



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① Número de publicación: **2 337 970**

② Número de solicitud: 200702529

⑤ Int. Cl.:  
**G02B 3/02** (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION

B1

② Fecha de presentación: **26.09.2007**

④ Fecha de publicación de la solicitud: **30.04.2010**

Fecha de la concesión: **17.05.2011**

④ Fecha de anuncio de la concesión: **27.05.2011**

④ Fecha de publicación del folleto de la patente:  
**27.05.2011**

⑦ Titular/es:  
**INDIZEN OPTICAL TECHNOLOGIES, S.L.**  
**Alonso Cano, 61 - 1º Izqda.**  
**28003 Madrid, ES**

⑦ Inventor/es: **Cleva Millor, José Miguel;**  
**Alonso Fernández, José y**  
**Crespo Vázquez, Daniel**

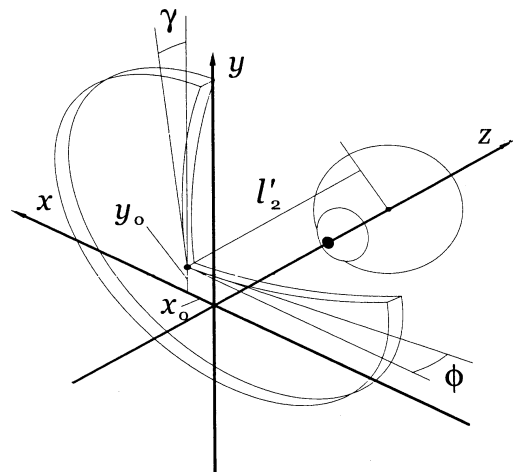
⑦ Agente: **Carvajal y Urquijo, Isabel**

⑤ Título: **Lentes oftálmicas monofocales con superficies esféricas y/o esféricas combinadas.**

⑤ Resumen:

Lentes oftálmicas monofocales con superficies esféricas y/o esféricas combinadas para la compensación de errores refractivos con al menos una superficie no-esférica, en la que la base y la forma matemática que describe la superficie se escogen y calculan de forma dinámica balanceando, a la vez y en tiempo real, todas las propiedades ópticas, ergonómicas y estéticas de dichas lentes para obtener finalmente el diseño de lente mejor equilibrado para cada usuario y cada necesidad.

Figura 2



ES 2 337 970 B1

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

## DESCRIPCIÓN

Lentes oftálmicas monofocales con superficies esféricas y/o esféricas combinadas.

5 **Objeto de la invención**

El objeto de la presente invención es un método de diseño de lentes oftálmicas monofocales de máxima calidad y las lentes oftálmicas para la compensación de errores refractivos que se consiguen con dicho método.

10 **Antecedentes de la invención**

Es bien sabido que los errores refractivos oculares se compensan mediante el uso de lentes oftálmicas. En una primera aproximación, el requisito que se exige a una lente oftálmica compensadora es que su foco imagen paraxial coincida con el punto conjugado de la retina del ojo amétrope, para una distancia objeto determinada, y para un valor de acomodación ocular determinado. Para que esta circunstancia se verifique, basta con que la potencia frontal posterior de la lente, en sentido paraxial, coincida con el error refractivo del paciente determinado en el plano de la gafa. Sin embargo, y dado que el ojo es un sistema óptico giratorio, el eje visual puede girar en torno al centro de rotación del ojo, apartándose del eje óptico de la lente compensadora del error refractivo. Bajo esta circunstancia, la potencia de la lente deja de coincidir con el valor paraxial, y el error refractivo no se compensa de forma adecuada. El error refractivo se especifica tradicionalmente a partir de las curvaturas principales del frente de onda refractado por el ojo. Si consideramos la diferencia entre la curvatura de un haz paralelo refractado por un ojo perfecto, y las curvaturas principales correspondientes al haz refractado por el ojo amétrope, y denominamos a estas diferencias  $k_1$  y  $k_2$ , tradicionalmente se denomina esfera,  $E$ , a una de las dos curvaturas y cilindro,  $C$ , a la diferencia entre ambas. El eje del cilindro  $a$ , se define como la dirección de la curvatura principal definida como esfera. La potencia ideal de la lente compensadora se puede especificar entonces con las tres cifras  $[E, C \times a]$ .

La oblicuidad del eje visual tiene como consecuencia que la lente presente una potencia  $[E + \varepsilon(u,v), (C + \chi(u,v)) \times (a + \alpha(u,v))]$ , en donde  $u$  y  $v$  son los ángulos horizontal y vertical que determinan la dirección de mirada y se muestran en la figura 1, y las funciones  $\varepsilon$ ,  $\chi$  y  $\beta$ , son errores en la potencia esférica, en el cilindro y en la dirección del eje del cilindro, que denominaremos errores oblicuos (error de esfera, error de cilindro y error de eje de cilindro).

El diseño tradicional de lentes oftálmicas, desde la primera familia de lentes libres de error oblicuo de cilindro (familia *Punktal*, de 1908) se ha centrado en la reducción del error de cilindro principalmente y en la reducción del error de esfera, de forma secundaria. Esta reducción de errores oblicuos de potencia (no de eje) se ha acometido hasta la actualidad para un valor determinado del ángulo de oblicuidad, ya que se acepta la hipótesis bajo la cual, si el error oblicuo es pequeño para un determinado ángulo de oblicuidad, también lo es para el resto del campo de visión.

