



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 376 645**

51 Int. Cl.:  
**G02C 7/04** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02744875 .2**

96 Fecha de presentación : **18.07.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1421431**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **26.05.2004**

54 Título: **Lente de contacto o intraocular y método para su preparación.**

30 Prioridad: **20.07.2001 US 910491**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**15.03.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**15.03.2012**

73 Titular/es: **COOPERVISION INTERNATIONAL  
HOLDING COMPANY, L.P.  
Suite 2, Edghill House Wildey Business Park  
St. Michael, BB**

72 Inventor/es: **Fermigier, Bruno;  
Legras, Richard y  
Chateau, Nicolas**

74 Agente/Representante:  
**Blanco Jiménez, Araceli**

**ES 2 376 645 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 de contacto o intraocular y método para su preparación.

5 **Antecedentes de la invención**

La invención se refiere a lentes de contacto o intraoculares para corregir la visión como consecuencia de un ojo posiblemente miópico o hiperópico y/o posiblemente presbiópico astigmático.

10 Se sabe que la miopía o hipermetropía se corrigen generalmente gracias a una superficie esférica cuyo centro de curvatura debe estar en el eje óptico de la lente, donde el parámetro que se utiliza generalmente para definir la corrección que hay que hacer es la potencia óptica esférica introducida, generalmente llamada "valor de esfera".

15 También se sabe que la corrección de la presbicia se obtiene ventajosamente gracias a una superficie compleja que consigue una corrección simultánea progresiva de la visión, esto es, una corrección cuya potencia óptica esférica varía delicadamente (y no bruscamente) entre el centro y la periferia de la zona correctora, para que se formen varias imágenes simultáneamente en la retina, seleccionándose la imagen útil como consecuencia de su clasificación por la corteza.

20 También se sabe que la corrección del astigmatismo se obtiene generalmente gracias a una superficie tórica cuyo plano simétrico debe orientarse a lo largo de un plano meridiano del ojo que hay que corregir, esto es, a lo largo de un plano que contiene el eje óptico de este ojo, donde los parámetros que se utilizan generalmente para definir la corrección que hay que hacer son, por una parte, la separación angular entre el plano meridiano a lo largo del cual debe orientarse la superficie tórica y el plano meridiano de referencia, correspondiente al plano meridia-  
25 no horizontal cuando el usuario de la lente está de pie, esta diferencia angular denominada generalmente "el eje" de la corrección, y, por otra parte, por la potencia óptica cilíndrica introducida, generalmente llamada "valor de cilindro".

30 Para que la superficie tórica de una lente de contacto quede correctamente colocada con respecto al ojo, debe proporcionarse un medio para la estabilización angular de la lente con respecto al ojo, y en particular un prisma de lastre que permita mantener la lente en su posición gracias al peso, o gracias a unas protuberancias circulares redondeadas como se describe en la patente francesa N° 2.760.853, que utiliza el efecto dinámico producido al parpadear para que la lente se quede siempre correctamente colocada, o también se puede proporcionar una reducción o descarga progresiva en la parte superior e inferior de la lente, a lo largo de una dirección que debe corresponder a la dirección vertical del ojo, como se describe en la patente de EE.UU. N° 4.095.878, o un medio de estabiliza-  
35 ción que comprenda un lastre y una descarga en la parte superior de la lente, como se describe en la patente de EE.UU. N° 4.324.461. Todos estos medios de estabilización, a excepción del prisma de lastre, se sitúan fuera de la porción correctora de la lente de contacto, situándose en el centro de la lente al nivel de la pupila del ojo que hay que corregir, por ejemplo, dentro de un círculo que tiene un radio de 4 mm centrado alrededor del eje óptico de la  
40 lente.

Cada uno de estos medios para la estabilización angular da buenos resultados, con la lente de contacto quedando, en términos generales, correctamente orientada. Sin embargo, aunque las orientaciones diferentes asumidas satisfactoriamente por la lente con el tiempo tienen un valor medio que corresponde al valor deseado, la amplitud de las  
45 variaciones en la orientación alrededor de este valor medio es tal que, a veces, el desplazamiento angular produce una degradación significativa de los resultados ópticos.

Este problema de estabilización angular no surge con las lentes intraoculares, que se hacen en forma de implante interno en el ojo equipado con ganchos de sujeción que sobresalen radialmente, pero puede producir no obstante un  
50 desplazamiento angular con respecto a la posición nominal durante la colocación del implante.

Para corregir el desplazamiento angular, la patente de EE.UU. N° 5.570.143 propone aplicar a las lentes tóricas las técnicas que se utilizan generalmente para prevenir aberraciones esféricas, técnicas que tienen el efecto de mejorar la profundidad de campo donde la lente tórica propuesta presenta, sobre por lo menos una superficie, una topografía  
55 óptica que induce un efecto de profundidad de campo que tiene una potencia esférica que sería lo suficientemente alta para corregir el efecto óptico de la separación angular de la posición.

La patente de EE.UU. N° 5.652.638 propone una solución similar, excepto en que las técnicas tradicionales para mejorar la profundidad de campo son remplazadas por anillos concéntricos.

60 La patente de EE.UU. N° 5.796.462 propone obtener el efecto de profundidad de campo gracias a una lente en la que una de las superficies es de tipo tórico, en el que los meridianos no son círculos sino curvas que pertenecen a la familia de las formas clásicas del cono que se utilizan para prevenir las aberraciones esféricas. La otra cara de la lente es esférica o tiene anillos concéntricos.

65

**Sumario de la invención**

La presente invención pretende reducir los efectos del desplazamiento angular en lentes de contacto tóricas o intraoculares proporcionando una lente de contacto o intraocular según la reivindicación 1. Convencionalmente, la expresión “trayectoria óptica” designa la diferencia en la trayectoria óptica introducida por una lente en los rayos que se originan en una fuente de luz puntual situada en el infinito en el eje óptico.

En una forma de realización, la lente puede construirse con un aspecto “suavemente atórico” donde la trayectoria óptica por la porción correctora de la lente corrige tanto el astigmatismo como una aberración de simetría axial aparte del astigmatismo, sin que haya una discontinuidad repentina en la superficie (es decir, “suavemente”). En otra forma de realización, la lente puede construirse con los denominados “sectores” dispuestos circunferencialmente alrededor del eje óptico de tal manera que una trayectoria óptica por la porción correctora de la lente varía en función de la separación angular del plano meridiano de referencia, y la porción correctora se divide en por lo menos dos sectores que tienen diferentes ejes de corrección del astigmatismo. En cualquier forma de realización, la superficie correctora puede ser proporcionada en una o ambas caras anterior o posterior de la lente, y se aumenta el resultado óptico de la lente en caso de desplazamiento angular (la “tolerancia de desajuste angular”). Específicamente, la tolerancia de desajuste angular aumenta en por lo menos 30% sobre una lente tórica estándar de la misma clase y en las mismas condiciones (es decir, el mismo diámetro de cilindro y pupila).

Las lentes de contacto o intraoculares de la presente invención se describen mejor por la trayectoria óptica deseada a través de la porción correctora, y los expertos en la materia entenderán que hay varias maneras de construir la porción correctora para producir dicha trayectoria óptica. Por ejemplo, la definición de la forma particular de la lente permite formar un molde de esa forma. También se pueden utilizar herramientas de mecanizar lentes. Cualquiera que sea el método de fabricación, la presente invención pretende abarcar lentes formadas para tener una trayectoria óptica particular.

Con este fin, la presente invención proporciona una lente de contacto o intraocular que comprende una porción correctora para corregir la visión de un ojo posiblemente miópico o hiperópico y/o posiblemente astigmático presbítico, comprendiendo un eje óptico y un meridiano de referencia; caracterizada por el hecho de que introduce, para la corrección de sólo el astigmatismo, una trayectoria óptica que varía en función de la distancia con respecto al eje óptico y en función de la separación angular con respecto al meridiano de referencia, por lo menos cuando esta distancia es de entre 0,4 mm y 2,4 mm, según la siguiente ecuación:

$$\delta_{\lambda}(h, \theta) = \delta_{\text{tórico}}(h, \theta) + \delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$$

en cuya ecuación:

- $\delta_{\text{tórico}}(h, \theta)$  es una trayectoria óptica cilíndrica que satisface, según la aproximación parabólica, la expresión  $\delta_{\text{tórico}}(h, \theta) = C/2 h^2 \sin^2(\theta - \Phi)$ , donde  $\Phi$  es el eje necesario para corregir el astigmatismo de dicho ojo expresado como una separación angular con respecto a dicho meridiano de referencia, y donde C es el valor de cilindro necesario para corregir el astigmatismo de dicho ojo; y
- $\delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$  es una trayectoria óptica, de tal manera que, cuando h es una constante, varía en función de  $\theta$  con un período de  $2\pi$ , y de forma diferente de  $\sin^2(\theta - \Phi)$ , donde esta trayectoria óptica satisface además la condición:

$$\Delta\phi' \geq 1.3 \Delta\phi$$

que expresa la “tolerancia de desajuste angular” aumentada en un 30% y en cuya inequación:

- $\Delta\Phi$  es la amplitud del rango de variación  $[-\frac{1}{2}\Delta\Phi, \frac{1}{2}\Delta\Phi]$  de una variable x, cuya amplitud es tal que, para cualquier valor de x en este intervalo, la siguiente condición resulta ser correcta:

$$MTFa [\delta_{\text{tórico}}(h, \theta - x) - \delta_{\text{tórico}}(h, \theta)] \geq MTFa [0.25 h^2/2]$$

- $\Delta\Phi'$  es la amplitud del rango de variación  $[-\frac{1}{2}\Delta\Phi', \frac{1}{2}\Delta\Phi']$  de una variable x, cuya amplitud es tal que, para cualquier valor de x en este intervalo, la siguiente condición resulta ser correcta:

$$MTFa [\delta_{\lambda}(h, \theta - x) - \delta_{\text{tórico}}(h, \theta)] \geq MTFa [0.25 h^2/2]$$

## ES 2 376 645 T3

La anotación  $MTFa[f(h,\theta)]$  designa, para una trayectoria óptica  $f(h,\theta)$ , los criterios de calidad óptica calculados que surgen de la función de transferencia de modulación producida por esta trayectoria óptica, para un diámetro predeterminado de pupila, entre 4 y 7 mm, según la fórmula:

$$MTFa [f(h,\theta)] = \int_{\nu=0}^{\nu=15} \int_{\chi=0}^{\chi=360} \frac{MTF [f(h,\theta)](\nu,\chi) \nu d\nu d\chi}{360}$$

En cuya fórmula  $\nu$  y  $\chi$  son las coordenadas polares en el plano de las frecuencias angulares,  $\nu$  estando expresada en ciclos por grado y  $\chi$  en grados; y en la que  $MTF[f(h,\theta)](\nu,\chi)$  es la función de transferencia de modulación de la trayectoria óptica  $f(h,\theta)$  según dichas coordenadas polares.

Aquí también, la expresión “trayectoria óptica” utilizada arriba, y más generalmente en la presente especificación, designa más concretamente la diferencia en la trayectoria óptica introducida por una lente en los rayos que se originan en una fuente de luz puntual situada en el infinito en el eje óptico, de manera que el cambio de fase  $\varphi$  introducido por esta lente se conecta a la trayectoria óptica,  $\delta$  en el sentido de la presente especificación, por la relación:

$$\varphi = 2\pi\delta/\lambda$$

donde  $\lambda$  es la longitud de onda de los rayos de luz, los valores negativos de  $\delta$  y  $\varphi$  corresponden a un retraso introducido en la onda óptica y los valores positivos a un avance.

Naturalmente, esta trayectoria óptica es válida para longitudes de ondas situadas en el rango de luz visible, y en particular para la longitud de onda de referencia  $550 \times 10^{-9}$  m.

En la práctica,  $\varphi(h,\theta)$ , y más generalmente el cambio de fase o la trayectoria óptica introducidos por la lente pueden ser determinados por interferometría o por otro método para medir el cambio de fase óptica, o pueden derivarse del análisis del frente de ondas que se origina en la lente, realizado por medio de un analizador Shack-Hartmann u otro tipo de analizador de frente de ondas.

La función de transferencia de modulación, MTF, puede ser calculada a partir del cambio de fase o la trayectoria óptica para un tamaño dado de pupila según algoritmos bien conocidos (referencia: M. Born, E. Wolf, *Principies of Optics*, sexta edición, Ed. Pergamon Press, p. 480 (1980)). La  $MTFa$ , calculada por la integración de MTF según la fórmula indicada arriba, es un criterio numérico que permite la caracterización de los comportamientos de un sistema óptico en buena correlación con la calidad subjetiva de las imágenes producidas por este sistema (referencia: P. Z. Mouroulis, X. Cheng, *Optical Engineering*) 33:2626-2631, 1994).

