focal respectivo se produce en el lado izquierdo del orden cero visto en el plano del dibujo, es decir, a una distancia en la dirección hacia el cuerpo de la lente 41, y se designan como órdenes -1, -2, -3, etc., si el punto focal respectivo se produce en el lado derecho del orden cero cuando es visto en el plano del dibujo, es decir, a una cierta distancia en la dirección del cuerpo de la lente 41, tal como se muestra en la figura 3.

El relieve 42 de difracción puede ser diseñado para presentar puntos focales a diferentes distancias del cuerpo de la lente 41. La separación periódica o paso de los EOD 43 determina sustancialmente dónde se producen los puntos de interferencia destructiva y constructiva en el eje óptico 48 de la lente, es decir, la posición de los órdenes de difracción en el eje óptico 48. Mediante la forma y la altura de los EOD 43 se controla la cantidad de luz incidente que está dispuesta en un punto de interferencia constructiva, es decir, en un orden de difracción concreto.

En el caso de una rejilla o relieve 42 de difracción que presenta órdenes de difracción que están separados de manera uniforme a ambos lados del orden cero, la rejilla o relieve se denomina divisor de onda simétrico, ya que el haz de luz incidente 45 es difractado o dividido de manera simétrica con respecto al orden cero. Una rejilla o relieve que produce una separación no uniforme de órdenes de difracción, tales como +1, +2, -3, -5 se denomina divisor de haz asimétrico.

La energía luminosa en las ondas de luz 47 que son enfocadas o difractadas en puntos focales u órdenes que no contribuyen a la formación de imágenes en la retina 14 del ojo 10 humano se pierde, y reduce la eficiencia general de la lente 40, y, por lo tanto, la calidad de las imágenes percibidas por un ser humano que utiliza dichas lentes. En la práctica, para diseñar de manera óptima una lente, es ventajoso si los puntos focales para proporcionar o corregir la visión de lejos, intermedia y de cerca al ojo humano, tal como se muestra en la figura 1, por ejemplo, se pueden establecer de antemano, y se dispone una rejilla de difracción 42, que maximiza la eficiencia general de la energía luminosa recibida del haz de luz incidente 46 en estos puntos focales preestablecidos, que es óptima.

En la literatura científica, una rejilla de difracción que optimiza la eficiencia general de la distribución de la luz en puntos u órdenes de refracción y difracción preestablecidos u objetivo se encuentra determinando una función de fase única o perfil de fase que genera los órdenes de difracción objetivo con una eficiencia global máxima η o factor de mérito definida como la suma de las energías luminosas normalizadas de todos estos órdenes objetivo.

Los expertos en la materia apreciarán que el cuerpo de la lente 41 puede comprender una forma plano-convexa, una forma bicóncava o plano-cóncava, y combinaciones de formas o curvaturas convexas y cóncavas (no mostradas).

Suponiendo una lente circular con forma de disco que tiene una rejilla de difracción tal como se muestra en las figuras 2a, 2b y 3, por ejemplo, si el perfil de fase de la rejilla de difracción se denota por $\Phi(r)$, la función de transferencia óptica de la rejilla a determinar viene dada por: $T(r) = \exp[i \Phi(r)]$, donde \exp representa la función exponencial, i representa el número imaginario de la unidad, y r representa la distancia radial desde el centro o el eje óptico del cuerpo de la lente en el que se extienden los EOD repetitivos.

Puesto que la rejilla de difracción es una estructura repetitiva periódica, $T(r)$ se puede expandir en su serie de Fourier:

$$T(r) = \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} \tau_n \exp\left[\frac{i 2 \pi n r}{P}\right] \quad (3)$$

en la que τ_n representa el coeficiente de Fourier de orden de difracción n y P es el período o paso de la rejilla de difracción.

La maximización de la eficiencia global requiere que la suma de las energías normalizadas de los puntos focales u órdenes objetivo sea igual a 1, es decir:

$$\sum_{n=-\infty}^{n=\infty} |\tau_n|^2 = 1. \quad (4)$$

En el caso de una lente oftálmica trifocal de división de onda, por ejemplo, en la que el punto focal refractivo representa el punto focal de la visión intermedia, y los puntos focales difractivos representan los puntos focales para visión de cerca y de lejos, respectivamente, $|\tau_{-m}|^2 + |\tau_0|^2 + |\tau_p|^2$ debe ser optimizada, en la que los índices $-m$, 0 y p representan el orden de difracción que presenta el punto focal para la visión de cerca, el punto focal refractivo que presenta la visión intermedia y el orden de difracción que presenta el punto focal para la visión de lejos, respectivamente. La función de fase óptima también puede ser obtenida dependiendo de las intensidades de luz ponderadas o de las energías luminosas en los puntos focales objetivo.

El valor de los órdenes de difracción $-m$ y p no tiene que ser el mismo. En la presente invención, en el caso de que el valor de m sea igual al valor de p , tal como $m = p = 1$, el divisor de onda se denomina divisor de onda simétrico, mientras que, si los valores de m y p son diferentes, el divisor de onda se denomina asimétrico.

Según la publicación "Analytical derivation of the optimum triplicator", por F. Gori y otros, en Optics Communication 157 (1998), páginas 13 a 16, para un divisor de onda simétrico que comprende dos puntos focales difractivos en los órdenes de difracción $+1$ y -1 y un punto focal refractivo en el orden 0 , el perfil de fase que presenta una eficiencia general óptima, es decir, que divide un haz de luz incidente con la mayor eficiencia concebible en los puntos focales en los órdenes de difracción ± 1 y el orden 0 , se puede expresar en una sola expresión o función continua de forma cerrada.

Según la presente invención, la función de fase o el perfil de fase derivado por Gori y otros es modificado para

fabricar una lente oftálmica, y comprende:

$$\phi(r) = \tan^{-1}\left[\alpha \operatorname{sen}\left\{\frac{2\pi(r^2 - S)}{T}\right\}\right] \quad (1)$$

5 en la que:

$\Phi(r)$ es una rejilla de difracción de lente de perfil de fase simétrico que presenta una eficiencia general óptima, r es la distancia radial hacia el exterior desde el centro del cuerpo de la lente en el que se extienden los EOD repetitivos, [mm],

α es un parámetro de distribución de la luz,

10 T es el período o paso de la rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm²], y

S es el desplazamiento del perfil de fase en la dirección radial en el espacio r^2 , [mm²].

El parámetro α de distribución de la luz determina la cantidad de luz que se distribuye entre los órdenes de difracción ± 1 y el orden 0. La figura 4 muestra gráficamente la distribución de energía relativa entre los primeros órdenes de difracción ± 1 , representado por la línea de puntos $|\tau_1|$, y el orden cero, representado por la línea continua $|\tau_0|$ en función de parámetro α de distribución de la luz. Para un valor de $\alpha = 2,65718$, indicado por el número de referencia 50, la energía luminosa se distribuye de manera uniforme entre todos los puntos focales objetivo. En la práctica, cuando se aplica en lentes oftálmicas, no obstante, una distribución de la luz casi uniforme en los puntos focales se presenta cuando el valor del parámetro de distribución de la luz varía entre 2,5 y 3, por ejemplo. La eficiencia global η que se puede conseguir con el perfil de fase $\Phi(r)$ mencionado anteriormente está por encima de 0,925.