La forma clásica de reducción del error oblicuo de potencia consiste en la utilización de un factor de forma de menisco para la lente compensadora. La forma de menisco se caracteriza por poseer una superficie externa de poder refractor positivo y una superficie interna, la más cercana al ojo, de poder refractor negativo. De esta forma, los errores oblicuos de potencia de las caras externa e interna de la lente tienden a compensarse. Sin embargo, este formato no es suficiente para una buena corrección de los tres errores oblicuos. Tan solo puede reducirse uno de los dos errores oblicuos de potencia, e incluso la mejora es poco importante en lentes astigmáticas y en lentes de potencia positiva media-alta.

Por otro lado, la forma de menisco tiende a producir lentes con superficies de alta curvatura y con mayores espesores de borde en lentes negativas o mayores espesores centrales en lentes positivas. Como consecuencia, la lente oftálmica óptima de superficies esféricas resulta menos ergonómica, más pesada y menos estética.

Otro problema añadido consiste en que la reducción de los errores oblicuos de potencia es solo aplicable en una determinada posición de uso y para una determinada posición del objeto observado por el usuario. La posición de uso es una denominación general que engloba todos los parámetros que especifican la posición de la lente respecto del ojo: Distancia de su vértice posterior al centro de rotación  $l'_2$ , ángulo pantoscópico de la lente,  $\gamma$ , ángulo facial,  $\phi$ , y descentramiento de su centro óptico respecto de la pupila del usuario  $(x_0, y_0)$ . Estos parámetros se ilustran en la figura 2.

Por último, las imposiciones de los sistemas de fabricación de lentes oftálmicas requieren que al menos una de las dos superficies de la lente tenga valores de curvatura predefinidos. Estos valores forman un conjunto discreto y pequeño de posibles curvaturas, a las que se denomina bases, y limitan en parte la libertad de producir lentes con formas arbitrarias. En la industria moderna de fabricación de lentes oftálmicas se suelen utilizar bases positivas, es decir, lentes semiacabadas con unos pocos valores posibles de curvatura de la superficie externa. Dada una prescripción, la cara interna de una lente semiacabada se retalla para obtener, de esta forma, una lente con la potencia requerida por el usuario.

Los esfuerzos de diseño de lentes oftálmicas se han centrado fundamentalmente en la reducción de los errores oblicuos para una determinada dirección de mirada definida por los ángulos  $u$  y  $v$ . En este sentido, se definen tres posiciones del ojo en relación a la lente:

## ES 2 337 970 B1

En la posición primaria, o posición de mirada principal, el eje visual del ojo coincide con el eje óptico de la lente.

En la posición secundaria, el ojo gira un determinado ángulo, pero su eje visual corta la lente en alguno de sus meridianos principales, de forma que, por ejemplo, si el eje de cilindro se orienta a  $0^\circ$  o  $90^\circ$ , en la posición secundaria o bien  $u = 0$  o bien  $v = 0$ , pero no ambos a la vez.

En la patente US4310225, se reivindica una familia de lentes en las que se escoge una entre un conjunto de superficies cóncavas internas, separadas en valor dióptrico por intervalos de 0.50D, para conseguir una reducción de los errores oblicuos a diferentes valores de la distancia objeto y de la distancia al centro de rotación.

Dada la limitación impuesta por la fabricación a partir de bases, una de las tácticas más empleadas consiste en la sustitución de al menos una de las superficies esféricas de la lente, fáciles de fabricar, por una superficie esférica, más compleja pero que ofrece mayores grados de libertad. La variación de las curvaturas principales permite compensar, en parte, los errores oblicuos de potencia provocados por la oblicuidad. En este sentido, en la patente US5235357, se reivindica un tipo de lentes oftálmicas con la superficie externa con la forma de un conoide, de forma que los errores oblicuos (error de esfera y error de cilindro) son minimizados para una determinada potencia frontal y para un determinado índice de refracción.

Sin embargo, las superficies esféricas con simetría de revolución presentan claras limitaciones para la reducción de errores oblicuos en lentes astigmáticas, razón por la cual se han introducido superficies de tipo atórico.

En la patente US3960442 se presenta un nuevo tipo de lentes monofocales en las que una de las dos superficies se corresponde con un atoro. Esta generalización permite seleccionar la base de la lente de acuerdo a un criterio diferente a la corrección de los errores oblicuos, por ejemplo, la ecualización de los tamaños de imagen retiniana, o para controlar la aparición de ciertas imágenes parásitas resultantes de los reflejos internos en las superficies de la lente. Una vez seleccionada la base de acuerdo a alguno de estos criterios, los errores oblicuos se reducen mediante la selección adecuada de los parámetros de asferización de la superficie tórica.

En la patente US6419549 se reivindica un sistema completo de cálculo y fabricación que permite calcular y fabricar parejas de lentes con substancialmente los mismos valores de poder refractor de la cara externa a pesar de una posible anisometropía del paciente. La posibilidad de calcular y tallar superficies internas esféricas permite la reducción de los errores oblicuos aun cuando las bases de las lentes correspondientes al ojo derecho y al ojo izquierdo, tal y como se fabricarían de forma independiente, sean significativamente diferentes.

Otra alternativa que facilita el diseño de las lentes oftálmicas esféricas se muestra en la patente US7111937, que reivindica lentes oftálmicas en las que la superficie tórica se ha sustituido por una superficie reglada en la que las direcciones de curvatura principal son en todo punto sustancialmente paralelas a las direcciones de los ejes de coordenadas X e Y.

En la patente US4978211 se reivindican lentes oftálmicas de potencia positiva en la que la esfericidad de la cara externa permite fundir de forma continua dos regiones, una región central óptica en la que el paciente consigue buena calidad de visión, con una zona externa de forma anular, con potencia tangencial sustancialmente menor que en la zona interna, y que permite obtener lentes positivas de alta potencia y aun así de no demasiado espesor central y más ligeras que las correspondientes lentes esféricas.