Cabe señalar que el término  $0,25 h^2/2$  corresponde a un desenfoque de 0,25 dioptrías (D). El umbral de  $MTFa$  que aparece arriba se escoge como el valor obtenido cuando se considera un defecto esférico puro de 0,25 D. Se asume que un desenfoque de 0,25 D con una lente de 6 mm es sólo perceptible por el usuario (D. A. Atchison *et al.*, *Subjective depth-of-focus of the eye*, *Optom. Vis. Sci.* 74:511-520, 1997). El valor correspondiente de  $MTFa$  se escoge así como el valor aceptable mínimo. Según la invención, este umbral permite la definición de la tolerancia angular aceptable de una lente destinada a corregir el astigmatismo.

Debe observarse que en cada una de las patentes de EE.UU. mencionadas arriba n° 5.570.143, 5.652.638 y 5.796.462, la modificación propuesta con respecto a la lente tórica clásica concierne a la dependencia radial de la forma de una de las superficies, esto es, la dependencia según la variable  $h$ , mientras que la presente invención propone trabajar en la dependencia angular (variable  $\theta$ ), sola, o en combinación con la dependencia radial.

Más específicamente, la modificación con respecto a una lente tórica clásica, cuya modificación está representada por  $\delta_{\text{atórico}}$  es tal que, cuando  $h$  permanece constante y  $\theta$  varía,  $\delta_{\text{atórico}}(h,\theta)$  no permanece constante sino que fluctúa con una periodicidad en  $\theta$  de  $360^\circ$  ( $2\pi$ ), de forma diferente a  $\sin^2(\theta - \Phi)$ .

Así, en la lente según la invención, el componente no axisimétrico no es exclusivamente tórico.

Además, debe observarse que cada una de las patentes de EE.UU. n° 5.570.143, 5.652.638 y 5.796.462, cuantifica la modificación hecha con respecto a una lente tórica convencional únicamente en base a las potencias ópticas.

Por el contrario, según la presente invención, la modificación realizada con respecto a una lente tórica clásica no es evaluada en base a un criterio de potencia óptica sino por el criterio de calidad óptica representado por  $MTFa$ .

Debe observarse que hasta ahora  $MTFa$  se usaba para instrumentos ópticos, y no para el sistema formado por el ojo y por una lente.

## ES 2 376 645 T3

Según una primera forma de realización preferida, el término  $\delta_A(h, \Phi)$  satisface la ecuación:

$$\delta_A(h, \theta) = \sum_{i \in N} \beta_i(h) \cos[i(\theta - \phi)]$$

en cuya ecuación:

- N es el conjunto de números enteros; y
- $\beta_i(h)$  es un conjunto de funciones que satisfacen la siguiente condición:

$$\sum_{i \in N'} \left[ \left( \frac{1}{h_{\max} - h_{\min}} \int_{h_{\min}}^{h_{\max}} \frac{2\beta_i(h)}{h^2} dh \right)^2 \right] \geq 0,005 \text{ m}^{-2}$$

en cuya ecuación N' es igual a N excluyendo 0 y 2, mientras que  $h_{\min}$  y  $h_{\max}$  son la distancia mínima y la distancia máxima, respectivamente, con respecto al eje óptico de la zona de la porción correctora proporcionada para corregir el astigmatismo.

Cabe señalar que  $\delta_A(h, \theta)$  se expresa así según su descomposición en una serie de Fourier en el coseno. En la práctica, esta serie es convergente, de manera que N pueda aplicarse a números enteros desde cero a varias decenas.

En el caso en el que  $\beta_i(h)$  es de tipo

$$\frac{h^2}{2} \alpha_i$$

debe señalarse que si  $\alpha_i$  es una constante, el término

$$\frac{1}{h_{\max} - h_{\min}} \int_{h_{\min}}^{h_{\max}} \frac{2\beta_i(h)}{h^2} dh$$

Corresponde a  $\alpha_i$  mientras que si  $\alpha_i$  no es una constante el término indicado arriba corresponde al valor medio ponderado de  $\alpha_i$  en el rango de variación de h.

Dado que los componentes de la función  $\delta_A(h, \theta)$  para los índices  $i = 0$  e  $i = 2$  representan conjuntamente una corrección de tipo esféricilíndrico, el hecho de que la suma de los cuadrados de los coeficientes principales  $\alpha_i$  excepto para  $i = 0$  e  $i = 2$  sea diferente de 0 es característico del hecho de que la corrección proporcionada por la lente según la invención comprende un componente no axisimétrico obtenido por una corrección distinta de la tórica, es decir, atórica.

El valor de  $0,005 \text{ m}^{-2}$  para esta suma corresponde a un umbral mínimo, determinado experimentalmente, y se prefiere utilizar valores por encima de éste para obtener un efecto óptico significativo.

En una forma estructural preferida por su sencillez, cada una de las funciones  $\beta_i(h)$  satisface la ecuación:

$$\beta_i(h) = \frac{h^2}{2} \alpha_i$$

en cuya ecuación  $\alpha_i$ , para  $i \in N$ , es un coeficiente constante.

## ES 2 376 645 T3

Debe observarse que, si la corrección hubiera sido estrictamente esferocilíndrica, entonces

$$\alpha_0 = P_{VL} + \frac{C}{2}$$

$$\alpha_2 = -\frac{C}{2}$$

donde  $P_{VL}$  es la potencia de esfera.

En un primer ejemplo preferido de esta forma estructural, la trayectoria óptica  $\delta_A(h, \theta)$  satisface la ecuación:

$$\delta_A(h, \theta) = \frac{C+c}{2} h^2 \sin^2(\theta - \phi + \eta)$$

en cuya ecuación  $\eta$  es igual a  $\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , e igual a  $-\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $360^\circ$ ,  $c$  y  $\psi$  siendo constantes predeterminadas. Esto divide la lente en "sectores" de  $180^\circ$  que tienen ejes de corrección de astigmatismo diferentes.

Más específicamente, la porción correctora de la lente según la invención es dividida en dos sectores separados por el plano meridiano de referencia, el eje de corrección de uno de los sectores estando inclinado con respecto a una lente tórica convencional, por el ángulo  $\psi$ , en una primera dirección, mientras que el eje de corrección del otro sector está inclinado desde el ángulo  $-\psi$  en la otra dirección.

Así, por ejemplo, si se tiene un desplazamiento angular de la lente de  $5^\circ$  con respecto a su posición ideal, y el ángulo  $\psi$  es  $8^\circ$ , uno de los sectores queda separado en  $3^\circ$  del ideal y el otro sector en  $13^\circ$ .

Es posible, como se verá abajo, lograr el resultado de que la imagen general obtenida en la retina por estos dos sectores sea de mejor calidad, de acuerdo con el criterio MTFa, que aquella que se tendría con el mismo desplazamiento angular para una lente estrictamente tórica.

Debe observarse que los mejores resultados no se obtienen utilizando la potencia de cilindro  $C$  exacta sino con una potencia ligeramente diferente igual a  $C + c$ .

Se prefiere que, teniendo en cuenta los buenos resultados obtenidos, las constantes  $c$  y  $\psi$  tengan, dependiendo del valor de  $C$ , los valores dados por la tabla abajo, en  $\pm 0,125$  dioptría (D) para  $C + c$ , y en  $\pm 1^\circ$  para  $\psi$ :

C (D)	C + c (D)	$\psi$
3	3,00	6,3°
2,5	2,48	7,6°
2	2,04	9,1°
1,5	1,49	12,7°
1	1,00	19,1°

Estos valores son especialmente adecuados para un diámetro de pupila de 6 mm.

## ES 2 376 645 T3

Preferiblemente, por la misma razón, las constantes  $c$  y  $\psi$  tienen, dependiendo del valor de  $C$ , los valores dados en la tabla abajo, en  $\pm 0,125$  dioptría (D) para  $C + c$ , y en  $\pm 1^\circ$  para  $\psi$ :

5

C (D)	C + c (D)	$\psi$ (°)
3	2,99	4,7°
2,5	2,50	5,7°
2	1,98	7,2°
1,5	1,49	9,5°
1	0,99	14,4°

10

15

Estos valores son especialmente adecuados para un diámetro de pupila de 8 mm.

20

También se prefiere, por la misma razón y de acuerdo con una ley experimentalmente evidente, que la constante  $c$  sea igual a cero y la constante  $\psi$  tome el valor dado por la fórmula abajo, a  $\pm 1^\circ$ :

25

$$\psi = \frac{114}{C \cdot DP}$$

30

en cuya fórmula DP es el diámetro de la pupila, expresado en milímetros (mm),  $\psi$  expresándose en grados (°) y C en dioptrías (D).

35

En un segundo ejemplo preferido alternativo de esta forma estructural, la trayectoria óptica  $\delta_A(h, \theta)$  satisface la ecuación:

40

$$\delta_A(h, \theta) = \frac{C+c}{2} h^2 \sin^2(\theta - \phi + \eta)$$

45

en cuya ecuación  $\eta$  es igual a  $\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $90^\circ$ , y para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $270^\circ$ , e igual a  $-\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $90^\circ$  y  $180^\circ$ , y para  $\theta - \Phi$  entre  $270^\circ$  y  $360^\circ$ ,  $c$  y  $\psi$  siendo constantes predeterminadas.

50

Así, la porción correctora de la lente según la invención es dividida en cuatro sectores, separados por el plano meridiano de referencia y por el plano meridiano ortogonal al último plano, el eje de corrección de los sectores estando alternativamente inclinado, con respecto a una lente tórica convencional, por el ángulo  $\psi$  en una primera dirección y  $-\psi$  en la otra dirección.

55

Así, es posible obtener, en términos generales, en la retina, con estos cuatro sectores, una imagen de mejor calidad, de acuerdo con el criterio MTFa, que la que se obtendría para el mismo desplazamiento angular con una lente estrictamente tórica.

Como en el primer ejemplo preferido descrito arriba, los mejores resultados no se obtienen con una potencia de cilindro C muy precisa sino con una potencia ligeramente diferente igual a  $C + c$ .

60

También debe observarse que la lente de contacto según el presente ejemplo preferido ofrece, con respecto a la lente según el ejemplo preferido con dos sectores opuestos descrito arriba, la ventaja de ser menos sensible al descentrado.

Los errores de centrado de hecho se compensan mutuamente por los sectores opuestos.

65

## ES 2 376 645 T3

Preferiblemente, teniendo en cuenta los buenos resultados obtenidos, las constantes  $c$  y  $\psi$  tienen, dependiendo del valor de  $C$ , los valores dados en la tabla abajo, en  $\pm 0,125$  dioptría (D) para  $C + c$ , y en  $\pm 1^\circ$  para  $\psi$ :

5

C (D)	C + c (D)	$\psi$ (°)
3	2,98	5,0
2,5	2,47	6,1
2	2,00	7,4
1,5	1,47	10,5
1	0,95	16,7

10

15

Estos valores son especialmente adecuados para un diámetro de pupila de 6 mm.

Preferiblemente, por la misma razón, las constantes  $c$  y  $\psi$  tienen, dependiendo del valor de  $C$ , los valores dados en la tabla abajo, en  $\pm 0,125$  dioptría (D) para  $C + c$ , y en  $\pm 1^\circ$  para  $\psi$ :

20

C (D)	C + c (D)	$\psi$ (°)
3	3,00	3,6
2,5	2,48	4,5
2	1,98	5,7
1,5	1,49	7,5
1	0,97	12,0

25

30

Estos valores son especialmente adecuados para un diámetro de pupila de 8 mm.

35

También se prefiere, por la misma razón y de acuerdo a una ley observada experimentalmente, que la constante  $C$  sea igual a cero y la constante  $\psi$  tome el valor dado por la fórmula abajo a  $\pm 1^\circ$ :

$$\psi = \frac{90}{C \cdot DP}$$

40

en cuya fórmula  $DP$  es el diámetro de la pupila, expresado en milímetros (mm),  $\psi$  expresándose en grados (°) y  $C$  en dioptrías (D).