En una realización de la lente multifocal oftálmica según la presente invención, basada en el perfil de fase $\Phi(r)$ descrito en la ecuación (1) citada anteriormente, el perfil de altura o la función de altura $H(r)$ de la rejilla de difracción de la lente real se expresa en una única función continua de forma cerrada definida por:

25

$$H(r) = \frac{A \lambda}{n - n_m} * \frac{\tan^{-1}\left[\alpha \operatorname{sen}\left\{\frac{2\pi(r^2 - S)}{T}\right\}\right]}{2\pi} \quad (2)$$

en la que:

$H(r)$ es el perfil de altura de la lente, [nm],

30 λ es la longitud de onda de diseño de la lente, [nm],

n es el índice de refracción del cuerpo de la lente,

n_m es el índice de refracción del medio que rodea el cuerpo de la lente,

A es un parámetro de amplitud,

35 α es el parámetro de distribución de la luz,

r es la distancia radial desde el centro del cuerpo de la lente, [mm],

T es el período o paso de la rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm²], y

S es el desplazamiento en dirección radial en el espacio r^2 , [mm²].

Las figuras 5a, 5b, 6a, 7a, 8a y 8b muestran esquemáticamente, de manera gráfica, ejemplos del perfil de altura o la función de altura $H(r)$ de la ecuación (2) citada anteriormente. Las figuras 6b, 7b y 8c muestran distribuciones de intensidad de luz simuladas por ordenador de un cuerpo de lente 31 biconvexo de una lente 30 oftálmica del tipo mostrado en las figuras 2a, 2b, que comprende los respectivos perfiles de altura mostrados en las figuras 6a, 7a y 8a, respectivamente. La lente 30 está diseñada para tener un punto focal de orden cero en 20 dioptrías, D y puntos focales de primer orden a 21,5 D y 18,5 D, en posición simétrica con respecto al orden cero. Los expertos en la materia apreciarán que estas potencias ópticas o puntos focales pueden ser diferentes para lentes reales.

En estos diseños, se supone que la longitud de onda λ de diseño de la lente es de 550 nm, el índice de refracción n del cuerpo de la lente se establece en 1,4618, y el índice de refracción n_m del medio que rodea el cuerpo de la lente se supone en 1,336.

50 El número de referencia 60 en la figura 5a muestra el perfil de altura o la función de altura $H(r)$ según la ecuación (1) en el espacio r^2 , expresado en mm², y la figura 5b muestra la misma función de altura a lo largo de una escala lineal como función de la distancia radial r desde el eje óptico en $r = 0$, expresada en mm. En la figura 5, el perfil de altura $H(r)$ 60 se representa en una escala de μm . En este ejemplo, el parámetro A de amplitud se establece en el valor 1, el desplazamiento $S = 0$ y el parámetro α de distribución de la luz se establece en un valor de 2,65718, proporcionando cantidades iguales de luz difractada en cada uno de los órdenes de difracción ± 1 y el orden 0.

El número de referencia 61 hace referencia a la circunferencia exterior de la superficie delantera 34 del cuerpo de la lente 30 que tiene una rejilla o relieve 36 de difracción que comprende la función de perfil de difracción $H(r)$ 60. Véanse las figuras 2a y 2b.

60

Tal como se puede ver en la figura 5a, en el espacio r^2 , cada período T del perfil de altura $H(r)$ 60 se representa con una longitud igual o equidistante. El perfil de altura o la función de altura $H(r)$ es una única función continua de forma geométrica cerrada que define EOD dispuestos de manera concéntrica que no tienen transiciones bruscas, que son difíciles de fabricar en el cuerpo de la lente. En consecuencia, el perfil de altura $H(r)$ 60 de la rejilla de difracción no solo proporciona una eficiencia óptima, sino que permite una fabricación precisa y, por lo tanto, una adaptación precisa de las lentes que presentan puntos focales objetivo y una distribución de la luz objetivo entre los puntos focales objetivo.

La figura 6a muestra el perfil de altura $H(r)$ según la ecuación (1) citada anteriormente en función de la distancia radial r medida en dirección hacia el exterior desde el eje óptico que atraviesa el centro del cuerpo de la lente, pero desplazada $S = 0,25 T$, lo que se indica con el número de referencia 62.

La cantidad de luz difractada por la lente se muestra en la simulación de la figura 6b. La intensidad I de la luz difractada se representa en unidades arbitrarias. El número de referencia 64 hace referencia al orden de difracción 0, que presenta un punto focal para la visión intermedia en 20 D, el número de referencia 65 hace referencia al orden de difracción -1, que presenta un punto focal para la visión de lejos en 18,5 D, y el número de referencia 66 hace referencia al orden de difracción +1, que presenta un punto focal para la visión de cerca en 21,5 D. Tal como se puede ver en la figura 6a, mediante el desplazamiento S se difracta más luz en el orden -1 en comparación con una distribución igual de energía luminosa en los puntos focales objetivo.

Un desplazamiento en la otra dirección, es decir, $S = -0,25 T$ mostrado por el perfil de altura 63 que se muestra en la figura 7a, da como resultado que relativamente la mayor parte de la luz es difractada en el orden +1 correspondiente al punto focal para la visión de cerca 66, tal como se muestra en la figura 7b. De la figura 7b se puede ver que relativamente menos luz es difractada en el orden -1 65 en comparación con el orden cero 64.

Mediante el desplazamiento de fase del perfil de altura 60 de tal manera que la inclinación del perfil esté más cerca o más lejos del inicio de un límite de zona en comparación con la posición para proporcionar una distribución uniforme de la luz entre los puntos focales, tal como se muestra en la figura 5b, la cantidad relativa de luz entre los órdenes de difracción puede ser controlada o ajustada para corregir las tolerancias y otras desviaciones de fabricación en la fabricación de la lente, por ejemplo.

Se debe observar que, en las figuras 6a y 7a, el perfil de altura $H(r)$ se representa de nuevo en una escala en μm , y que el parámetro A de amplitud se establece en el valor 1, y el parámetro α de distribución de la luz se establece en el valor de 2,65718, es decir, el valor para proporcionar una distribución uniforme de la luz en los puntos focales objetivo.

Tal como se indicó anteriormente, es ventajoso expresar el desplazamiento S como una fracción del período T de la rejilla en el espacio r^2 . En realizaciones prácticas, el desplazamiento puede variar entre aproximadamente $S = 0,1 T$ y $S = 0,9 T$ en el espacio r^2 , incluyendo múltiplos enteros del período T , dependiendo de la corrección de luz requerida entre los puntos focales de visión de cerca, intermedia y de lejos.

La figura 8a muestra el perfil de altura o la función de altura $H(r)$ según la ecuación (1) citada anteriormente de una rejilla de difracción en una realización de una lente oftálmica intraocular trifocal según la presente invención, indicada por el número de referencia 67. La figura 8b muestra el perfil de altura 67 en el espacio r^2 . El perfil de altura 67 de la rejilla de difracción está construido con los siguientes parámetros: período $T = 0,733 \text{ mm}^2$, desplazamiento $S = 0,315^* T$, amplitud $A = 1,013$ y parámetro de distribución de la luz $\alpha = 2,65718$. En las figuras 8a y 8b, el perfil de altura $H(r)$ se representa a una escala en μm y la distancia radial r desde la óptica tal como se mide en mm.