En la patente US5825454, se reivindica un diseño de lente esférica que es tolerante al descentramiento, tomando bajo consideración los errores oblicuos (astigmatismo y error de potencia) para un determinado ángulo de oblicuidad y bajo ciertos descentramientos.

En todos los desarrollos anteriores, la optimización se realiza para superficies con una forma analítica cerrada, ya sea una carta de Monje o una descripción paramétrica de la superficie. Otra limitación es la realización de la optimización para rayos directores que cortan por las secciones principales de la lente, y para ángulos de oblicuidad fijos, bajo la hipótesis de que si el error oblicuo es pequeño o nulo para un cierto grado de oblicuidad, lo es también para todo el campo visual.

En la patente US6012813, se reivindica la utilización de superficies definidas mediante splines para conseguir una mayor flexibilidad en la descripción de la misma. También se considera la corrección de los errores de potencia oblicuos en la así llamada "posición terciaria del ojo", que es aquella en la que el rayo principal no pasa por las secciones principales de la lente. En esta patente, de nuevo el objetivo consiste en reducir los errores oblicuos para un determinado valor de la oblicuidad.

En otro diseño de lentes esféricas monofocales (US5550600) se propone, solo para lentes negativas, una superficie esférica con simetría de revolución en la que la diferencia entre las curvaturas principales, que en este caso coinciden con las direcciones tangencial y sagital, crece con la coordenada radial sobre una zona central, decrece en una zona anular contigua, para luego volver a crecer en el resto (periferia) de la lente. Tal diseño permite la obtención de lentes de buena calidad óptica en la primera zona (20 mm de radio) a la vez que una mayor planitud y unos menores espesores de borde.

En otro diseño de lentes esféricas negativas (US5083859), se considera la mejora de dichas lentes mediante el uso de superficies esféricas cóncavas que responden a una función unidimensional polinomial en los meridianos principales de la lente. En meridianos oblicuos, la superficie se define mediante proyección geométrica de los meridianos principales. La mejora buscada consiste en una reducción del error de astigmatismo oblicuo a lo largo de las direcciones de mirada principales.

Sin embargo, y a pesar de todos los avances mencionados con anterioridad, las lentes oftálmicas monofocales siguen calculándose con el objetivo de minimizar por debajo de cierta tolerancia los errores oblicuos de potencia para un valor de oblicuidad determinado. Normalmente ello garantiza que dichos errores oblicuos de potencia son también pequeños para ángulos de oblicuidad más pequeños, pero en bastantes casos, que dependen de la potencia de la lente y el tipo de asfericidad elegido, los errores oblicuos se disparan para valores mayores del ángulo de oblicuidad. Ello da lugar a que la potencia ofrecida por la lente en dichas posiciones se aleje considerablemente de la potencia frontal paraxial. Otro problema asociado a las lentes oftálmicas es debido a la aberración cromática transversal. Tal y como se demuestra en la referencia de *Mercier et al*, la aberración cromática transversal es la causa de la mayor reducción en agudeza visual para posiciones de mirada secundarias y terciarias. La aberración cromática transversal es proporcional al efecto prismático producido por la lente e inversamente proporcional al número de *Abbe* del material con el que está fabricada. Normalmente se considera que el efecto prismático crece linealmente con la distancia al eje óptico, por lo que hasta ahora se ha considerado que la aberración cromática transversal solo puede reducirse con un material de baja dispersión.

Señalar finalmente que, el diseño de lentes oftálmicas monofocales se ciñe a la optimización de una superficie atendiendo a la reducción de los errores oblicuos de potencia dejando aspectos como el valor de la base o la buena correspondencia binocular fuera del problema de optimización, y como parte de una elección que se realiza *a priori*.

Por último, la moderna tecnología de tallado y pulido punto a punto permite fabricar superficies arbitrarias en lentes oftálmicas, tanto sobre semiterminados con una superficie esférica o esférica de características predeterminadas, como para la fabricación de lentes bi-esféricas de forma completamente libre. Esta capacidad para modificar en cada ejemplar de lente oftálmica las características de una o ambas superficies, abre la posibilidad a una optimización global de la lente oftálmica.

### Descripción de la invención

El objetivo de la presente invención es el de conseguir lentes oftálmicas monofocales optimizadas de una forma global para tener en cuenta a la vez las necesidades ópticas, binoculares, ergonómicas y estéticas del usuario final. La ventaja de dicha optimización es que una vez seleccionadas las prioridades para cada problema, el sistema de cálculo encontrará la forma óptima de ambas superficies, o en caso de utilizar semiterminados, (lo cual reduce los grados de libertad), el sistema determina de forma automática la base junto con el espesor y la geometría de la superficie tallable, de manera que la lente sea óptima de acuerdo a las prioridades seleccionadas.

Para que este sistema de fabricación sea eficiente, es necesario describir las superficies esféricas con funciones lo suficientemente flexibles como para permitir la máxima generalidad, pero dependientes de un número de parámetros lo suficientemente pequeño como para poder realizar el cálculo de optimización en tiempo real, que es otra característica fundamental del sistema de diseño de la presente invención.