45

En una segunda forma de realización preferida, el término  $\delta_A(h, \theta)$  satisface la ecuación:

50

$$\delta_A(h, 0) = \sum_{i \in E} \beta_i(h) \cos[i(0 - \phi)]$$

en cuya ecuación:

55

- $E$  es un conjunto finito que comprende los números enteros empezando desde 0; y
- $\beta_i(h)$  es un conjunto de funciones que satisfacen la siguiente condición:

60

$$\sum_{i \in E'} \left[ \left( \frac{1}{h_{\max} - h_{\min}} \int_{h_{\min}}^{h_{\max}} \frac{2\beta_i(h)}{h^2} dh \right)^2 \right] \geq 0,005 m^{-2}$$

65

en cuya ecuación  $E'$  es igual a  $E$  excluyendo 0 y 2, mientras que  $h_{\min}$  y  $h_{\max}$  son la distancia mínima y la distancia máxima, respectivamente, con respecto al eje óptico de la zona de la zona [sic] de la porción correctora proporcionada para corregir el astigmatismo.



## ES 2 376 645 T3

En una primera forma estructural preferida de esta segunda forma de realización por su sencillez, cada una de las funciones  $\beta_i(h)$  satisface la ecuación:

$$\beta_i(h) = \frac{h^2}{2} \alpha_i$$

en cuya ecuación cada  $\alpha_i$ , para  $i \in E$ , es un coeficiente constante.

Esta forma estructural preferida corresponde en particular a uno de los ejemplos con dos o cuatro sectores, descrito arriba, con filtración de paso bajo para la trayectoria óptica, que consiste en mantener sólo los primeros coeficientes  $\alpha_i$ , por ejemplo, sólo hasta  $i = 10$ , o sólo hasta  $i = 3$ , y con una optimización de estos coeficientes.

Así se evita la existencia, en la lente, de una cresta entre los sectores cuyo eje de corrección está inclinado de forma distinta, lo que facilita la fabricación de la lente y previene la molestia que dicha cresta podría producir al usuario.

Preferiblemente, a causa de los buenos resultados obtenidos basados en una lente según el primer ejemplo preferido descrito arriba, con dos sectores opuestos, el conjunto E comprende los números enteros desde 0 hasta 10, y los coeficientes  $\alpha_i$  tienen, en función de C, aquellos valores que satisfacen la inecuación:

$$\sqrt{\sum_{i \in E} (\alpha_i - \alpha'_i)^2} \leq 0,05 \text{ m}^{-1}$$

los coeficientes  $\alpha'_i$  teniendo los valores que se dan en la tabla abajo:

C (D)	$\alpha'_0$	$\alpha'_1$	$\alpha'_2$	$\alpha'_3$	$\alpha'_4$	$\alpha'_5$	$\alpha'_6$	$\alpha'_7$	$\alpha'_8$	$\alpha'_9$	$\alpha'_{10}$
3	1,521	-0,289	-1,450	0,168	0	0,040	0	0,019	0	0,011	0
2,5	1,277	-0,284	-1,200	0,168	0	0,041	0	0,019	0	0,011	0
2	1,034	-0,299	-0,942	0,165	0	0,048	0	0,022	0	0,010	0
1,5	0,775	-0,273	-0,661	0,163	0	0,040	0	0,018	0	0,011	0
1	0,522	-0,261	-0,383	0,157	0	0,038	0	0,018	0	0,010	0

Estos valores son especialmente adecuados para un diámetro de pupila de 6 mm.

Preferiblemente, por la misma razón, aún basados en una lente según el primer ejemplo preferido descrito arriba, con dos sectores opuestos, el conjunto E comprende los números enteros desde 0 hasta 10, y los coeficientes  $\alpha'_i$  tienen, en función de C, aquellos valores que satisfacen la inecuación:

$$\sqrt{\sum_{i \in E} (\alpha_i - \alpha'_i)^2} \leq 0,05 \text{ m}^{-1}$$

los coeficientes  $\alpha'_i$  teniendo los valores que se dan en la tabla abajo:

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$
3	1,502	-0,216	-1,465	0,127	0	0,031	0	0,014	0	0,008
2,5	1,261	-0,218	-1,215	0,126	0	0,030	0	0,014	0	0,008
2	1,015	-0,214	-0,964	0,127	0	0,031	0	0,014	0	0,008
1,5	0,766	-0,212	-0,695	0,124	0	0,030	0	0,014	0	0,008
1	0,516	-0,203	-0,425	0,121	0	0,030	0	0,014	0	0,008

## ES 2 376 645 T3

Estos valores son especialmente adecuados para un diámetro de pupila de 8 mm.

También se prefiere, basados en una lente según el segundo ejemplo preferido descrito arriba, con cuatro sectores, que el conjunto E comprenda los números enteros desde 0 hasta 10, y los coeficientes  $\alpha_i$  tengan, en función de C, aquellos valores que satisfacen la inecuación:

$$\sqrt{\sum_{i \in E} (\alpha_i - \alpha_i')^2} \leq 0,05 \text{ m}^{-1}$$

los coeficientes  $\alpha_i'$  teniendo los valores que se dan en la tabla abajo:

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
3	1.331	0	-1.472	0	0.114	0	0	0	0.023	0	0
2,5	1.071	0	-1.206	0	0.107	0	0	0	0.024	0	0
2	1.830	0	-0.940	0	0.112	6	0	0	0.023	0	0
1,5	0.575	0	-0.667	0	0.108	0	0	0	0.024	0	0
1	0.332	0	-0.384	0	0.105	0	0	0	0.025	0	0

Estos valores son especialmente muy adecuados para un diámetro de pupila de 6 mm.

Preferiblemente, por la misma razón, aún basados en una lente según el segundo ejemplo preferido descrito arriba, con cuatro sectores, el conjunto E comprende los números enteros desde 0 hasta 10, y los coeficientes  $\alpha_i$  tienen, en función de C, aquellos valores que satisfacen la inecuación:

$$\sqrt{\sum_{i \in E} (\alpha_i - \alpha_i')^2} \leq 0,05 \text{ m}^{-1}$$

los coeficientes  $\alpha_i'$  teniendo los valores que se dan en la tabla abajo:

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
3	1,365	0	-1,471	0	0,081	0	0	0	0,016	0	0
2,5	1,125	0	-1,231	0	0,085	0	0	0	0,017	0	0
2	1,846	0	-0,951	0	0,068	0	0	0	0,017	0	0
1,5	0,593	0	-0,693	0	0,062	0	0	0	0,017	0	0
1	0,358	0	-0,424	0	0,076	0	0	0	0,017	0	0

Estos valores son especialmente muy adecuados para un diámetro de pupila de 8 mm.

En una segunda forma estructural de la segunda forma de realización, cada una de las funciones  $\beta_i(h)$  satisface la ecuación:

$$\beta_i(h) = \frac{h^2}{2} \alpha_{i,j}$$

En cuya ecuación j es un número entero que varía en función de h, por fases, y cada  $\alpha_{i,j}$ , independientemente de lo que sean i y j, es un coeficiente constante predeterminado.

Naturalmente, cada fase corresponde a una zona anular de la porción correctora de la lente.

## ES 2 376 645 T3

Esta forma estructural se adapta bien al hecho de que el diámetro de la pupila varía dependiendo de cada individuo y de las condiciones de visión (principalmente luminosidad y proximidad).

5 En una tercera forma estructural de la segunda forma de realización, cada una de las funciones  $\beta_i(h)$  satisface la ecuación:

$$10 \quad \beta_i(h) = \frac{h^2}{2} \sum_{j=0}^M \alpha_{ij} h^j$$

en cuya ecuación M es un número entero predeterminado y cada  $\alpha_{ij}$ , independientemente de lo que sean i y j, es un coeficiente constante predeterminado.

15 Esta forma estructural es similar a la anterior excepto en que, en lugar de tener las funciones  $\beta_i(h)$  que varían en función de h en etapas, éstas varían progresiva y suavemente.

20 La invención también se refiere a, según un segundo aspecto, un método para la preparación de una lente de contacto o intraocular como se ha descrito arriba, caracterizado por el hecho de que comprende:

- 25 a) un paso de determinación de la trayectoria óptica que debe ser introducida por la porción correctora de esta lente;
- b) un paso de selección de la forma de la superficie posterior de dicha porción correctora, a partir de una serie de formas predeterminadas, para conseguir la comodidad óptima para el usuario de la lente;
- 30 c) un paso de determinación de la forma de la superficie anterior de dicha porción correctora, a partir de dicha forma seleccionada para la superficie posterior en el paso b) y de dicha trayectoria óptica determinada en el paso a); y
- d) un paso de fabricación de dicha lente con la porción correctora presentando la superficie anterior y la superficie posterior que se determinaron de esa manera.

35 Este método para la preparación de la lente es especialmente muy adecuado para la fabricación por mecanizado directo: la superficie posterior de la lente puede tener una forma relativamente sencilla, y toda la complejidad puede ser transferida a la cara anterior, en particular para que la porción correctora introduzca la trayectoria óptica necesaria, y, en el caso de una lente de contacto, para equipar a este lente con medios de estabilización angular.

40 La invención también se refiere a, también según su segundo aspecto, un método alternativo para la preparación de una lente de contacto o intraocular como se ha presentado arriba, caracterizado por el hecho de que comprende:

- 45 a) un paso de determinación de la trayectoria óptica que debe ser introducida por la porción correctora de esta lente;
- b) un paso de selección de la forma de la superficie anterior de dicha porción correctora a partir de una serie de formas predeterminadas, cada una de ellas siendo axisimétrica;
- 50 c) un paso de determinación de la forma de la superficie posterior de dicha porción correctora a partir de dicha forma seleccionada para la superficie anterior en el paso b) y de dicha trayectoria óptica determinada en el paso a);
- 55 d) un paso de fabricación de dicha lente con dicha porción correctora presentando dicha superficie posterior y la superficie anterior que se determinaron de esa manera.

Este método de preparación es especialmente muy adecuado para hacer lentes por moldeo.

60 De hecho, como los medios de mantenimiento angular, esto es, en el caso de una lente de contacto, los medios de estabilización angular, se sitúan generalmente en la superficie anterior de la lente, se tiene, en esta forma de realización, una situación en la que los medios de mantenimiento angular y la superficie que proporciona la corrección del astigmatismo se sitúan en la cara anterior y en la cara posterior, respectivamente.

65 Esto permite, para el mismo valor de cilindro y el mismo valor de esfera, la realización de todos los ejes utilizando los mismos moldes de dos mitades, donde los valores diferentes de los ejes de astigmatismo se obtienen girando una mitad del molde con respecto al otro.

**Descripción breve de los dibujos**

La descripción de la invención continúa con la descripción de los ejemplos de las formas de realización preferidas, proporcionados a título ilustrativo y de una manera no limitadora, con respecto a los dibujos en el apéndice.

- La figura 1 es una sección transversal de una lente de contacto según la invención por su plano meridiano vertical;

- La figura 2 es una vista superior de esta lente;

- La figura 3 es una vista superior parcial de esta lente que muestra su centro, con ampliación con respecto a la figura 2;

- La figura 4 es una vista superior de la porción correctora de la lente en un primer ejemplo de una forma de realización donde esta porción está dividida en dos sectores en los que el eje de corrección, de tipo tórico, está, con respecto al eje necesario  $\Phi$ , respectivamente inclinado en más o menos el ángulo  $\psi$ ;

- La figura 5 es un gráfico que muestra cómo el eje de la corrección de tipo tórico varía, donde el ángulo  $\theta - \Phi$ , que está expresado en grados ( $^{\circ}$ ), se representa en la abscisa, mientras que el eje de corrección de tipo tórico se representa en la ordenada;

- La figura 6 es un gráfico que muestra cómo la trayectoria óptica introducida por una porción correctora convencional de tipo tórico (curva de línea continua) varía, y cómo la trayectoria óptica introducida por la porción correctora mostrada en la figura 4 (curva de línea discontinua) varía, donde el ángulo  $\theta - \Phi$ , que está expresado en grados ( $^{\circ}$ ), se representa en la abscisa, y la trayectoria óptica, hasta el  $h^2/2$  más cercano, se representa en la ordenada, en el caso en el que el valor de cilindro necesario para la corrección es de 2 dioptrías;

- La figura 7 es un gráfico similar al de la figura 6 que muestra la trayectoria óptica obtenida realizando una filtración de paso bajo y una optimización de la trayectoria óptica mostrada en líneas continuas en la figura 6;

- La figura 8 es un gráfico que ilustra la tolerancia angular de una lente tórica convencional cuyo valor de cilindro es de 2 dioptrías con un diámetro de pupila de 6 mm, donde el desplazamiento angular con respecto a la posición necesaria, que está expresado en grados ( $^{\circ}$ ), se representa en la abscisa, mientras que el valor de MTFa, calculado para la diferencia entre la trayectoria óptica introducida por esta lente tórica convencional cuando está angularmente desplazada, se representa en la ordenada, y en la trayectoria óptica introducida por la misma lente cuando su posición angular es correcta (se obtendría una curva diferente con valores diferentes de diámetro de cilindro o pupila en general, la tolerancia de desajuste angular de una lente convencional disminuye al aumentar el cilindro y el tamaño de la pupila);

- La figura 9 es un gráfico similar al de la figura 8, con la excepción de que representa el valor de MTFa calculado para la diferencia entre la trayectoria óptica introducida por la lente cuya trayectoria óptica está ilustrada en la figura 7 y la trayectoria óptica introducida por dicha lente tórica convencional (valor de cilindro de 2 dioptrías), cuando su posición angular es correcta;

- Las figuras 10-13 son similares a las figuras 4-7, respectivamente, pero para un segundo ejemplo de forma de realización de la invención en la que la porción correctora está dividida en cuatro sectores, cuyo eje se inclina alternativamente en más o menos el ángulo  $\psi$ ; y

- La figura 14 es un gráfico similar al de las figuras 7 y 13 pero mostrando el componente atórico de la trayectoria óptica ilustrado por la curva 15 y por la curva 28, respectivamente.