La distribución de la luz conseguida mediante la rejilla de difracción que tiene el perfil de altura 67 se muestra en la figura 8c, de nuevo en unidades arbitrarias de la intensidad I . Tal como se puede ver en la figura 8c, en los puntos focales para la visión de lejos 65 y la visión de cerca 66 se difracta una cantidad uniforme de luz, mientras que en el punto focal 64 para la visión intermedia se distribuye relativamente menos luz.

En lugar de un valor fijo del parámetro α de distribución de la luz, según la presente invención, el parámetro α de distribución de la luz puede comprender cualquier función de modulación para conseguir una distribución de la luz objetivo respectiva o mejora de foco mediante la difusión de luz a lo largo del eje óptico, por ejemplo, con el fin de proporcionar una lente oftálmica con propiedades mejoradas de la profundidad de enfoque.

La función de transferencia óptica o la función de transmisión de la luz en la presente invención puede tener propiedades variables de transmisión de la luz en la dirección radial r de la lente. En concreto, cuando a una distancia comprendida entre, aproximadamente, 2 y 3 mm en la dirección hacia el exterior desde el centro de la lente, la función de transferencia óptica o la función de transmisión de la luz tiene un perfil de fase que presenta propiedades trifocales que tienen una eficiencia general óptima, a la vez que comprende propiedades bifocales que tienen una eficiencia general óptima desde una distancia radial comprendida entre, aproximadamente, 2 y 3 mm hasta el borde circunferencial de la lente, en el que r está comprendida entre, aproximadamente, 5 y 7 mm. Véase la figura 2a.

Se observa, además, que las explicaciones mostradas anteriormente son igualmente aplicables para diseñar una lente oftálmica multifocal que tiene una rejilla de difracción asimétrica y/o cuatro puntos focales objetivo, es decir, una lente de cuatro focos, con una eficiencia global optimizada de distribución de la luz en los cuatro puntos focales.

5 El diagrama de flujo 70 simplificado en la figura 9 muestra de manera general las etapas de un procedimiento de fabricación de una lente multifocal oftálmica, según la presente invención. La dirección del flujo es de la parte superior a la parte inferior del dibujo.

10 En una primera etapa, se establecen, como mínimo, puntos focales objetivo para la visión de cerca, intermedia y de lejos de la lente, es decir, el bloque 71 "Establecer puntos focales objetivo". En una segunda etapa, se selecciona un cuerpo de lente transmisor de la luz, que tiene un punto focal refractivo que presenta el punto focal objetivo para la visión intermedia, es decir, el bloque 72 "Seleccionar cuerpo de lente". A continuación, se calcula un perfil de fase de una rejilla de difracción, de manera matemática o numérica, utilizando un procesador u ordenador programado
15 adecuado, para variar la fase de luz incidente en el cuerpo de la lente, optimizando la eficiencia general de la distribución de la luz en los puntos focales refractivo y difractivos objetivo, es decir, la etapa 73 "Calcular el perfil de fase óptimo".

20 Opcionalmente, en una siguiente etapa, el perfil de fase puede ser adaptado para ajustar y/o suavizar las propiedades ópticas deseadas u objetivo de la lente, tal como una distribución de la luz relativa deseada entre los puntos focales objetivo, es decir, la etapa 74 "Ajustar la intensidad". Este ajuste de la intensidad también puede ser procesado mediante un procesador u ordenador programado adecuadamente, y puede implicar cambios tales como los que se muestran en las figuras 6a, 7a y 8a, por ejemplo. Todo esto para tener en cuenta las desviaciones ópticas en los puntos focales y el perfil del objetivo como resultado de tolerancias y similares en el mecanizado o la
25 fabricación de la lente, por ejemplo.

Finalmente, el perfil de altura geométrica de la rejilla de difracción se calcula para fabricar la lente, es decir, la etapa 75 "Procesar el perfil de altura". De nuevo, utilizando un procesador programado adecuadamente. Finalmente, el perfil de altura o la función de altura de la rejilla de difracción que especifica la altura y la posición de los diferentes EOD que se extienden como tipos de zona con forma giratoria en una superficie de la lente concéntrica al eje óptico o al centro de la misma es aplicado en el cuerpo de la lente mediante cualquier micromecanizado por láser, torneado con punta de diamante, impresión 3D o cualquier otra técnica de mecanizado o proceso litográfico superficial, por
30 ejemplo. Esa es la etapa 76, "Mecanizar".

35 Los cálculos en la etapa 73 pueden estar basados en cálculos de espectro de potencia a partir de una representación en serie de Fourier de la rejilla de difracción, de tal manera que la suma de los cuadrados de los valores absolutos de los coeficientes de Fourier de los órdenes de difracción asociados con los puntos focales objetivo es máxima. Tal como se indicó anteriormente, este cálculo puede ser realizado bajo la restricción de intensidades de luz objetivo iguales o ponderadas en los puntos focales objetivo.

40 Los cálculos del perfil de fase de la función de transferencia óptica o la función de transmisión de luz de la lente y el perfil de altura de la rejilla de difracción en el procedimiento según la presente invención pueden estar dispuestos lejos del equipo para mecanizar la lente. Las particularidades de la rejilla de difracción calculada pueden ser enviadas al equipo de mecanizado mediante una transferencia de datos a través de una red de telecomunicaciones disponible en la práctica, tal como Internet (no mostrada).

45 Los expertos en la materia pueden comprender y realizar otras variaciones de las realizaciones descritas al poner en práctica la invención reivindicada, a partir de un estudio de los dibujos, de la descripción y de las reivindicaciones adjuntas. En las reivindicaciones, la palabra "que comprende" no excluye otros elementos o etapas, y el artículo indefinido "un" o "una" no excluye una serie. El mero hecho de que ciertas medidas se mencionen en reivindicaciones dependientes diferentes entre sí no indica que una combinación de estas medidas no pueda ser utilizada de manera ventajosa. Cualquier signo de referencia en las reivindicaciones no debe ser interpretado como limitativo del alcance de las mismas. Signos de referencia iguales hacen referencia a elementos u operaciones
50 iguales o equivalentes.