El sistema de cálculo objeto de la presente invención utiliza trazado real de rayos en un modelo lente-ojo que replica de forma fidedigna la lente y el ojo reales. Este sistema de cálculo es fundamental para determinar las potencias que realmente experimenta el ojo en posiciones secundarias y terciarias. Para ello, se decide una forma concreta de lente oftálmica con una superficie esférica y otra tórica, la cual posee la potencia frontal posterior necesaria para la compensación del error refractivo del usuario. A continuación se impone un espacio objeto (definido por las distancias a los objetos observados para cada dirección de mirada). Posteriormente, y a partir de dicho espacio objeto, se determinan los rayos que procedentes del espacio objeto pasan por el centro de rotación del ojo tras la refracción en la lente oftálmica y se calcula la deformación del frente de ondas asociado a cada tino de estos rayos. A partir de esta deformación, se determina mediante técnicas estándar la potencia que la lente ofrece para cada dirección de mirada. Dado que el error refractivo del ojo es sustancialmente constante independientemente de su posición, las variaciones de la potencia de la lente en las diferentes direcciones de mirada se traducen en errores oblicuos, tanto de potencia como de eje, que quedan de esta forma establecidos en todo el espacio objeto. El trazado de rayos descrito permite determinar todas las características ópticas de la lente: efecto prismático y aberración cromática transversal para cada dirección de mirada, distorsión dinámica y estática, errores oblicuos e incluso aberraciones de orden superior.

La posición relativa entre la lente y el ojo influye obviamente en las propiedades calculadas. Sin embargo, esta posición no es normalmente fija, ya que existen dos factores que tienden a modificarla de forma más o menos aleatoria: Por un lado, la deformación de las monturas que sujetan las lentes en posición debido al uso continuado de las mismas, y por otro el deslizamiento de la montura sobre la cara del paciente por efecto del sudor o de defectos posturales. Como consecuencia, la posición relativa entre la lente y el ojo es variable, y el sistema de diseño propuesto en la presente invención tiene en cuenta dicha variabilidad. Para ello, se realizan pequeñas variaciones de las variables que determinan la posición de la lente (ángulos pantoscópico, facial, distancia de la superficie posterior al centro de rotación del ojo y descentramientos vertical y horizontal de la lente) y se recalculan de nuevo las características ópticas de la lente bajo diseño. Esto es equivalente al cálculo de los gradientes de las características ópticas como función de los 5 parámetros

## ES 2 337 970 B1

que controlan la posición de la lente en el espacio. Interesa que estos gradientes queden minimizados, especialmente las componentes asociadas con el descentramiento vertical y la distancia al centro de rotación, que son los parámetros que cambian con más facilidad en el porte diario de las lentes oftálmicas. En la figura 3 se muestra el efecto de la variación de la distancia al centro de rotación en el error de cilindro oblicuo.

5

Por otro lado, los espesores y curvaturas de la lente utilizada para el cálculo descrito anteriormente permiten determinar otras características como el tamaño de la imagen retiniana, el campo visual y la posibilidad de generación de imágenes parásitas.

10

Toda la información obtenida con los cálculos anteriores se introduce en una función de mérito diseñada para acomodar variables continuas, variables discontinuas, y ligaduras entre los parámetros libres. Estas ligaduras vienen representadas por características de prescripción (potencia frontal posterior de la lente y prismas si fuesen necesarios) y por las prioridades definidas en el problema, normalmente expresadas como desigualdades: por ejemplo, que una determinada magnitud óptica no supere cierto umbral. El siguiente paso es el uso de un algoritmo de optimización iterativo. Antes de la primera iteración se evalúan los parámetros de descripción de superficies que corresponderían a la superficie esférica y tórica inicial, y en cada iteración se van modificando de forma que se cumplen las ligaduras y la función de mérito evoluciona hacia el valor más pequeño posible. De esta forma se consigue un diseño óptimo de lente oftálmica, desde un punto de vista global. Otra ventaja añadida del sistema de diseño propuesto y de las lentes oftálmicas resultantes es que en función de las preferencias del usuario, es posible obtener lentes en las que prima la calidad óptica por encima de aspectos estéticos o ergonómicos, o viceversa, ponderar la planitud y el peso de las lentes sacrificando en parte la reducción de los errores oblicuos. Las ligaduras establecidas como cotas a las diferentes propiedades de las lentes evitan que en cualquiera de los casos se obtengan soluciones demasiado curvadas o con demasiadas imperfecciones o aberraciones ópticas.

25

### Breve descripción de las figuras

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

30

En la figura 1 se muestra el sistema lente-ojo en una típica posición oblicua de tipo *terciario*. En esta posición, el rayo principal definido por el centro de rotación del ojo y el centro de la pupila, corta a la lente fuera de los meridianos principales de la misma.

35

En la figura 2 se muestran los parámetros que definen la posición de la lente respecto del ojo. Estos son los ángulos pantoscópico y facial, la distancia del vértice posterior de la lente al centro de rotación del ojo, y los descentramientos horizontal y vertical.

40

En la figura 3a se muestra una lente optimizada [2,2×90], facial 10°. La AV es superior a 0.8 en un cono de 20°.

En la figura 3b se muestra la forma en que estas prestaciones pueden estabilizarse mediante la presente invención, con una lente optimizada [2,2×90], facial 10°, desplazada 5 mm en dirección axial. La AV sigue manteniéndose superior a 0.8 en un cono de 20°.

45

En la figura 3c se muestra la variación de las prestaciones de una lente oftálmica de PA en la que se modifica la distancia al centro de rotación. Lente no optimizada [2,2×90], facial 10°. La AV cae a 0.3 a 20° hacia el lado derecho (nasal en el OI, temporal en el OD). A 10°, la AV ha caído a 0.6.