La lente de contacto 1 ilustrada en los dibujos está, en la manera clásica, centrada alrededor de un eje óptico 2, y presenta una cara anterior convexa 3 y una cara posterior cóncava 4.

La última cara es esférica, mientras que la cara anterior 3 presenta una forma que permite, en combinación con una cara posterior 4, la adquisición de la corrección de la visión necesaria para el usuario, y también la adquisición de estabilización, ambas con centrado y rotación, de esta lente con respecto al ojo, gracias al efecto dinámico regularmente causado al parpadear.

Más específicamente, se obtiene la corrección de la visión por la porción 5 situada entre el eje óptico 2 y el círculo situado a 4 mm de este eje, mostrado en líneas discontinuas en las figuras 2 y 3, mientras que los medios de estabilización consisten, en una manera bien conocida, en un afinado o aligerado progresivo hacia el borde de la porción superior 6 y la porción inferior 7, respectivamente, de la lente, por la dirección vertical (eje de parpadeo), donde las porciones 6 y 7 cooperan con el párpado superior y el párpado inferior, respectivamente, para lograr el efecto de que el eje 2 coincida con el eje óptico del ojo del usuario y para lograr que el plano meridiano de referencia 8 de la lente 1 coincida con el plano meridiano horizontal del ojo del usuario.

## ES 2 376 645 T3

La lente ilustrada está diseñada para realizar una corrección de un astigmatismo con el eje  $\Phi$ , que es una corrección orientada a lo largo de un plano 9 (figura 3) que presenta una separación angular  $f$  con respecto al plano meridiano de referencia 8.

5 Supongamos que A es cualquier punto en la superficie anterior 3 de la lente. Su posición es definida por las coordenadas  $h$  y  $\theta$ , donde  $h$  es la distancia que separa el punto A del eje óptico 2 de la lente, y  $\theta$  es la diferencia angular entre el plano meridiano que contiene el punto A y el plano de referencia 8.

10 En el ejemplo de la forma de realización mostrada en las Figuras 4-6, la porción correctora 5 no está completamente orientada a lo largo del plano 9, más bien está dividida por este mismo plano en dos sectores 10 y 11, proporcionando una corrección del astigmatismo cuyo eje está inclinado en una dirección y luego en la otra por el ángulo  $\psi$  con respecto al eje  $\Phi$ .

15 Más específicamente, en el sector 10 correspondiente al conjunto de puntos A para el que el ángulo  $\theta - \Phi$  está entre  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , la corrección del astigmatismo está orientada a lo largo del eje  $\theta - \psi$ , mientras que para el sector 11, que corresponde al conjunto de puntos A para el que el ángulo  $\theta - \Phi$  está entre  $180^\circ$  y  $360^\circ$ , la corrección del astigmatismo está inclinada a lo largo del eje  $\Phi + \psi$  como muestra la curva 12 de la figura 5.

20 Como se sabe, la trayectoria óptica introducida por una lente convencional para corregir el astigmatismo satisface, según la aproximación parabólica, la ecuación:

$$25 \quad \delta_{\text{tórico}}(h, \theta) = \frac{C}{2} h^2 \sin^2(\theta - \phi)$$

30 en cuya ecuación C es el valor de cilindro necesario para la corrección del astigmatismo.

35 En el caso de una lente que tenga la porción correctora ilustrada en la figura 4, el ángulo  $\Phi$  es remplazado por el ángulo  $\Phi - \psi$  en el sector 10 y por el ángulo  $\Phi + \psi$  en el sector 11. Para obtener los mejores resultados posibles, para los sectores 10 y 11, no se aplican directamente las potencias de cilindro C sino una potencia que se aproxima a C del valor  $C + c$ , siendo c una constante.

40 Así, la trayectoria óptica introducida por la porción correctora 5 ilustrada en la figura 4 satisface la ecuación siguiente:

$$45 \quad \delta_A(h, \theta) = \frac{C + c}{2} h^2 \sin^2(\theta - \phi + \eta)$$

en cuya ecuación  $\eta$  es igual a  $\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $180^\circ$  e igual a  $-\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $360^\circ$ , siendo  $\psi$  una constante.

50 La curva 13 de la figura 6, dibujada en líneas continuas, muestra cómo la función  $2 \delta_{\text{tórico}}/h^2$  varía en función de  $\theta - \Phi$  en el caso en el que el valor de cilindro es de 2 dioptrías, esto es, en la práctica, ilustra la función  $2\sin^2(\theta - \Phi)$  que es, además, igual a la función  $1 - \cos[2(\theta - \Phi)]$ .

55 La curva 14, dibujada en líneas discontinuas, muestra la función  $2\delta_A(h, \theta)/h^2$ , que es:

- para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $180^\circ$  (sector 10):  $(C + c)\sin^2[\theta - (\Phi - \psi)]$ ; y
- para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $360^\circ$  (sector 11):  $(C + c)\sin^2[\theta - (\Phi + \psi)]$ ; siendo c cero o inapreciable.

60 La curva 14 corresponde así, para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $180^\circ$  (sector 10), a la curva 13 desplazada a la derecha por el valor  $\psi$ , mientras que para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $360^\circ$  (sector 11), la curva 14 corresponde a la curva 13 desplazada a la izquierda por  $\psi$ .

65 Como se ha indicado, en este ejemplo, la potencia cilíndrica óptica es de 2 dioptrías. Los valores de c y  $\psi$ , determinados por optimización, como se explica abajo, para un diámetro de pupila de 6 mm, son de 0,04 dioptrías y  $9,1^\circ$ , respectivamente.

## ES 2 376 645 T3

Debe observarse que es posible expresar la trayectoria óptica introducida por la porción correctora 5 ilustrada en la figura 4 en forma de un desarrollo de la serie de Fourier:

$$\delta_A(h, \theta) = \frac{h^2}{2} \sum_{i \in \mathbb{N}} \alpha_i \cos i[(\theta - \phi)]$$

en cuya ecuación:

- N es el conjunto de números enteros; y
- cada  $i$ , para  $i \in \mathbb{N}$ , es un coeficiente constante.

Para facilitar la fabricación práctica de una lente que comprenda sectores como 10 y 11, y para evitar en particular la existencia posible de una cresta entre los sectores, evitando así la molestia que esta cresta podría causar al usuario, es posible mantener sólo los primeros armónicos, por ejemplo, hasta  $i = 3$  o  $i = 10$ , que corresponden a una filtración de paso bajo, y posiblemente, efectuar una optimización de los coeficientes restantes  $\alpha_i$  para obtener los mejores resultados, de la manera que se explicará abajo.

Procediendo de este modo, para  $i$  hasta 10, se obtienen, por ejemplo, los coeficientes siguientes, todavía para la corrección de un ojo que requiere una potencia cilíndrica óptica de 2 dioptrías, con un diámetro de pupila de 6 mm:

$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
1,034	-0,299	-0,942	0,165	0,000	0,048	0,000	0,022	0,000	0,010	0,000

La Figura 8 es un gráfico que ilustra, mediante la curva 16, el valor calculado de MTFa con un diámetro de pupila de 6 mm, para una diferencia de la trayectoria óptica:

$$\delta_{\text{tórico}}(h, \theta - x) - \delta_{\text{tórico}}(h, \theta)$$

donde  $\delta_{\text{tórico}}(h, \theta)$  es la trayectoria óptica introducida por una lente tórica convencional cuyo valor de cilindro es de 2 dioptrías, mientras que  $x$  es el desplazamiento angular de la lente con respecto a su posición ideal, y donde este desplazamiento se representa en la abscisa y MTFa en la ordenada. Debe observarse que se obtendría una curva diferente con valores diferentes de cilindro o de diámetro de pupila; en general, la tolerancia de desajuste angular de una lente convencional disminuye al aumentar el cilindro y el tamaño de la pupila. En la presente solicitud, una "clase" de lente se refiere generalmente a lentes que tienen el mismo cilindro y diámetro de pupila.

Así, la curva 16 representa, para cada valor de  $x$ , la MTFa de un sistema óptico formado por un ojo con visión normal que tiene un diámetro de pupila de 6 mm y una lente imaginaria que corresponde a la perturbación introducida por el desplazamiento angular de dicha lente.

Se puede observar que, en ausencia de perturbación (desplazamiento de  $0^\circ$ ), el valor de MTFa es de aproximadamente 9,3, y que, comenzando con este valor, MTFa disminuye regularmente según aumenta el desplazamiento angular.

Si se calcula MTFa para el sistema compuesto por el mismo ojo y por una lente que presente una potencia óptica esférica de más o menos 0,25 dioptrías, se obtiene un valor de MTFa de aproximadamente 3,75.

Sin embargo, se toma en consideración que el umbral de percepción para el usuario de una lente de una degradación del comportamiento óptico corresponde generalmente a un desplazamiento de 0,25 dioptría de la potencia esférica óptica.

El valor de MTFa de 3,75 corresponde así, en el presente ejemplo, al umbral por debajo del cual el usuario de la lente comienza a percibir una degradación.

La línea horizontal 17, trazada en líneas discontinuas en la figura 8, ilustra este umbral de percepción.

Se ve que la intersección de las curvas 16 y 17 se sitúa aproximadamente para un desplazamiento angular de  $7^\circ$ .

## ES 2 376 645 T3

Esto significa que un usuario que lleve una lente convencional para la corrección del astigmatismo, bajo las condiciones del presente ejemplo (diámetro de pupila de 6 mm y valor de cilindro de 2 dioptrías), empieza a percibir una degradación del comportamiento de la lente si se desplaza angularmente en más o menos 7° con respecto a la orientación ideal.

5

La figura 9, de forma similar a la figura 8, ilustra la MTFa calculada bajo las mismas condiciones (es decir, con una lente de la misma clase), pero donde  $\delta_{\text{tórico}}(h, \theta - x)$  es sustituido por  $\delta_A(h, \theta - x)$ , con  $\delta_A(h, \theta - x)$ , que es la trayectoria óptica mostrada en la figura 7: la curva 18, dibujada en líneas continuas, ilustra esta MTFa, y la línea 19 dibujada en líneas discontinuas, el mismo umbral que en la figura 8.

10

La curva 18 representa, para cada valor de  $x$ , la MTFa de un sistema óptico formado por un ojo con visión normal y un diámetro de pupila de 6 mm y de una lente imaginaria que corresponde a la perturbación introducida en uno y el mismo tiempo desde el hecho de la sustitución de la lente convencional por la lente que tiene la trayectoria óptica mostrada en la figura 7 y desde el hecho del desplazamiento angular de esta última lente.

15

Se observa que, en ausencia de desplazamiento ( $x = 0$ ), MTFa toma el valor exacto del umbral ilustrado por la línea 19, y este hasta un desplazamiento de aproximadamente más o menos 2°, por encima del cual el valor de MTFa aumenta hasta alcanzar un máximo para un valor de desplazamiento ligeramente mayor de 9°, correspondiendo esencialmente al ángulo  $\psi$ , el valor de MTFa disminuye entonces regularmente y corta la línea 19 para un desplazamiento de aproximadamente 13°.

20

Mientras que la lente convencional, cuya trayectoria óptica está representada por la curva 13, presenta una tolerancia angular  $\Delta\Phi$  de 14°, siendo el rango de variación  $[-7^\circ, 7^\circ]$ , la lente según la invención, cuya trayectoria óptica está ilustrada por la curva 15, presenta una tolerancia angular de 26°, que es un rango de variación de  $[-13^\circ, 13^\circ]$ , o una ganancia en la amplitud del rango de variaciones de 90%.