55

REIVINDICACIONES

1. Lente multifocal oftálmica (30), que comprende, como mínimo, puntos focales para la visión de cerca, intermedia y de lejos, que tiene un cuerpo de lente (31) transmisor de la luz que presenta un punto focal refractivo (64) y una rejilla (36) de difracción transmisora de la luz, periódica, que se extiende de manera concéntrica sobre, como mínimo, parte de una superficie (34, 35) de dicho cuerpo de lente (31) que presenta un conjunto de puntos focales difractivos (65, 66), en el que dicha rejilla (36) de difracción está diseñada para funcionar como un divisor de onda óptico, simétrico, que comprende puntos focales difractivos en órdenes de difracción +1 y -1, presentando dicho punto focal refractivo (64) dicho punto focal para visión intermedia, y presentando dichos puntos focales difractivos (65, 66) dichos puntos focales para visión de lejos y de cerca, **caracterizado por que** dicha rejilla (36) de difracción tiene una función de transferencia óptica que comprende un perfil de fase $\Phi(r)$ dispuesto para variar una fase de luz incidente en dicho cuerpo de lente (31) optimizando la eficiencia general de la distribución de la luz en dichos puntos focales refractivo (64) y difractivos (65, 66), comprendiendo dicho perfil de fase $\Phi(r)$ una sola función continua según:

$$\phi(r) = \tan^{-1} \left[\alpha \operatorname{sen} \left\{ \frac{2\pi(r^2 - S)}{T} \right\} \right]$$

en la que:

r es una distancia radial hacia el exterior desde el centro de dicho cuerpo de lente, [mm],

α es un parámetro de distribución de la luz,

T es un período o paso de dicha rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm²], y

S es un desplazamiento de dicho perfil de fase en dirección radial en el espacio r^2 , [mm²],

en la que dicho parámetro α de distribución de la luz tiene un valor que varía entre 2,5 y 3, y dicho desplazamiento S radial varía entre aproximadamente $S = 0,1 T$ y $S = 0,9 T$.

2. Lente multifocal oftálmica (30), según la reivindicación 1, en la que un perfil de altura $H(r)$ de dicha rejilla (36) de difracción basado en dicho perfil de fase $\Phi(r)$ se expresa en una única función continua según:

$$H(r) = \frac{A \lambda}{n - n_m} * \frac{\tan^{-1} \left[\alpha \operatorname{sen} \left\{ \frac{2\pi(r^2 - S)}{T} \right\} \right]}{2\pi}$$

en la que:

$H(r)$ es el perfil de altura de dicha rejilla de difracción de dicha lente, [nm],

λ es la longitud de onda de diseño de dicha lente, [nm],

n es el índice de refracción de dicho cuerpo de lente,

n_m es el índice de refracción de un medio que rodea dicho cuerpo de lente, y

A es un parámetro de amplitud,

en la que dicho parámetro A de amplitud varía entre 1,2 y 0,8.

3. Lente multifocal oftálmica (30), según la reivindicación 2, en la que dicho parámetro A de amplitud varía como una función de dicha distancia radial r .

4. Lente multifocal oftálmica (30), según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende una función de transferencia óptica que tiene dicho perfil de fase $\Phi(r)$ que presenta propiedades trifocales que tienen una eficiencia global óptima en una primera zona de dicha superficie (34, 35) de dicho cuerpo de lente (31) que se extiende en dirección radial e incluye el eje óptico, y comprende un perfil de fase que presenta propiedades bifocales que tienen una eficiencia global óptima en una segunda zona de dicha superficie (34, 35) de dicho cuerpo de lente (31) que se extiende más allá de dicha primera zona en la dirección radial de dicha lente hacia un borde circunferencial de dicho cuerpo de lente (31).

5. Procedimiento de fabricación de una lente multifocal oftálmica (30), que comprende, como mínimo, puntos focales para la visión de cerca, intermedia y de lejos, que tiene un cuerpo de lente (31) transmisor de la luz que presenta un punto focal refractivo (64), y una rejilla (36) de difracción transmisora de la luz, periódica, que se extiende de manera concéntrica sobre, como mínimo, parte de una superficie (34, 35) de dicho cuerpo de lente (31) que presenta un conjunto de puntos focales difractivos (65, 66), en el que dicha rejilla (36) de difracción está diseñada para funcionar como un divisor de onda óptico, simétrico, que comprende puntos focales difractivos en órdenes de difracción +1 y -1, presentando dicho punto focal refractivo (64) dicho punto focal para visión intermedia y presentando dichos puntos focales difractivos (65, 66) dichos puntos focales para visión de lejos y de cerca, comprendiendo dicho procedimiento las etapas de:

- determinar puntos focales objetivo para visión de cerca, intermedia y de lejos (71),
 - presentar dicho cuerpo de lente transmisor de la luz que tiene un punto focal refractivo que presenta dicho punto focal objetivo para visión intermedia (72),
 - presentar un perfil de fase de una función de transferencia óptica de dicha rejilla (73) de difracción transmisora de la luz, periódica,
 - presentar un perfil de altura de dicha rejilla de difracción que comprende dicho perfil de fase (75), y
 - aplicar dicha rejilla de difracción según dicho perfil de altura en dicho cuerpo de lente (76), **caracterizado por que** dicho perfil de fase está dispuesto para variar una fase de luz incidente en dicho cuerpo de lente (31) optimizando la eficiencia global de la distribución de la luz en dichos puntos focales refractivo (64) y difractivos (65, 66) objetivo,
- dicho perfil de altura $H(r)$ de dicha rejilla de difracción se expresa en una sola función continua, según:

$$H(r) = \frac{A \lambda}{n - n_m} * \frac{\tan^{-1} \left[\alpha \operatorname{sen} \left\{ \frac{2\pi(r^2 - S)}{T} \right\} \right]}{2\pi}$$

en la que:

- $H(r)$ es el perfil de altura de dicha rejilla de difracción de dicha lente, [nm],
 - λ es la longitud de onda de diseño de dicha lente, [nm],
 - n es el índice de refracción de dicho cuerpo de lente,
 - n_m es el índice de refracción de un medio que rodea dicho cuerpo de la lente, y
 - A es un parámetro de amplitud
 - α es un parámetro de distribución de la luz,
 - r es la distancia radial desde el centro de dicho cuerpo de lente, [mm],
 - T es el período o paso de la rejilla de difracción en el espacio r^2 , [mm²], y
 - S es un desplazamiento de dicho perfil de altura en dirección radial en el espacio r^2 , [mm²],
- en la que dicho parámetro A de amplitud varía entre 1,2 y 0,8, dicho parámetro α de distribución de la luz tiene un valor que varía entre 2,5 y 3, y dicho desplazamiento S radial varía entre aproximadamente $S = 0,1 T$ y $S = 0,9 T$.
6. Procedimiento, según la reivindicación 5, que comprende, además, el ajuste de dicha distribución de la luz en dichos puntos focales refractivo y difractivos objetivo adaptando, como mínimo, uno de dicho parámetro A de amplitud, dicho parámetro α de distribución de la luz y dicho desplazamiento S (74) radial.
7. Lente multifocal oftálmica, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, dispuesta como una de una lente de contacto, una lente intraocular, una lente de contacto afáquica, una lente intraocular afáquica y una lente de gafas.