50

En la figura 3d se muestra la variación de las prestaciones de una lente oftálmica de PA en la que se modifica la distancia al centro de rotación. Lente no optimizada [2,2×90], facial 10° y desplazada axialmente 5 mm. La AV cae hacia el lado derecho, siendo inferior a 0.3 a 10° hacia el lado derecho, la AV ha caído a 0.5.

55

En las figuras 4a (lente de potencia [-6,2×135] optimizada, base 0.5) y 4b (lente de potencia [-6,2×135] optimizada, base 4.25) se muestra como la presente invención permite utilizar bases diferentes para equalizar los tamaños de imagen retiniana (aumento de lente oftálmica) aun manteniendo una buena calidad visual a diferencia de lo que ocurre en las lentes PA como se muestra en las figuras 4c (lente de potencia [-6,2×135] tórica, base 0.5) y figura 4d (lente de potencia [-6,2×135] tórica, base 4.25).

60

En la figura 5a se muestra el mapa de agudeza visual de la lente optimizada según la presente invención para la que se obtiene una mejora sustancial respecto a una lente PA cuyo mapa de agudeza visual es el de la figura 5b.

En la figura 6a se muestra el mapa de agudeza visual de una lente PA que utilizando la presente invención puede ser mejorada según la figura 6b obteniendo además una mejora en el espesor de la lente como se aprecia en la figura 6c.

65

En la figura 7a se muestra el mapa de agudeza visual de una lente PA de prescripción (+2.5,1×0) en base 8.50. En la figura 7b se muestra la misma lente optimizada según la presente invención usando una base 4.25, que elimina una imagen parásita de tipo 4. En la figura 7c se muestra el mapa de la lente PA realizada en la base 4.25 mostrando la mejora obtenida por la lente optimizada.

La figura 8 muestra los valores de las distintas funciones en una lente PA y una lente optimizada observando como el proceso de optimización realiza la mejora global de todas las características visuales de la lente.

En la figura 9 se muestran valores típicos de la distancia objeto como función del ángulo de mirada vertical.

5

### Realización preferente de la invención

Las superficies de la familia de lentes oftálmicas objeto de la presente invención, se escogen de forma que una de ellas es esférica y la otra, en general, esférica sin simetría de revolución, o bien una de las superficies es esférica con simetría de revolución y la otra, en general, esférica sin simetría de revolución o en general, dos superficies esféricas sin simetría alguna de revolución.

En una realización de la presente invención, sin perjuicio de la posibilidad de utilizar otros sistemas de representación de superficies esféricas, se propone una forma asferotórica alternante. Es posible la generación de una superficie atórica de diferentes formas. En concreto, si denominamos  $r_1$  y  $r_2$  a los radios principales de curvatura mayor y menor en el vértice de la superficie, una superficie atórica de tipo A con formato de anillo vendrá dada por una carta de Monge del tipo:

20

$$z_A = r_1 - \rho_1 + \frac{\rho_1}{c_1} \left( 1 - \sqrt{1 - c_1 \frac{x^2}{\rho_1^2}} \right),$$

25

en donde

30

$$\rho_1 = r_1 - \frac{r_2}{c_2} \left( 1 - \sqrt{1 - c_2 \frac{y^2}{r_2^2}} \right)$$

35

y en donde  $c_1$  y  $c_2$  son los coeficientes de asfericidad de cada meridiano principal. En una superficie atórica de tipo B con formato de anillo, la carta de Monge viene dada por:

40

$$z_B = \frac{r_1}{c_1} - \rho \sqrt{1 - \frac{1}{c_1} \frac{x^2}{\rho^2}},$$

45

en donde,

50

$$\rho = \frac{r_1}{c_1} - \frac{r_2}{c_2} \left( 1 - \sqrt{1 - c_2 \frac{y^2}{r_2^2}} \right).$$

55

Ambas formas atóricas tienen su correspondiente versión de barril, la cual puede obtenerse cambiando  $r_1$  por  $r_2$ ,  $c_1$  por  $c_2$  y  $x$  por  $y$ .

Cada una de las cuatro formas atóricas presenta un comportamiento diferente fuera de los meridianos principales, en las regiones por donde corta el eje visual a la lente en posición terciaria. Mientras que la forma de anillo preserva la curvatura en los meridianos paralelos al de máxima curvatura, la forma de barril preserva la curvatura en meridianos paralelos al meridiano de mínima curvatura. Por otro lado, mientras que en la forma B la asferización afecta por igual a todos los meridianos de la superficie, en la forma A, la asfericidad en los meridianos principales de un punto arbitrario de la superficie depende de la distancia de dicho punto al vértice de la superficie. Esta variabilidad hace que cada tipo de superficie tenga unas propiedades geométricas, y por tanto ópticas, ligeramente diferentes. Así, el formato atórico de tipo A se adapta mejor a la reducción de los errores oblicuos para prescripciones sin cilindro o con cilindro bajo, mientras que la forma B se adapta mejor a la reducción de errores oblicuos para prescripciones

## ES 2 337 970 B1

con cilindro medio-elevado. Por otro lado, la forma de anillo permite una mayor reducción de los errores de potencia en superficies de menor curvatura, (superficie interna en lentes positivas, o superficies externas en lentes negativas) mientras que la forma de barril se adapta mejor a la reducción de errores oblicuos en superficies de mayor curvatura (superficie externa en lentes positivas, o superficies internas en lentes negativas). La ventaja de esta realización consiste en que cada superficie depende únicamente de 2 parámetros, lo que permite una rápida convergencia del algoritmo de optimización. Aun así, la variabilidad geométrica es grande en virtud de los 4 tipos de superficie accesibles.