25

Como se ha indicado arriba, dichos coeficientes  $\alpha_i$ , para  $i$  hasta 10, presentando este resultado, fueron determinados por optimización. Esto consistió en procurar obtener un máximo para  $\Delta\Phi'$ .

30

Más específicamente, comenzando con algunos coeficientes  $\alpha_i$ , para  $i$  hasta 10, determinados anteriormente como se explica abajo, se utilizó un método clásico de optimización, como el simplex, consistente en variar primero individualmente cada coeficiente en una cierta cantidad para determinar la derivada parcial de la función general en el punto de partida para cada uno de los coeficientes, y así la dirección de variación de la capa, entonces se puede variar alternativamente los coeficientes hasta que se obtenga un máximo para  $\Delta\Phi'$ .

35

Los coeficientes  $\alpha_i$ , para  $i$  hasta 10, se determinaron simplemente por una descomposición de la serie de Fourier de la trayectoria óptica correspondiente a la curva 14.

40

Esta última curva tuvo que ser optimizada anteriormente buscando, de una manera similar, los mejores valores de comportamiento para  $c$  y para  $\psi$ .

Más generalmente, para corregir un astigmatismo con un valor de cilindro de  $C$ , se puede determinar la tolerancia angular  $\Delta\Phi$  de una lente tórica convencional, introduciendo la trayectoria óptica  $\delta_{\text{tórico}}(h, \theta)$ , y la tolerancia angular  $\delta\Phi'$  de una lente según la invención, introduciendo la trayectoria óptica  $\delta_A(h, \theta)$  de la manera siguiente:

45

- $\Delta\Phi$  es la amplitud del rango de variación  $[-\frac{1}{2}\Delta\Phi, \frac{1}{2}\Delta\Phi]$  de una variable  $x$ , cuya amplitud es tal que, para cualquier valor de  $x$  en este intervalo se verifica la siguiente condición:

50

$$MTFa \left[ \delta_{\text{tórico}}(h, \theta - x) - \delta_{\text{tórico}}(h, \theta) \right] \geq MTFa \left[ 0,25 \frac{h^2}{2} \right]$$

55

- $\Delta\Phi'$  es la amplitud del rango de variación  $[-\frac{1}{2}\Delta\Phi', \frac{1}{2}\Delta\Phi']$  de una variable  $x$ , donde la amplitud es tal que, para cualquier valor de  $x$  tomado en este intervalo se verifica la siguiente condición:

60

$$MTFa \left[ \delta_A(h, \theta - x) - \delta_{\text{tórico}}(h, \theta) \right] \geq MTFa \left[ 0,25 \frac{h^2}{2} \right]$$

65

## ES 2 376 645 T3

Procediendo con una optimización de  $\Delta\Phi'$  cuando la porción correctora 5 de la lente está dispuesta como se muestra en la Figura 4, se obtiene, dependiendo del valor de cilindro, los resultados siguientes para un diámetro de pupila de 6 mm:

(D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$	C + c (D)	$\psi(^{\circ})$
3	9,4	17,7	3,00	6,3
2,5	11,3	21,2	2,48	7,6
2	14,0	26,0	2,04	9,1
1,5	18,8	35,6	1,49	12,7
1	28,2	54,0	1,00	19,1

Asimismo, para un diámetro de pupila de 8 mm, se obtiene los valores siguientes:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$	C + c (D)	$\psi(^{\circ})$
3	7,2	13,4	2,99	4,7
2,5	8,5	16,2	2,50	5,7
2	10,6	20,2	1,98	7,2
1,5	14,0	27,0	1,49	9,5
1	21,1	40,7	0,99	14,4

Se puede observar que, en todos los casos, se obtiene un aumento muy coherente en la tolerancia angular.

Se observa, en general:

- por una parte, que c toma valores relativamente bajos y en todos los casos proporcionalmente muy pequeños en comparación con C; y
- que el producto del diámetro de la pupila, expresado en milímetros, de C, expresado en dioptrías, y de  $\psi$ , expresado en grados, se queda muy cercano a 114.

Así, en la práctica, se puede tomar directamente C como valor de cilindro para cada uno de los sectores 10 y 11 (esto es, se puede considerar que C es cero) y escoger el ángulo  $\psi$  que satisface la ecuación siguiente:

$$\psi = \frac{114}{C \cdot DP}$$

El ángulo  $\psi$  se expresa en grados, el valor de cilindro C en dioptrías, y el diámetro de pupila DP en milímetros.

En el caso de lentes que tienen una porción correctora del mismo tipo que la porción 5 ilustrada en la figura 4, con la excepción de que se ha aplicado la filtración de paso bajo así como una optimización de manera que la trayectoria óptica varíe de forma similar a la curva 15, habiéndose mantenido los coeficientes  $\alpha_i$  para i hasta 10, se obtiene los números siguientes para un diámetro de pupila de 6 mm:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$
3	9,4	17,5
2,5	11,3	21,0
2	14,0	16,6
1,5	18,8	35,5
1	28,2	54,2



## ES 2 376 645 T3

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
3	1,521	-0,289	-1,450	0,168	0	0,040	0	0,019	0	0,011	0
2,5	1,277	-0,284	-1,200	0,168	0	0,041	0	0,019	0	0,011	0
2	1,034	-0,299	-0,942	0,165	0	0,048	0	0,022	0	0,010	0
1,5	0,775	-0,273	-0,661	0,163	0	0,040	0	0,018	0	0,011	0
1	0,522	-0,261	-0,383	0,157	0	0,038	0	0,018	0	0,010	0

Asimismo, para un diámetro de pupila de 8 mm, se obtiene los números siguientes:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$
3	7,2	13,3
2,5	8,5	16
2	10,6	20,1
1,5	14,0	26,9
1	21,1	40,8

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
3	1.502	-0.216	-1.465	0.127	0	0.031	0	0.014	0	0.008	0
2,5	1.261	-0.218	-1.215	0.126	0	0.030	0	0.014	0	0.008	0
2	1.015	-0.214	-0.964	0.127	0	0.031	0	0.014	0	0.008	0
1,5	0.766	-0.212	-0.695	0.124	0	0.030	0	0.014	0	0.008	0
1	0.516	-0.203	-0.425	0.121	0	0.030	0	0.014	0	0.008	0

Se observa que una ganancia entre  $\Delta\Phi'$  y  $\Delta\Phi$  varía entre 86 y 92%.

Además, con respecto a los coeficientes  $\alpha_i$ , se observa que la suma de sus cuadrados, si se excluye  $\alpha_0$  y  $\alpha_2$ , varía entre 0,095 y 0,119. Esto demuestra que la potencia óptica introducida no es estrictamente esferocilíndrica, porque si ese hubiera sido el caso, la suma en cuestión habría sido cero.

Se recuerda, a este respecto, que si la corrección proporcionada hubiera sido estrictamente esferocilíndrica, todos los coeficientes distintos de  $\alpha_0$  y  $\alpha_2$  habrían sido cero; el coeficiente  $\alpha_0$  siendo igual a  $C/2$  y el coeficiente  $\alpha_2$  siendo igual a  $-C/2$ .

En el ejemplo de la forma de realización mostrada en las figuras 10-12, la porción correctora 5 no está dividida en dos sectores por el plano 9 y por el plano 20 ortogonal al plano 9, proporcionando los sectores 21-24 delimitados de esta manera una corrección del astigmatismo cuyo eje está inclinado alternativamente en una dirección y en la otra dirección por el ángulo  $\psi$  con respecto al eje  $\Phi$ . Más específicamente, en los sectores opuestos 21 y 23 correspondientes al conjunto de los puntos A para el que el ángulo  $\theta - \Phi$  está entre  $0^{\circ}$  y  $90^{\circ}$  y entre  $180^{\circ}$  y  $270^{\circ}$ , la corrección del astigmatismo se orienta a lo largo del eje mientras que para los sectores opuestos 22 y 24, que corresponden al conjunto de los puntos A para el que el ángulo  $\theta - \Phi$  está entre  $90^{\circ}$  y  $180^{\circ}$  y entre  $270^{\circ}$  y  $360^{\circ}$ , la corrección del astigmatismo se orienta a lo largo del eje  $\Phi + \psi$  como muestra la curva 25 de la figura 11.

Tomando otra vez las mismas anotaciones que para la lente cuya porción correctora 5 está ilustrada en la figura 4, la trayectoria óptica introducida por la porción correctora 5 ilustrada en la Figura 10 satisface la ecuación siguiente:

$$\delta_A(h,0) = \frac{C+c}{2} h^2 \sin^2(\theta - \phi + \eta)$$

en cuya ecuación  $\eta$  es igual a  $\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $0^{\circ}$  y  $90^{\circ}$ , y para  $\theta - \Phi$  entre  $180^{\circ}$  y  $270^{\circ}$ , e igual a  $-\psi$  para  $\theta - \Phi$  entre  $90^{\circ}$  y  $180^{\circ}$ , y para  $\theta - \Phi$  entre  $270^{\circ}$  y  $360^{\circ}$ ,  $c$  y  $\psi$  siendo constantes.

## ES 2 376 645 T3

La curva 26 de la Figura 12, dibujada en líneas continuas, es exactamente idéntica a la curva 13 de la Figura 6, es decir, muestra cómo la función

$$2\delta_{\text{tórico}}/h^2$$

varía en función de  $\theta - \Phi$

en el caso en el que el valor de cilindro es de 2 dioptrías.

La curva 27, que está dibujada en líneas continuas, muestra la función

$$2\delta_{\lambda}(h,\theta)/h^2$$

esto es:

- para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $90^\circ$  (sector 21) y para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $270^\circ$  (sector 23):  $(C + c)\sin^2[\theta - (\Phi - \psi)]$ ;
- para  $\theta - \Phi$  entre  $90^\circ$  y  $180^\circ$  (sector 22) y para  $\theta - \Phi$  entre  $270^\circ$  y  $360^\circ$  (sector 24):  $(C + c)\sin^2[\theta - (\Phi + \psi)]$ ,

siendo  $c$  cero o inapreciable.

Así, la curva 27 corresponde, para  $\theta - \Phi$  entre  $0^\circ$  y  $90^\circ$  (sector 21) y para  $\theta - \Phi$  entre  $180^\circ$  y  $270^\circ$  (sector 23), a la curva 26 desplazada por el valor  $\psi$  a la derecha, mientras que para los otros valores de  $\theta - \Phi$  (sectores 22 y 24), la curva 27 corresponde a la curva 13 desplazada por  $\psi$  a la izquierda.

Más específicamente, en el ejemplo ilustrado, la potencia óptica cilíndrica  $C$  es de 2 dioptrías, mientras que los valores de  $c$  y de  $\psi$  determinados por optimización como se ha explicado arriba para un diámetro de pupila de 6 mm, son de 0,00 dioptría y 7,4 grados, respectivamente.

La trayectoria óptica ilustrada por la curva 28 de la figura 13 había sido obtenida procediendo, con respecto a la trayectoria óptica representada por la curva 27, de la misma manera que la trayectoria óptica ilustrada por la curva 15 había sido obtenida a partir de la trayectoria óptica ilustrada por la curva 14, el coeficiente  $\alpha_i$  siendo el siguiente:

$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
0,830	0	-0,940	0	0,112	0	0	0	0,023	0	0

En general, se puede ver que la curva 28 es completamente similar a la curva 27, excepto, por una parte, por el hecho de que no presenta, en la condición en la que  $\theta - \Phi$  es igual a  $0^\circ$  y  $\theta - \Phi$  es igual a  $180^\circ$ , una forma de W sino una forma de simple U, correspondiendo a la de una W suavizada y, por otro lado, el máximo alcanzado para  $\theta - \Phi$  igual a  $90^\circ$  y para  $\theta - \Phi$  igual a  $270^\circ$ , respectivamente, es menos importante que el máximo de la curva 27.

Se observa que las curvas 14 y 15 tienen una periodicidad de  $2\pi$  mientras que las curvas 27 y 28 tienen una periodicidad de  $\pi$ .