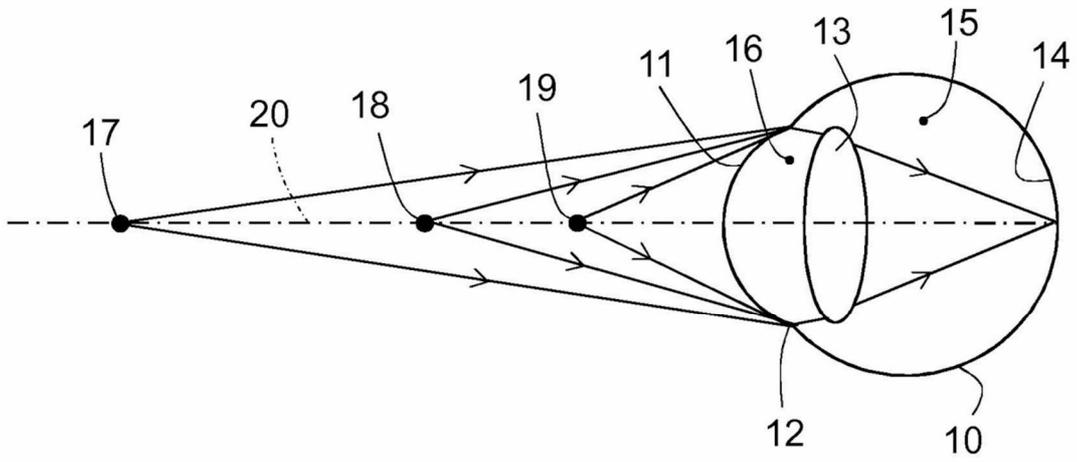


Fig. 1

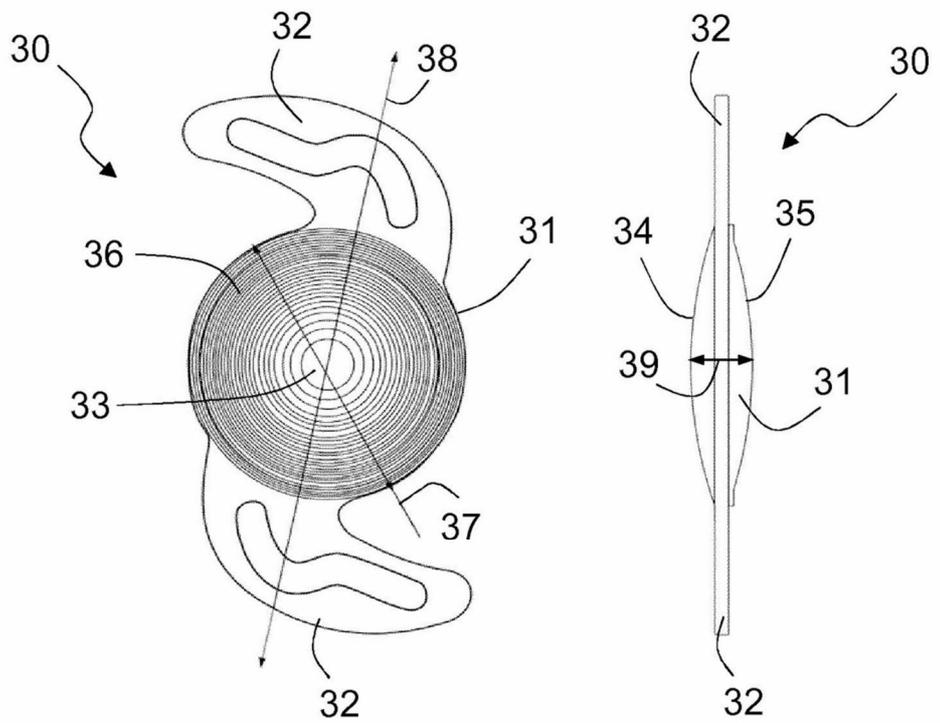


Fig. 2a

Fig. 2b

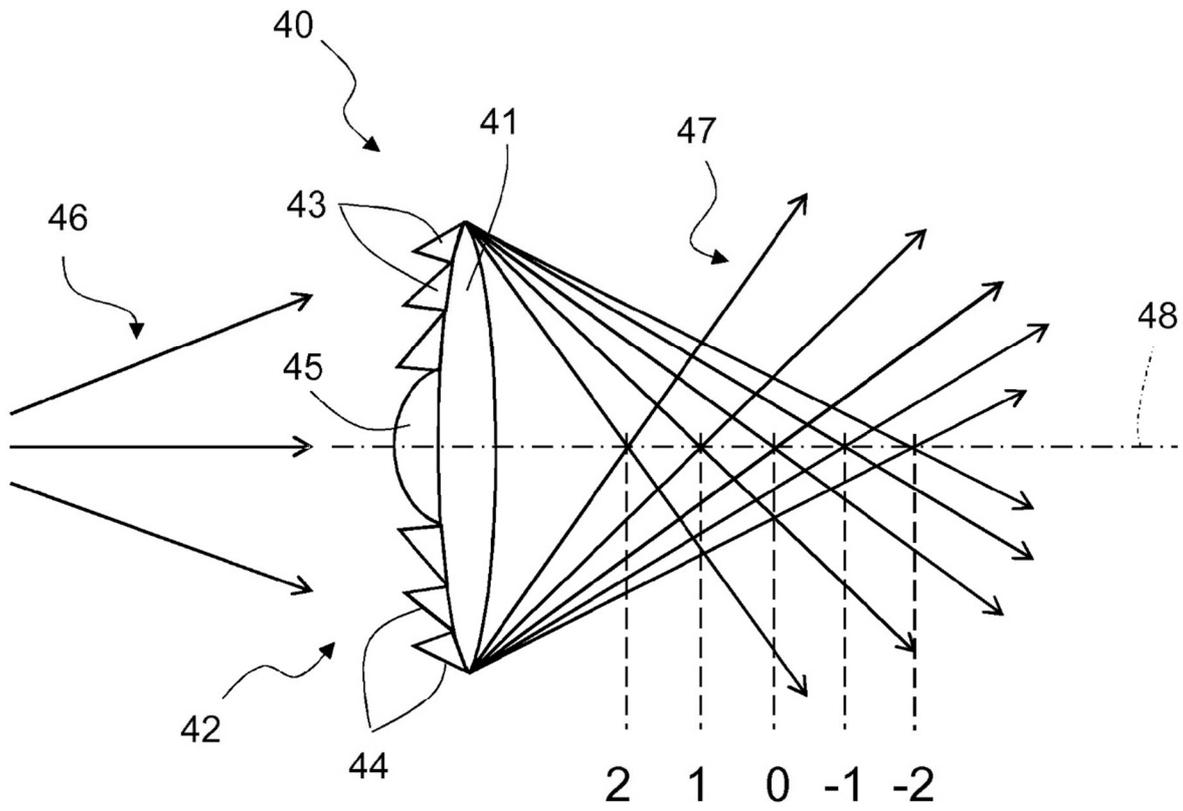