En otra realización de la invención, la superficie se describe mediante un polinomio bidimensional del tipo:

$$z = \sum_{n,m=0}^N a_{nm} \xi^n \psi^m$$

en donde  $a_{nm}$  son coeficientes y  $\xi$  y  $\psi$  son coordenadas normalizadas a través de sendos parámetros dependientes de los índices  $n$  y  $m$ .  $N$  es el orden máximo del polinomio, que puede fijarse en un valor entre 4 y 6. En otra realización de la invención las superficies esféricas sin simetría de revolución se describen mediante un desarrollo del tipo

$$z = \sum_{n=1}^M \chi_n P_n(x, y)$$

en donde  $\chi_n$  son coeficientes y  $P_n(x, y)$  son polinomios de  $x$  e  $y$ , de orden creciente y definidos en una determinada región  $\Omega$  en el interior de la cual satisfacen la condición,

$$\iint_{\Omega} P_n(x, y) P_m(x, y) dx dy = \delta_{nm} .$$

donde  $M$  es el número máximo de polinomios a utilizar en el desarrollo, y es tal que el orden del polinomio  $P_M$  es sustancialmente igual a  $N$ . En cualquiera de los dos casos anteriores,  $a_{nm}$  y  $\chi_n$  son coeficientes que definen la superficie y que deben obtenerse mediante el proceso de optimización descrito anteriormente. La ventaja de las descripciones de superficie mediante polinomios es que poseen más grados de libertad, lo que otorga más flexibilidad al problema de la optimización. Como contrapartida, el número de coeficientes de los que depende el problema se hace considerablemente mayor que en el caso de las cuatro superficies atóricas de la anterior realización, lo que aumenta de forma significativa el tiempo de cálculo. Aún así, el proceso de diseño descrito en esta patente puede ejecutarse en tiempo real, incluso con superficies polinómicas.

En otra realización de la presente invención, los errores oblicuos se reducen mediante el cálculo de una función de mérito basada en las componentes cartesianas del tensor de potencia. Este tensor depende de las coordenadas angulares  $(u, v)$ , y puede calcularse mediante la expresión:

$$\mathbf{P}(u, v) = \begin{pmatrix} E(u, v) + C(u, v) \sin^2 \alpha(u, v) & -C(u, v) \sin \alpha(u, v) \cos \alpha(u, v) \\ -C(u, v) \sin \alpha(u, v) \cos \alpha(u, v) & E(u, v) + C(u, v) \cos^2 \alpha(u, v) \end{pmatrix},$$

siendo los elementos de la diagonal principal de este tensor las curvaturas del frente de onda refractado por la lente en las direcciones  $x$  e  $y$  del sistema de referencia móvil ligado al ojo, y el elemento de la anti-diagonal es la torsión de una curva  $x=cte$ , ó  $y=cte$ , de dicho frente de ondas. El espacio de tensores de potencia es isomorfo a  $\mathfrak{R}^3$ , por lo que existe una relación biunívoca entre cada valor del tensor de potencia y un punto del espacio tridimensional. La prescripción de la lente también es un punto de dicho espacio y su tensor de potencia será  $\mathbf{P}_{obj}$ , por lo que en esta realización preferente se utiliza una norma válida en  $\mathfrak{R}^3$  como medida de la calidad de la lente para una dirección de mirada. Si evaluamos  $K$  direcciones de mirada que cubren de manera más o menos uniforme el campo visual, la calidad óptica de la lente, en lo que se refiere a errores oblicuos, será tanto mejor cuanto menor sea la cantidad:

$$\Phi_1 = \sum_{i=1}^K w_i G [\mathbf{P}_{obj} - (\mathbf{P}(u_i, v_i) + A\mathbf{1})]$$

## ES 2 337 970 B1

en donde  $w_{1i}$  es un peso positivo que se asigna a la dirección de mirada  $i$ -ésima,  $A$  es el valor de acomodación que minimiza el funcional (sujeto a la restricción  $A \in [0, AA]$  donde  $AA$  es la amplitud de acomodación del usuario),  $K$  es el número máximo de direcciones de mirada que se encuentran dentro del contorno especificado por el usuario definido normalmente, por la forma de la montura o de la elipse de fabricación y  $G$  es una función escalar definida como:

$$G(\mathbf{M}) = \begin{cases} \|\mathbf{M}\| & \text{si } \|\mathbf{M}\| > (AV_{\max})^{-1} \\ (AV_{\max})^{-1} & \text{si } \|\mathbf{M}\| \leq (AV_{\max})^{-1} \end{cases}$$

donde  $\mathbf{M}$  es una matriz simétrica  $2 \times 2$ ,  $\|\cdot\|$  es una norma válida en el espacio de tensores simétricos  $2 \times 2$  y  $AV_{\max}$  es un valor máximo de agudeza visual que depende del usuario.