Procediendo a las optimizaciones como se ha indicado arriba, se obtiene, para la lente cuya porción correctora 5 corresponde a aquella ilustrada en la figura 10, los valores siguientes, para un diámetro de pupila de 6 mm:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$	C + c	$\psi(^{\circ})$
3	9,4	13,9	2,98	5,0
2,5	11,3	16,7	2,47	6,1
2	14,0	21,0	2,00	7,4
1,5	18,8	28,4	1,47	10,5
1	28,2	44,2	0,95	16,7

## ES 2 376 645 T3

Asimismo, para un diámetro de pupila de 8 mm, se obtiene los valores siguientes:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$	C + c	$\psi(^{\circ})$
3	7,2	10,4	3,00	3,6
2,5	8,5	12,6	2,48	4,5
2	10,6	15,9	1,98	5,7
1,5	14,0	21,3	1,49	7,5
1	21,1	32,7	0,97	12,0

Se observa que el aumento en el rango de tolerancia varía entre 46 y 55% y que, como en el ejemplo de la forma de realización anterior, el valor de c permanece bajo.

La lente de contacto que tiene una trayectoria óptica del tipo ilustrado por la curva 28, esto es, una trayectoria óptica que ha sido sometida a una filtración de paso bajo y la optimización de los coeficientes, da los números siguientes para un diámetro de pupila de 6 mm:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$
3	9,4	13,7
2,5	11,3	16,5
2	14,0	20,8
1,5	18,8	28,2
1	28,2	43,8

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
3	1,331	0	-1,472	0	0,114	0	0	0	0,023	0	0
2,5	1,071	0	-1,206	0	0,107	0	0	0	0,024	0	0
2	1,830	0	-0,940	0	0,112	0	0	0	0,023	0	0
1,5	0,575	0	-0,667	0	0,108	0	0	0	0,024	0	0
1	0,332	0	-0,384	0	0,105	0	0	0	0,025	0	0

Asimismo, para un diámetro de pupila de 8 mm, se obtiene los números siguientes:

C (D)	$\Delta\Phi(^{\circ})$	$\Delta\Phi'(^{\circ})$
3	7,2	10,4
2,5	8,5	12,4
2	10,6	15,1
1,5	14,0	21,1
1	21,0	32,5

## ES 2 376 645 T3

C (D)	$\alpha_0$	$\alpha_1$	$\alpha_2$	$\alpha_3$	$\alpha_4$	$\alpha_5$	$\alpha_6$	$\alpha_7$	$\alpha_8$	$\alpha_9$	$\alpha_{10}$
3	1,365	0	-1,471	0	0,081	0	0	0	0,016	0	0
2,5	1,125	0	-1,231	0	0,085	0	0	0	0,017	0	0
2	1,846	0	-0,951	0	0,068	0	0	0	0,017	0	0
1,5	0,593	0	-0,693	0	0,062	0	0	0	0,017	0	0
1	0,358	0	-0,424	0	0,076	0	0	0	0,017	0	0

Se puede ver que la suma de los cuadrados de los coeficientes  $\alpha_i$ , a excepción de  $i = 0$  e  $i = 2$ , son 0,007 cada vez.

La mejora en la tolerancia con respecto a un desplazamiento angular está entre 41 y 53%.

La lente según el segundo ejemplo de forma de realización proporciona así una ampliación menos importante de la tolerancia a los desplazamientos angulares. Sin embargo, se observa que la disposición de este ejemplo de forma de realización, teniendo en cuenta la disposición en oposición de los sectores cuyo eje de corrección tiene la misma inclinación, presenta una excelente tolerancia de un defecto de centrado, esto es, a un defecto de coincidencia entre el eje óptico 2 de la lente y el eje óptico del ojo.

Como la porción correctora 5 ilustrada en la figura 4, se observa aquí, en general:

- por una parte, que  $c$  toma valores relativamente bajos que en cualquier caso son proporcionalmente muy pequeños en comparación con  $C$ ; y
- que el producto del diámetro de la pupila, expresado en milímetros, de  $C$ , expresado en dioptrías, y de  $\psi$ , expresado en grados, se queda muy cercano a 90.

En la práctica, se puede tomar directamente  $C$  como un valor de cilindro para cada uno de los sectores 21-24 (esto es, que  $C$  es cero) y escoger el ángulo  $\psi$  que satisface la ecuación siguiente:

$$\psi = \frac{90}{C \cdot DP}$$

El ángulo  $\psi$  se expresa en grados, el valor de cilindro  $C$  en dioptrías, y el diámetro de pupila  $DP$  en milímetros.

En las porciones correctoras 5 ilustradas en las figuras 4 y 10, respectivamente, el ángulo  $\psi$  es positivo, pero no hay objeción a que sea negativo.

En las variantes de la porción correctora 5 que no se ilustran, el número de sectores es diferente de dos o cuatro, y/o en cada uno de los sectores, el valor de eje y/o cilindro es (son) diferente(s).

Se observa, con respecto a los coeficientes  $\alpha_i$ , además de lo que se indicó arriba para los coeficientes  $\alpha_0$  y  $\alpha_2$ , que representan un componente continuo y un componente de período  $\pi$ , respectivamente:

- que, en todos los casos, los coeficientes  $\alpha_i$  se hacen rápidamente muy pequeños cuando  $i$  aumenta;
- que, en el caso de la curva 15 (figura 7), todos los coeficientes pares son cero empezando por  $i = 4$  y los coeficientes  $\alpha_9$  están todos en el orden de 0,01; y
- que, en el caso de la curva 28 (figura 13), si se excluyen los coeficientes  $\alpha_0$  y  $\alpha_2$ , solo los coeficientes  $\alpha_4$  y  $\alpha_8$  no son cero.

En general, la trayectoria óptica  $\delta_A(h, \theta)$  introducida por una lente según la invención, y en particular la trayectoria óptica ilustrada por las curvas 14, 15, 27 y 28, pueden ser expresadas de la forma:

$$\delta_A(h, \theta) = \delta_{\text{tórico}}(h, \theta) + \delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$$

$\delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$  siendo una función tal que, cuando  $h$  es constante, varía en función de  $\theta$  con un período de 2, y de forma diferente de  $\sin^2(\theta - \Phi)$ .

## ES 2 376 645 T3

En el caso de las trayectorias ópticas 14 y 27,  $\delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$ , esto es, el componente atórico de la trayectoria óptica  $\delta_A(h, \theta)$ , corresponde a la diferencia entre la trayectoria óptica que está representada por la curva 14 y aquella representada por la curva 13, respectivamente; y a la diferencia entre la trayectoria óptica representada por la curva 27 y la representada por la curva 26.

5

En el caso de las trayectorias ópticas representadas por las curvas 15 y 28, respectivamente,  $\delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$  está ilustrado por las curvas 29 y 30, respectivamente, de la figura 14.

Más específicamente, cada una de estas curvas es dada por los coeficientes mencionados arriba  $\alpha_1$  y  $\alpha_3$  hasta  $\alpha_{10}$ , esto es, por el conjunto de coeficientes  $\alpha_i$ , a excepción de  $\alpha_0$  y  $\alpha_2$ .

Se observa que la curva 29 está cerca de la diferencia entre la curva 13 y la curva 15, pero sin ser igual a esta diferencia porque el componente  $\delta_{\text{atórico}}(h, \theta)$  de la trayectoria óptica representada por la curva 15 no es exactamente igual a la trayectoria óptica representada por la curva 13 ya que  $\alpha_0 = 1,034$  (y no  $C/2$  ni  $2/2 = 1,000$  dioptrías) y ya que  $\alpha_2 = -0,942$  (y no  $-C/2$ , ni  $-1,000$ ).

15

La misma observación se aplica a la curva 30, que no corresponde a la diferencia entre la curva 26 y la curva 28, ya que  $\alpha_0 = 0,830$  y  $\alpha_2 = -0,940$ .

Se observa que la curva 29 tiene un período de  $2\pi$  y que las porciones de la curva 29 situadas entre  $0$  y  $\pi$  ( $180^\circ$ ) y entre  $\pi$  y  $2\pi$  ( $360^\circ$ ), respectivamente, son simétricas, esto es, una es la imagen especular exacta de la otra.

La curva 29 disminuye a aproximadamente  $\theta - \Phi = 45^\circ$ ; aumenta hasta aproximadamente  $\theta - \Phi = 135^\circ$ ; disminuye hasta  $\theta - \Phi = 180^\circ$ ; aumenta hasta  $\theta - \Phi =$  aproximadamente  $225^\circ$ ; disminuye hasta aproximadamente  $\theta - \Phi = 315^\circ$  y entonces aumenta hasta  $\theta - \Phi = 360^\circ$ .

25

La curva 30 tienen un período de  $\pi/2$ . Disminuye de  $\theta - \Phi = 0^\circ$  hasta  $\theta - \Phi = 45^\circ$ , entonces aumenta hasta  $\theta - \Phi = 90^\circ$ .

Para un diámetro de pupila de 8 mm, se obtienen curvas que varían de una manera similar a las curvas 29 y 30, respectivamente, pero con una amplitud más pequeña de variación.

30

Con respecto a los valores numéricos que han sido dados hasta ahora, se observa:

- para las porciones correctoras 5 del tipo ilustrado en las figuras 4 y 10, que se siguen obteniendo buenos resultados hasta desviarse en  $\pm 0,125$  dioptría para el valor de  $C + c$  y en  $\pm 1^\circ$  para el valor de  $\psi$ ;
- que, para las porciones correctoras que introducen una trayectoria óptica del tipo mostrado en las figuras 7 y 13, se pueden desviar de los coeficientes  $\alpha_i$  dados arriba siempre que la distancia, en el sentido matemático del término, se quede en menos de 0,05, esto es, con una longitud:

40

$$\sqrt{\sum_{i \in E} (\alpha_i - \alpha_i')^2} \leq 0,05$$

45

Los coeficientes  $\alpha_i$  de esta fórmula siendo los coeficientes que existen en la práctica (con la tolerancia) y los coeficientes  $\alpha_i'$  siendo los coeficientes nominales, esto es, aquellos dados por las tablas representadas en la descripción realizadas como ayuda para los dibujos.

50

En los ejemplos de la forma de realización que no se han ilustrado, la trayectoria óptica también varía en función de  $h$ .

En el primer ejemplo de este tipo, la trayectoria óptica introducida por la porción correctora de la lente se escribe en la forma:

55

$$\delta_A(h, \theta) = \sum_{i \in E} \beta_i(h) \cos[i(\theta - \phi)]$$

60

en cuya ecuación:

65

- $E$  es un conjunto finito que comprende los números enteros empezando desde 0; y

## ES 2 376 645 T3

-  $\beta_i(h)$  es un conjunto de funciones que satisfacen la ecuación:

$$\beta_i(h) = \frac{h^2}{2} \alpha_{ij}$$

siendo  $j$  un número entero que varía en función de  $h$ , por fases, cada  $\alpha_{ij}$ , independientemente de lo que sean  $i$  y  $j$ , siendo un coeficiente constante predeterminado.

La potencia óptica cilíndrica, en la constante  $\theta$ , permanece así constante, en función de  $h$ , en las zonas que corresponden a cada una de las fases.

En otro ejemplo del tipo mencionado arriba,  $\beta_i(h)$  es un conjunto de funciones que satisfacen la ecuación:

$$\beta_i(h) = \frac{h^2}{2} \sum_{j=0}^M \alpha_{ij} h^j$$

en cuya ecuación  $M$  es un número entero predeterminado y cada  $\alpha_{ij}$ , independientemente de lo que sean  $i$  y  $j$ , es un coeficiente constante predeterminado.

La potencia óptica cilíndrica, en la constante  $\theta$ , varía así suavemente, en función de  $h$ , según una función polinómica.

Como se conoce la forma de la superficie posterior 4 (esférica en el presente ejemplo), y como se conoce el índice de refracción del material de la lente, y si se fija el espesor del último en el centro, es posible determinar, de una manera bien conocida, las coordenadas de los diferentes puntos  $A$  de la superficie anterior 3 de la trayectoria óptica  $\delta(h, \theta)$ , que aquí se escoge, por lo menos para  $h$  situado entre 0,4 mm y 2,4 mm, de manera que satisfaga la ecuación:

$$\delta(h, \theta) = \delta_0 + \delta_A(h, \theta)$$

en cuya ecuación  $\delta_0$  es una constante arbitraria y  $\delta_A(h, \theta)$  se toma con las tolerancias mencionadas anteriormente.

La trayectoria óptica definida de esta manera permite la determinación de una forma que es adecuada para la superficie anterior de la porción correctora 5.

En una variante de la lente 1, la cara posterior 4, en vez de ser estrictamente esférica, presenta una forma asférica, que se adapta mecánicamente a la geometría de la córnea del ojo destinada a recibir esta lente, esta superficie posterior siendo en la práctica escogida de una serie de formas predeterminadas en base a unas pruebas llevadas a cabo en el ojo que hay que equipar.

En otra variante de la lente 1, se escoge la forma de la superficie anterior 3 entre una serie de superficies conocidas, y es una forma conveniente para la superficie posterior 4 que se determina.