Fig. 3

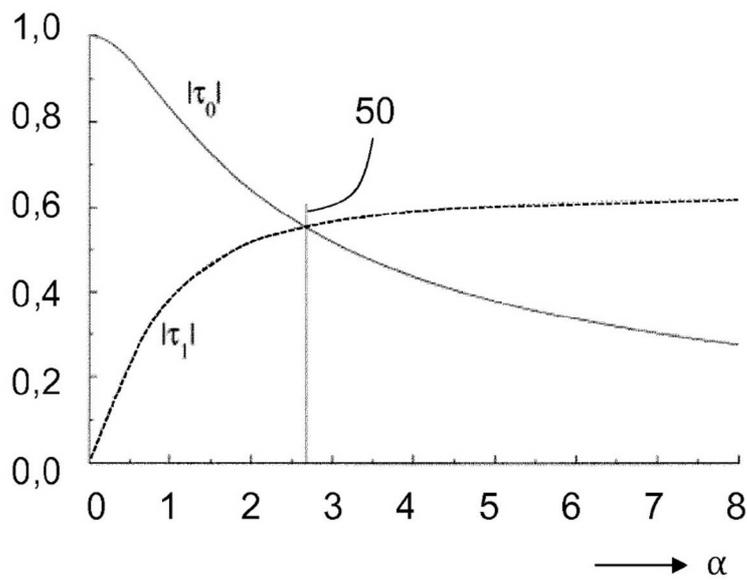


Fig. 4

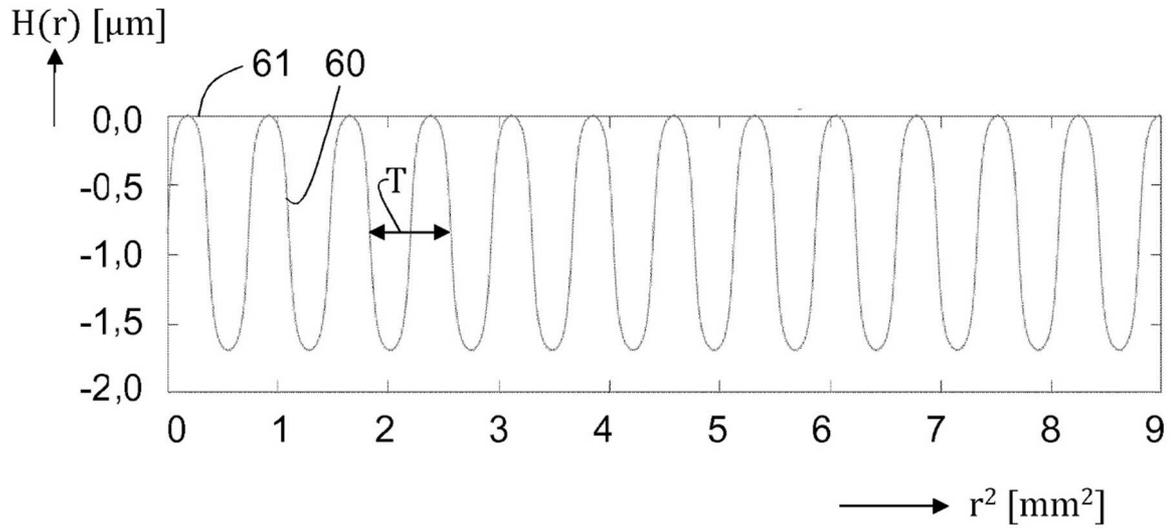


Fig. 5a

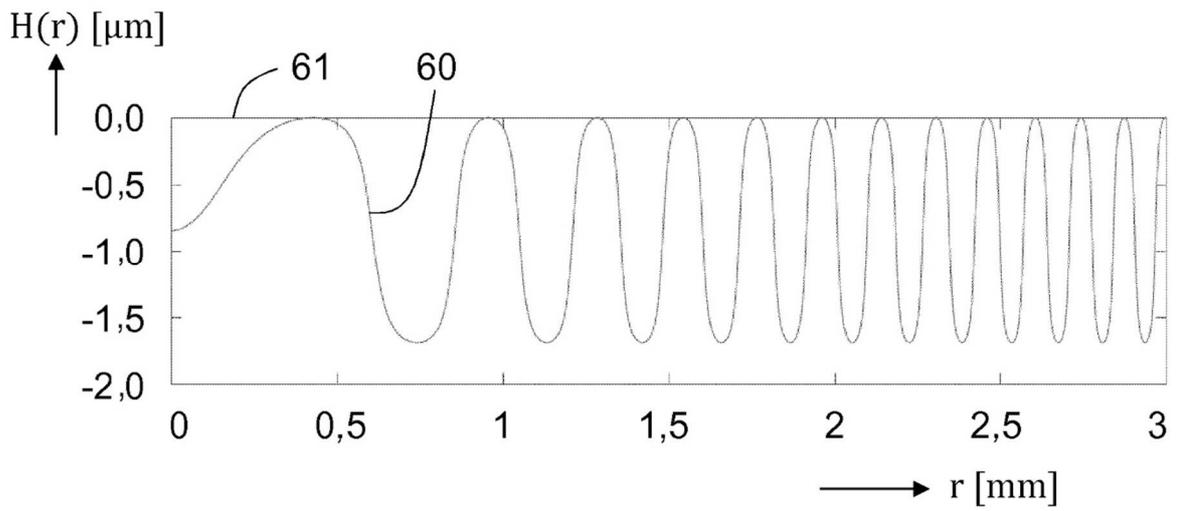