Una de las ventajas que aporta esta invención es que la métrica de error oblicuo presentada en la ecuación anterior trata la potencia como una única magnitud tensorial, en lugar de tres magnitudes independientes. En efecto, el ángulo de mínima resolución es proporcional a la norma  $\|\mathbf{P}_{\text{obj}} - (\mathbf{P} + A\mathbf{I})\|$  siempre que  $A$  tome el valor que minimiza dicha norma. La agudeza visual es, por tanto, inversamente proporcional a la misma, siempre que no supere los condicionantes impuestos por la difracción, las aberraciones del ojo y la densidad de fotorreceptores, situación contemplada por medio del operador  $G$ . De esta forma, una elección de una norma adecuada en la ecuación que define  $\Phi_1$ , hace que, al minimizar el funcional, la agudeza visual que el usuario obtiene en una determinada dirección de mirada sea máxima. La agudeza visual es la figura de mérito que determina la calidad de visión monocular del paciente y, por tanto, un valor mínimo de  $\Phi_1$  garantiza la mejor calidad de visión posible en el contorno que encierra todas las posibles direcciones de mirada. Como consecuencia de esta mejora, y en función de la norma elegida, el proceso de diseño permite tener en cuenta por primera vez el efecto de la orientación del eje del cilindro, tradicionalmente despreciada en el diseño de lentes oftálmicas. Esta dirección cambia en direcciones de mirada terciarias respecto de la orientación de dicho eje en la zona paraxial. El nuevo proceso de diseño permite optimizar las superficies de la lente para que, en conjunto, la agudeza visual no se deteriore por este cambio. Otra ventaja del método propuesto es que, en virtud del operador  $G$ , el proceso de optimización no intenta mejorar la lente para reducir la norma por debajo de  $1/AV_{\max}$ , lo cual sería una mejora a la que el usuario no puede sacar partido. Esto ahorra grados de libertad y permite mejorar otras características de la lente a través de los funcionales que se describen en subsecuentes realizaciones de la invención.

En otra realización de la invención, se calcula el peso de la lente en cada etapa del proceso iterativo, su curvatura promedio, y se determina el funcional:

$$\Phi_2 = w_2 (w_{21} m_1 + w_{22} \bar{\kappa}),$$

en donde  $w_{21}$  y  $w_{22}$  son pesos positivos asociados a la masa de la lente,  $m_1$  y a la curvatura promedio de la lente en su vértice,  $\bar{\kappa}$ , y  $w_2$  es el peso global que se otorga al funcional. Un valor mínimo de este funcional garantiza una lente de peso y curvatura mínimas, y por tanto excelente desde el punto de vista ergonómico y estético.

En otra realización de la invención, se determina el funcional

$$\Phi_3 = \sum_{i=1}^K w_{3i} |p_i|^\alpha$$

en donde  $w_{3i}$  son pesos positivos,  $|p_i|$  es el módulo del efecto prismático para la dirección de mirada  $i$ -ésima, y  $\alpha$  es una constante positiva, normalmente un entero positivo. Dado que la aberración cromática transversal es proporcional al módulo del efecto prismático, y significativa en la parte extremas del campo visual, los pesos  $w_{3i}$  tendrán un valor significativo para ángulos de oblicuidad altos, y valores despreciables para valores de oblicuidad pequeños. De esta forma la reducción de la aberración cromática transversal no penaliza la calidad óptica en la parte central del campo de visión.

En otra realización de la invención, y siempre en cada iteración del proceso que busca una lente óptima en sentido global, se determina el funcional:

$$\Phi_4 = w_4 (\Delta\beta - \Lambda)$$



en donde  $\Delta\beta$  es la diferencia de aumento de lente oftálmica inducido por la prescripción para los ojos derecho e izquierdo y  $\Lambda$  es el valor de aniseiconia objetivo para el paciente. En general, este valor será nulo pero pueden presentarse casos de aniseiconia anatómica que deban mantenerse son compensación por razones de tipo clínico. La diferencia de aumento de lente oftálmica se obtiene de la expresión:

$$\Delta\beta = \frac{1}{1 - (e_{OD} / 2n) \text{tr}(\mathbf{P}_{OD1})} \frac{1}{1 - (d/2) \text{tr}(\mathbf{P}_{OD})} - \frac{1}{1 - (e_{OI} / 2n) \text{tr}(\mathbf{P}_{OI1})} \frac{1}{1 - (d/2) \text{tr}(\mathbf{P}_{OI})}$$

en donde  $e_{OD}$ ,  $e_{OI}$  son los espesores centrales de las lentes correctoras para los ojos derecho e izquierdo;  $d$  es la distancia de vértice y  $\mathbf{P}_{OD1}$ ,  $\mathbf{P}_{OI1}$ ,  $\mathbf{P}_{OD}$ ,  $\mathbf{P}_{OI}$  son respectivamente los tensores de poder refractor de los dioptrios externos en las lentes del ojo derecho e izquierdo y de potencia frontal (potencia objetivo) de las lentes del ojo derecho e izquierdo. También es posible y más conveniente el cálculo de  $\Delta\beta$  mediante la expresión aproximada:

$$\Delta\beta \approx \frac{\text{tr}(e_{OD} \mathbf{P}_{OD1} - e_{OI} \mathbf{P}_{OI1})}{2n} + \frac{d}{2} \text{tr}(\mathbf{P}_{OD} - \mathbf{P}_{OI})$$

El valor de  $\Lambda$  se determina por procedimientos clínicos y, una vez conocido, el diseño combinado de las lentes correspondientes a los ojos derecho e izquierdo permite, a través de la minimización del funcional  $\Phi_4$ , la selección de bases y espesores que garantizarán una visión binocular óptima del paciente. El peso  $w_4$  determina la importancia del control de la aniseiconia inducida por la pareja de lentes oftálmicas frente al funcional  $\Phi_2$ , que determina la planitud y el peso.