En otras variantes que no han sido representadas, las descargas 6 y 7 son sustituidas por medios diferentes para la estabilización del centrado y la rotación, y en particular por protuberancias circulares redondeadas como las descritas en la patente francesa n° 2 760 853 o por un prisma de lastre situado en la parte baja, posiblemente completado por una descarga en la parte superior.

En otras formas de realización, la lente según la invención se proporciona para realizar no sólo una corrección del astigmatismo sino también una corrección de miopía o hipermetropía y/o una corrección simultánea progresiva de la visión de presbicia.

La trayectoria óptica  $\delta(h, \theta)$  mencionada arriba se completa entonces para satisfacer la inecuación:

$$\delta_{inf}(h, \theta) \leq \delta(h, \theta) \leq \delta_{sup}(h, \theta)$$

## ES 2 376 645 T3

donde  $\delta_{inf}(h, \theta)$  y  $\delta_{sup}(h, \theta)$  satisfacen, respectivamente, las siguientes ecuaciones:

$$\delta_{inf}(h, \theta) = \delta_0 + \delta_s(h) + \delta_p(h) + \delta_A(h, \theta) - 0,09 h^2$$

$$\delta_{sup}(h, \theta) = \delta_{inf}(h, \theta) + 0,18 h^2$$

en cuyas ecuaciones,  $h$  y todos los  $\delta$  se expresan en metros (m):

- $\delta_s(h)$  es, en el caso de una corrección esférica, la trayectoria óptica proporcionada para esta corrección, satisfaciendo la ecuación:

$$\delta_s(h) = \frac{P_{VL}}{2} h^2$$

en cuya ecuación  $P_{VL}$  es la potencia esférica necesaria para corregir la miopía o la hipermetropía de dicho ojo, expresada en dioptrías (D);

- $\delta_p(h)$  es, en el caso de una corrección de la visión simultánea progresiva, la trayectoria óptica proporcionada para esta corrección, satisfaciendo la ecuación:

$$\delta_p(h) = \sum_{k=0}^{k=9} \frac{\gamma_{2k}}{2k+2} 10^{6k} h^{2k+2}$$

La serie de coeficientes  $\gamma_{2k}$  estando definida por la respectiva de las nueve listas SA, SB, SC, MA, MB, MC, LA, LB, LC de coeficientes que se dan abajo:

k	SA	SB	SC
0	1,398800E+00	3,093330E+00	4,605640E+00
1	-2,160020E+00	-4,751140E+00	-5,235240E+00
2	1,337720E+00	2,913640E+00	2,458240E+00
3	-4,327890E-01	-9,378340E-01	-6,301520E-01
4	8,154230E-02	1,764900E-01	9,787570E-02
5	-9,410290E-03	-2,038990E-02	-9,616130E-03
6	6,736380E-04	1,462890E-03	6,012020E-04
7	-2,914960E-05	-6,347570E-05	-2,318560E-05
8	6,978470E-07	1,520000E-06	5,030000E-07
9	-7,091930E-09	-1,550000E-08	-4,690000E-09

k	MA	MB	MC
0	1,799020E+00	3,048790E+00	4,144890E+00
1	-1,823880E+00	-3,424400E+00	-4,233760E+00
2	8,133470E-01	1,714210E+00	1,949870E+00
3	-2,057150E-01	-4,850380E-01	-5,212190E-01
4	3,222470E-02	8,400400E-02	8,739800E-02
5	-3,231690E-03	-9,184070E-03	-9,410210E-03
6	2,075120E-04	6,343800E-04	6,468110E-04
7	8,241900E-06	-2,679260E-05	-2,734250E-05
8	1,842050E-07	6,310000E-07	6,460000E-07
9	-1,770040E-09	-6,330000E-09	-6,520000E-09

k	LA	LB	LC
0	1,258120E+00	2,3409009E+00	2,660000E+00
1	2,766510E-01	-1,6016233E+00	-3,029760E+00
2	-5,863900E-01	8,5580090E-01	1,837520E+00
3	2,158210E-01	-4,0855924E-01	-6,361990E-01
4	-3,890640E-02	1,2233248E-01	1,293960E-01
5	4,063430E-03	-2,1406740E-02	-1,595350E-02
6	-2,578890E-04	2,2148862E-03	1,205290E-03
7	9,821560E-06	-1,3380186E-04	-5,450000E-05
8	-2,065710E-07	4,3658573E-06	1,350000E-06
9	1,845210E-09	-5,9468409E-08	-1,410000E-08

(E y el número que sigue representan el exponente de la potencia de 10).

En una variante de esta forma de realización, la corrección de la presbicia, en lugar de realizarse como arriba con una potencia mayor en el centro que en la periferia de la porción correctora 5, es llevada a cabo con una variación en sentido contrario, esto es, con una potencia que es más baja en el centro que en la periferia de la porción correctora.

En este caso, la trayectoria óptica introducida por la corrección simultánea progresiva de la visión no es la que se da arriba, más bien es:

$$\delta_p(h) = \frac{P_{ADD}}{2} h^2 - \sum_{k=0}^{k=9} \frac{\gamma_{2k}}{2k+2} 10^{6k} h^{2k+2}$$

siendo  $P_{ADD}$  la adición requerida por el usuario de la lente para una visión de cerca, expresada en dioptrías (D), la serie de coeficientes  $\gamma_{2k}$  estando definida por la respectiva de las nueve listas SA, SB, SC, MA, MB, MC, LA, LB, LC dadas arriba.

En las variantes que no han sido ilustradas, la porción correctora 5, evidentemente no es una lente de contacto sino una lente intraocular realizada en forma de implante.

Hay muchas otras variantes posibles dependiendo de las circunstancias, y a este respecto se recuerda que la invención no se limita a los ejemplos que han sido descritos y representados.

#### Referencias citadas en la descripción

*Esta lista de referencias citadas por el solicitante se ha elaborado únicamente como ayuda para el lector. No forma parte del documento de Patente Europea. Aunque se ha prestado mucha atención en la complicación de las mismas no se puede evitar incurrir en errores u omisiones, declinando la OEP toda la responsabilidad a este respecto.*

#### Documentos de patente citados en la descripción

- FR 2760853 [0005][0168]
- US 5570143 A [0008][0021][0024]
- US 4095878 A [0005]
- US 5652638 A [0009][0021][0024]
- US 4324461 A [0005]
- US 5796492 A [0010][0021][0024]

#### Literatura no patente citada en la descripción

- M. BORN; E. WOLF. Principles of Optics. Pergamon Press, 1980, 480 [0019]
- P. Z. MOUROULIS; X. CHENG. Optical Engineering, 1994, vol. 33, 2626-2631 [0019]
- D. A. ATCHISON *et al.* Subjective depth-of-focus of the eye. Optom. Vis. Sci., 1997, vol. 74, 511-520 [0020]



# ES 2 376 645 T3

## REIVINDICACIONES

5 1. Lente de contacto o intraocular que comprende una porción (5) para corregir la visión de un ojo astigmático, la lente definiendo un eje óptico (12) y una línea meridiana de referencia (8) perpendicular a éste, la lente teniendo además una cara anterior (3) generalmente convexa y una cara posterior (4) generalmente cóncava,

10 en la que por lo menos una de las caras anterior o posterior (3, 4) define un eje nominal (9) que pasa por el eje óptico (2) y está angularmente orientada con respecto a la línea meridiana de referencia (8) por un ángulo  $\Phi$ ,

10 dicha porción correctora (5) estando separada en por lo menos dos sectores (10, 11) por dicho eje nominal (9), y cada uno de los sectores (10, 11) teniendo un eje de corrección del astigmatismo que pasa por el eje óptico (2) y está angularmente orientado con respecto a dicho eje nominal (9) por un ángulo distinto de cero  $\pm \psi$ .

15 2. Lente según la reivindicación 1, en la que la porción correctora se define generalmente dentro de un círculo alrededor del eje óptico que tiene un radio entre aproximadamente 0,4 mm y 2,4 mm.

20 3. Lente según la reivindicación 1 o 2, en la que los dos sectores están separados por una línea que pasa por el eje óptico y angularmente orientados con respecto a la línea meridiana de referencia por un ángulo  $\Phi$ , donde  $\Phi$  es el eje nominal necesario para corregir el astigmatismo del ojo.

25 4. Lente según la reivindicación 3, en la que uno de los dos sectores tiene un eje de corrección de astigmatismo que es igual a  $\Phi - \psi$ , mientras que el otro de los dos sectores tiene un eje de corrección de astigmatismo que es igual a  $\Phi + \psi$ .

5. Lente según cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en la que la porción correctora se divide en cuatro sectores, por lo menos dos de los cuales tienen ejes diferentes de corrección del astigmatismo.

30 6. Lente según la reivindicación 5, en la que los cuatro sectores están separados por dos líneas perpendiculares que se cortan en el eje óptico para definir dos pares de sectores que están diamétricamente opuestos a través del eje óptico, una de las líneas estando orientada angularmente con respecto a la línea meridiana de referencia por un ángulo  $\Phi$ .

35 7. Lente según la reivindicación 6, en la que cada par de sectores que están diamétricamente opuestos a través del eje óptico tienen ejes iguales de corrección del astigmatismo.

8. Lente según la reivindicación 7, en la que dos de los sectores tienen ejes de corrección del astigmatismo igual a  $\Phi - \psi$ , mientras que los otros dos sectores tienen ejes de corrección del astigmatismo igual a  $\Phi + \psi$ .

40

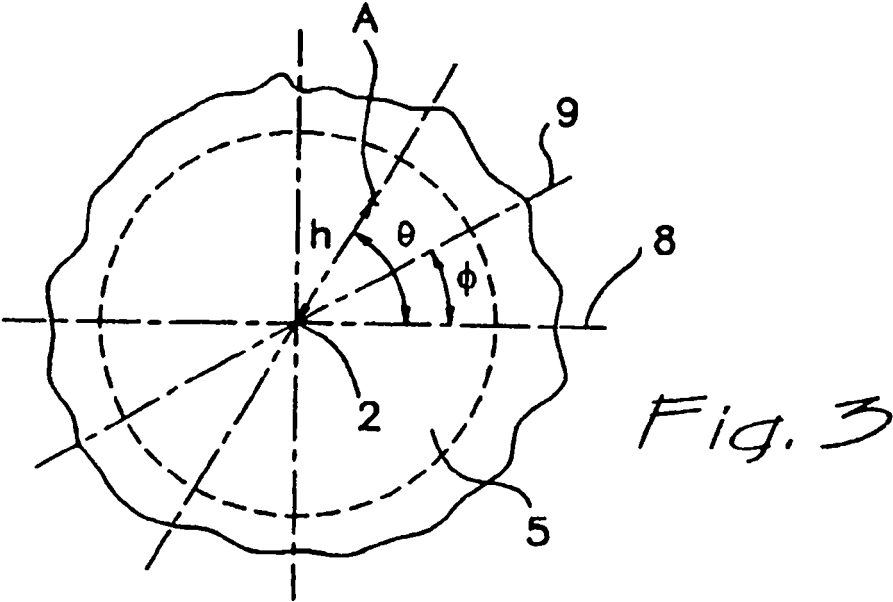
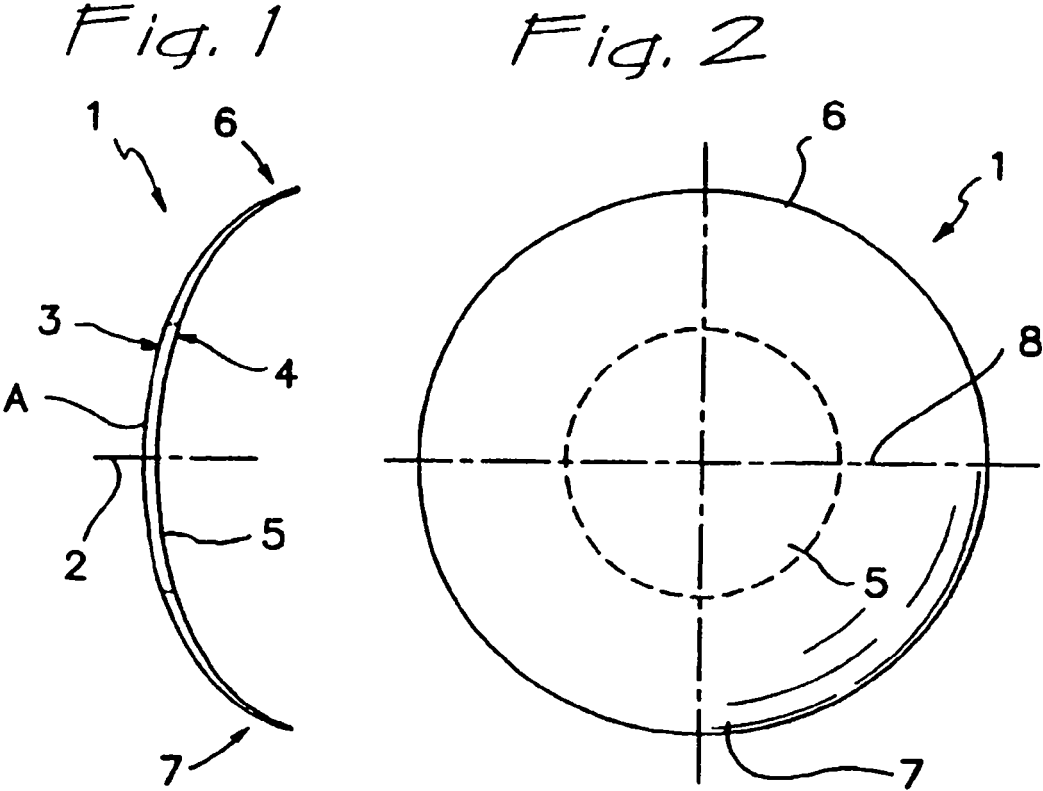
45