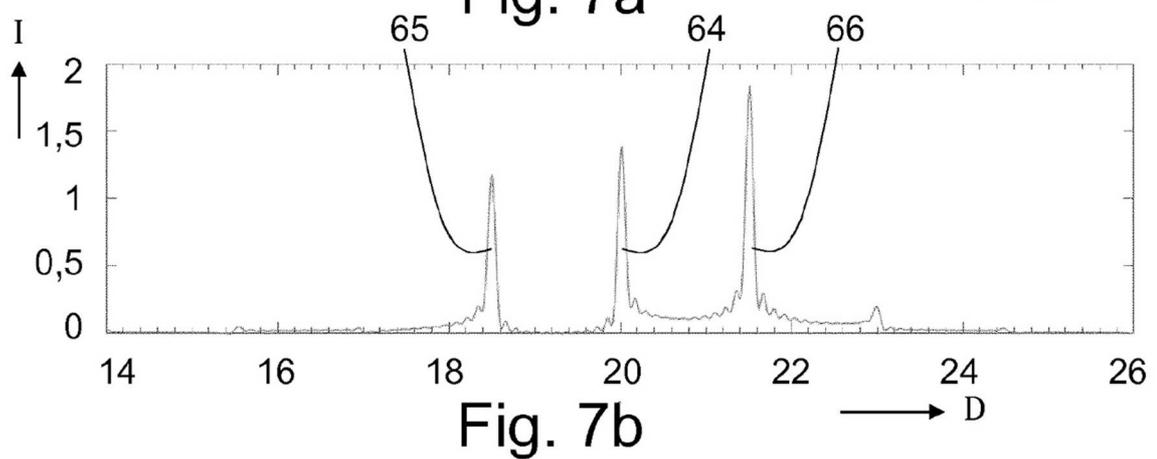
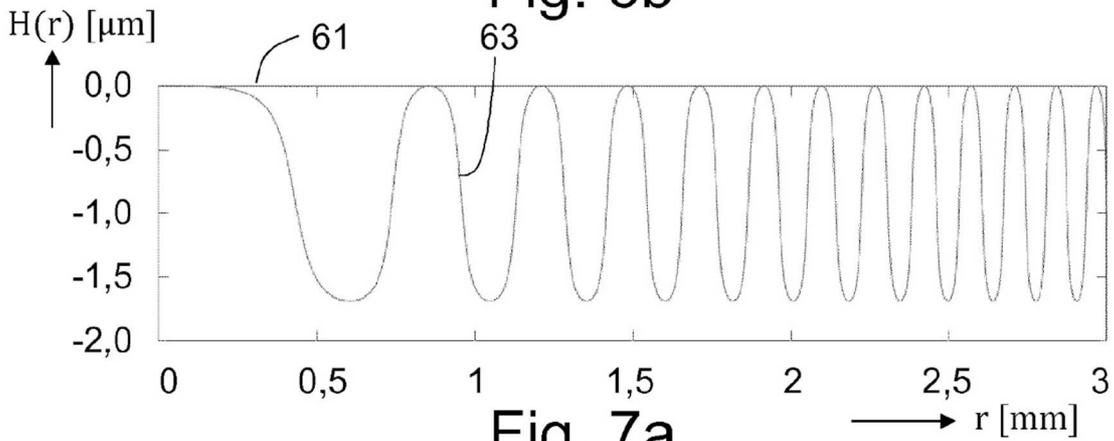
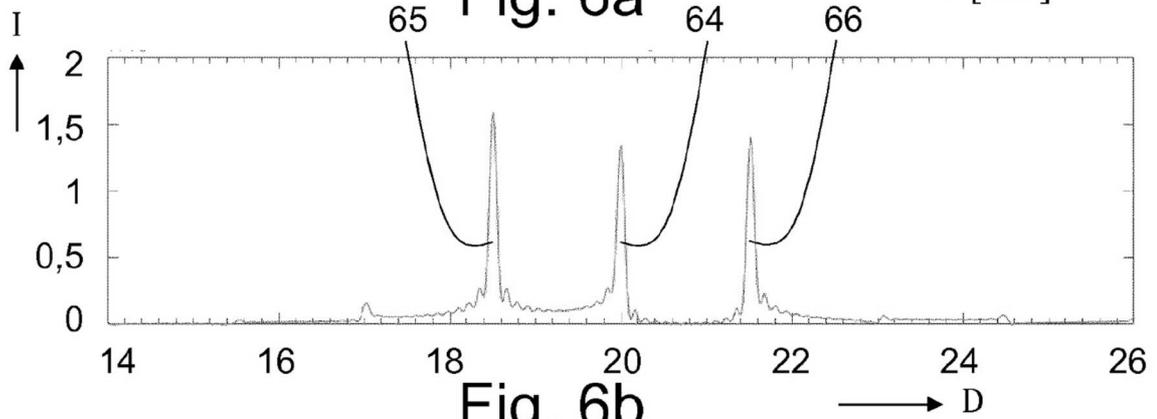
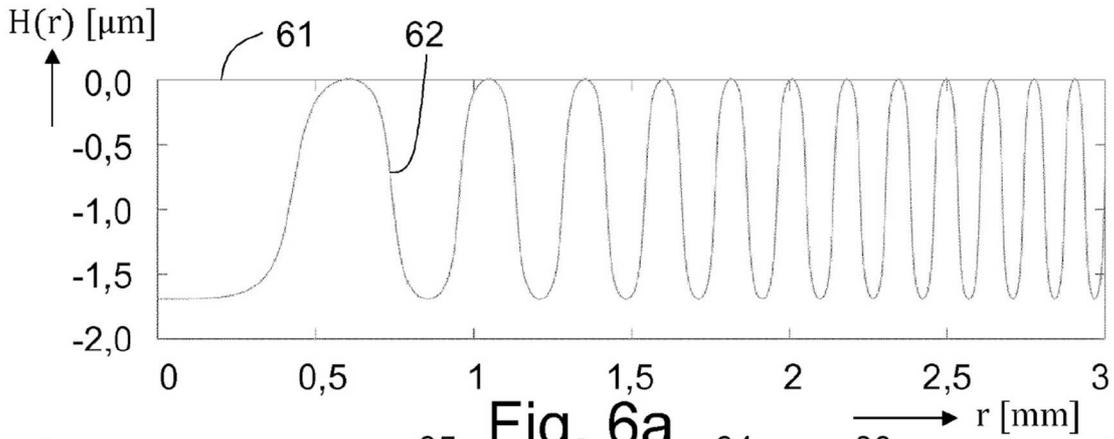


Fig. 5b



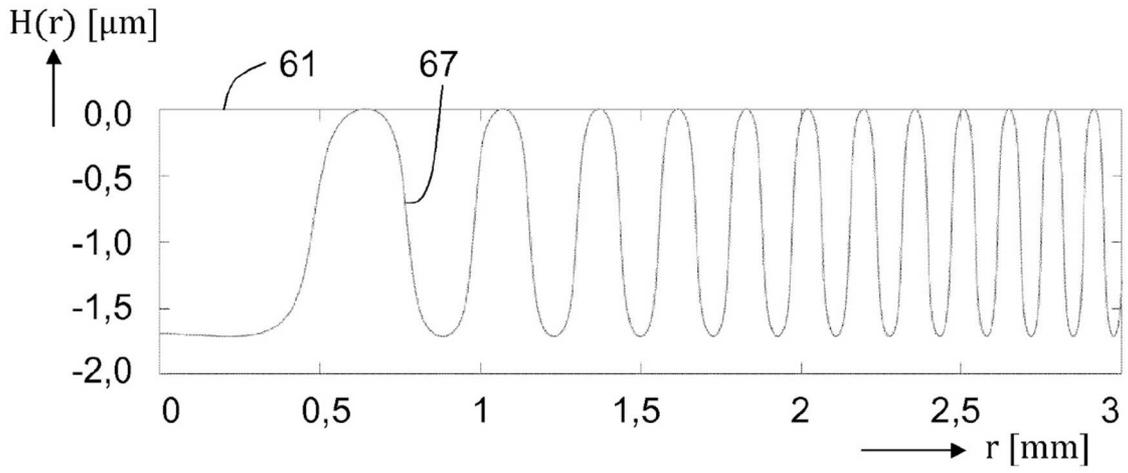


Fig. 8a

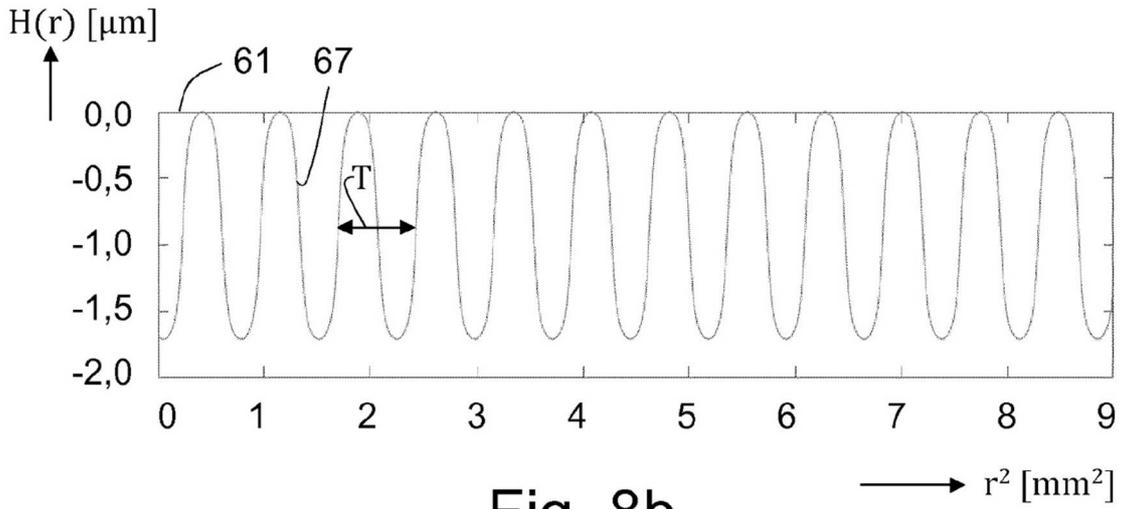


Fig. 8b

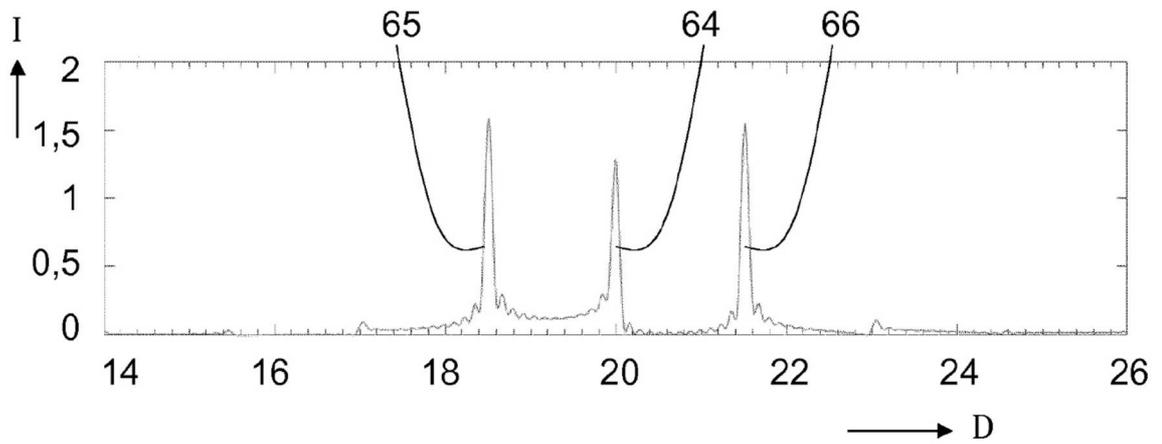


Fig. 8c

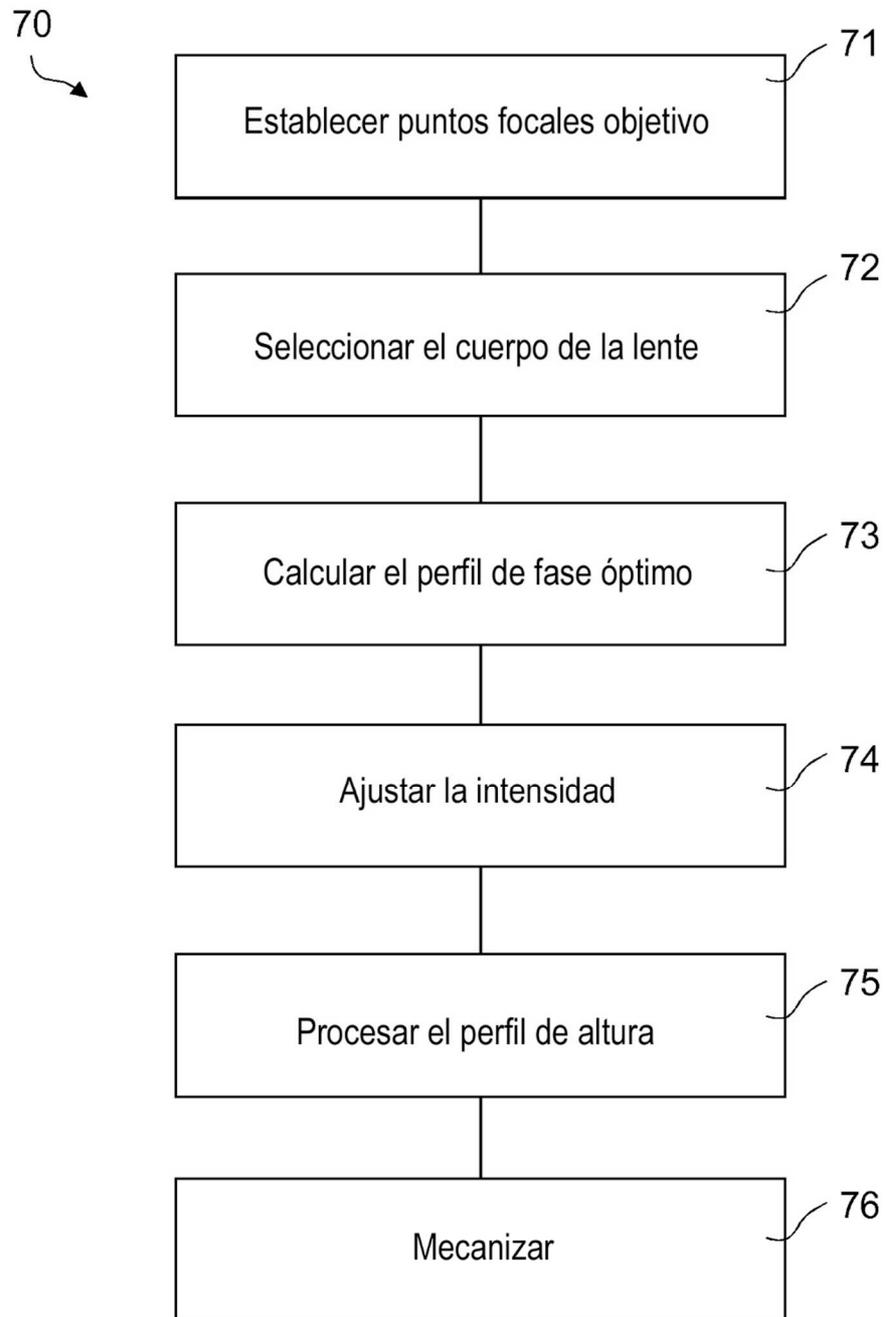


Fig. 9

REFERENCIAS CITADAS EN LA DESCRIPCIÓN

5 *Esta lista de referencias citada por el solicitante es únicamente para mayor comodidad del lector. No forman parte del documento de la Patente Europea. Incluso teniendo en cuenta que la compilación de las referencias se ha efectuado con gran cuidado, los errores u omisiones no pueden descartarse; la EPO se exime de toda responsabilidad al respecto.*

Documentos de patentes citados en la descripción

- EP 2377493 A
- EP 2503962 A
- WO 2017055503 A
- EP 2375276 A
- WO 2006023404 A
- IL 105434

10

Literatura no patente citada en la descripción

- **F. GORI et al.** Analytical derivation of the optimum triplicator. *Optics Communication*, 1998, vol. 157, 13-16

15