50

55

60

65



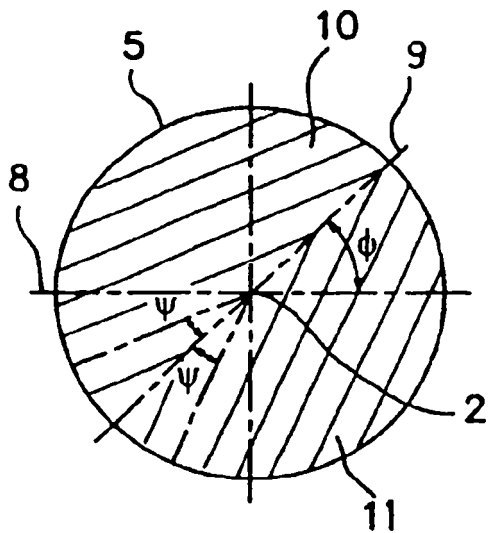


Fig. 4

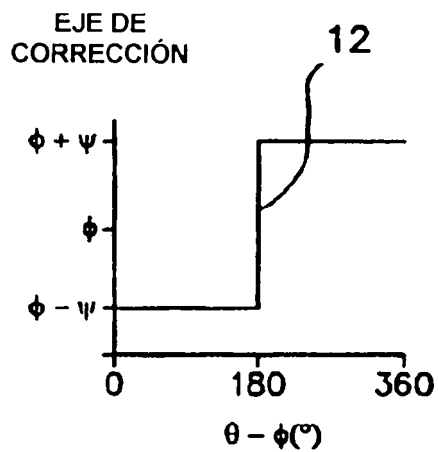


Fig. 5

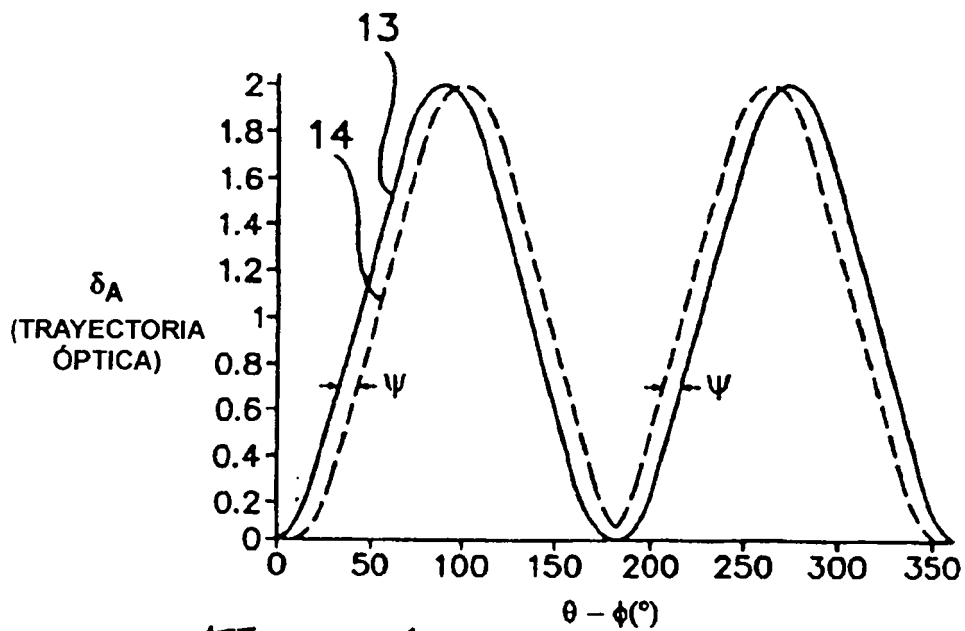


Fig. 6

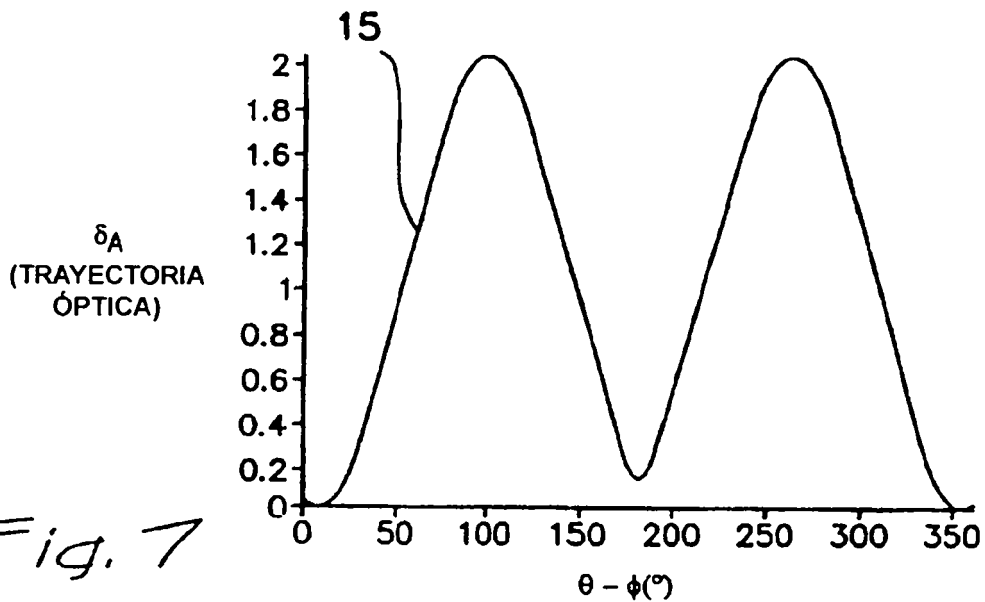


Fig. 7

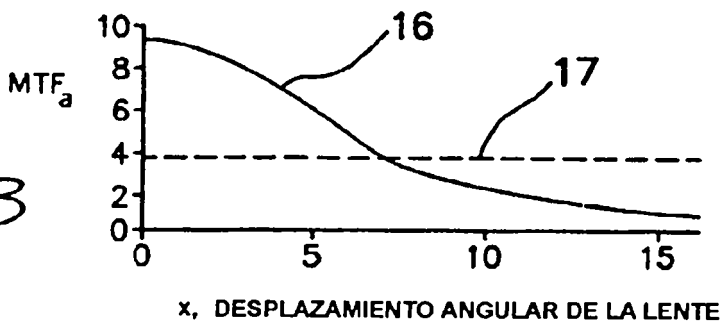


Fig. 8

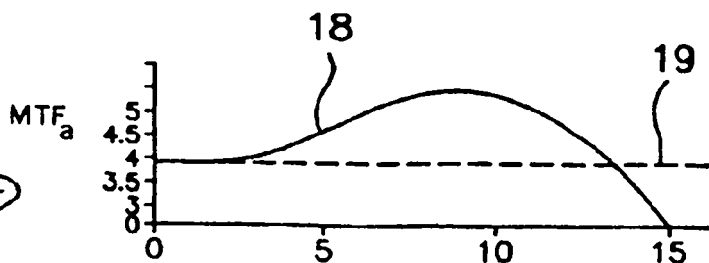


Fig. 9



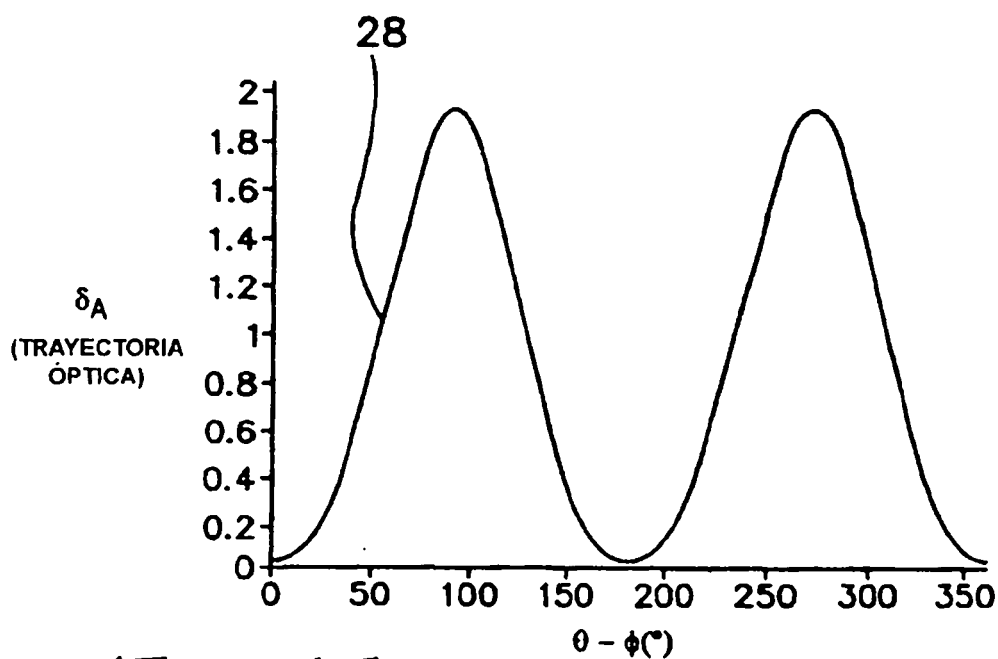


Fig. 13

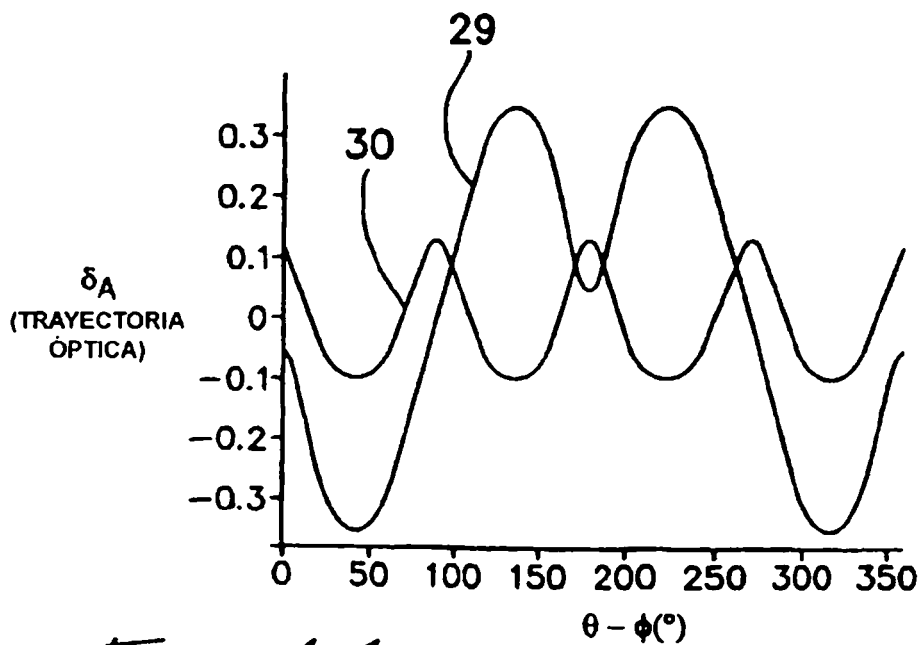


Fig. 14