En otra realización preferente de la invención, se determina el funcional:

$$\Phi_5 = \frac{w_{51}}{\left| \frac{\text{tr}(\mathbf{P}_{obj})}{2} + 62.5 + (1-n) \bar{\kappa}_2 \right|^{\alpha_{51}}} + \frac{w_{52}}{\left| \frac{\text{tr}(\mathbf{P}_{obj})}{2} - 50 + 4(n-1) \bar{\kappa}_1 \right|^{\alpha_{52}}} + \frac{w_{53}}{\left| \frac{\text{tr}(\mathbf{P}_{obj})}{2} - 40 + (n-1) \bar{\kappa}_1 \right|^{\alpha_{53}}} + \frac{w_{54}}{\left| \frac{\text{tr}(\mathbf{P}_{obj})}{2} - 50 - 4(1-n) \bar{\kappa}_2 \right|^{\alpha_{54}}}$$

en donde se  $w_{5j}$ ,  $j = 1, \dots, 4$  son pesos asignados a diferentes tipos de imágenes parásitas,  $n$  es el índice de refracción del material y  $\bar{\kappa}_1$  y  $\bar{\kappa}_2$  son las curvaturas promedio en los vértices de las superficies externa e interna, respectivamente. Las constantes  $\alpha_{5i}$  son números positivos, preferiblemente enteros. El valor del funcional  $\Phi_5$  se hace significativamente grande cuando los poderes refractores de la lente son próximos a los valores que permiten enfocar una imagen parásita, producida por reflexiones entre la córnea y las superficies de la lente, o reflexiones de la propia cara u ojo del usuario en las superficies de la lente. Un valor pequeño de  $\Phi_5$  garantiza que dichas imágenes quedan desenfocadas, y por tanto no perturban al usuario de las lentes oftálmicas objeto de la presente invención.

En aún otra realización de la invención, se determina el funcional

$$\Phi_6 = \frac{w_6}{|\bar{\kappa}_2|}$$

que es proporcional al valor absoluto del radio de curvatura promedio de la cara interna de la lente. Puesto que las lentes monofocales de mínima distorsión, tanto estática como dinámica, requieren valores de la curvatura interna de la lente muy elevados, cualquier aumento del valor absoluto de dicha curvatura se traduce en una disminución de la distorsión, ya sea estática o dinámica. El peso positivo  $w_6$  determina la importancia que se concede a la reducción

de la distorsión. Como norma general, la distorsión será mayor en lentes planas que en lentes curvadas, por lo que el funcional  $\Phi_6$  evoluciona en sentido contrario a la forma de evolución de  $\Phi_2$ , el funcional que determina el factor ergonómico y estético. En general, y dado que la distorsión se cancela en el postprocesado neurológico del sistema visual, el peso  $w_6$  puede ser nulo, excepto en casos muy específicos en los que interese minimizar dicha aberración.

En el diseño clásico de lentes, y en el estado previo de la técnica, se ha prestado típicamente mayor atención a la reducción de errores oblicuos. En la presente invención, este concepto se generaliza y potencia a través del funcional  $\Phi_1$ , el cual no sólo tiene en cuenta el error en astigmatismo o en esfera, sino que tiene a la vez en cuenta ambos errores junto con el error en la orientación del eje del cilindro. Además de esto, el valor de los funcionales  $\Phi_1$  y  $\Phi_3$  depende no sólo de los parámetros geométricos que definen superficies y lentes, sino que también depende de la distancia a la que se encuentra el objeto que visualiza.

Es bien conocido que una lente con geometría de revolución diseñada para estar libre de astigmatismo oblicuo cuando se observan objetos lejanos a través de ella, produce dicho tipo de astigmatismo cuando se observan objetos cercanos. De la misma forma, una lente corregida de error de potencia para objetos lejanos, pasa a tener un error de potencia apreciable a la vez que se reduce ligeramente el astigmatismo cuando con ella se observan objetos cercanos.

En aún otra realización de la invención, se determina un funcional que permitiría una corrección adecuada del error tensorial de potencia para cualquier dirección de mirada, o lo que es lo mismo, se determina un funcional que permite obtener una lente que proporciona máxima agudeza visual para cualquier dirección de mirada, sin importar la distancia a la que se sitúa el objeto observado: El funcional que permite esta funcionalidad es el siguiente:

$$\Phi_7 = \sum_{i=1}^K w_{7i} G \left[ \mathbf{P}_{obj} - (\mathbf{P}(u_i, v_i, s_i) + A(s_i) \mathbf{1}) \right]$$

en donde  $s_i$  es la distancia a la que se encuentra el objeto cuando el usuario mira en la dirección  $i$ -ésima, y  $A(s_i)$  es ahora el valor de acomodación que minimiza el operador  $G$  cuando el usuario mira un objeto situado a una distancia  $s_i$  en la dirección  $i$ -ésima. En general, supondremos que existe una función  $s(u,v)$  que determina la distancia objeto para la dirección de mirada definida por los ángulos  $u, v$ . Esta función puede ser completamente general, pero en la mayor parte de los casos, la distancia objeto depende fundamentalmente (o únicamente) del ángulo de mirada vertical  $v$ . Para una lente de uso general, los ángulos de mirada verticales positivos se corresponden con objetos a distancias superiores a -5 o -6 metros, mientras que la distancia objeto comienza a disminuir para ángulos comprendidos entre  $0^\circ$  y  $-15^\circ$  para situarse en los valores típicos de la visión de cerca, unos -0.03 metros. Las funciones que determinan la distancia objeto respecto del ángulo de mirada varían según el uso específico de la lente: exteriores, oficina, trabajo con ordenador, visión de cerca, etc. Una vez se ha elegido una forma funcional para la relación  $s(u,v)$ , la discretización de direcciones de mirada en el funcional  $\Phi_7$  conduce a una discretización correspondiente de las distancias objeto,  $s_i = s(u_i, v_i)$ . La potencia  $\mathbf{P}(u_i, v_i, s_i)$  se determina mediante la diferencia de vergencias tensoriales:

$$\mathbf{P}(u_i, v_i, s_i) = \mathbf{V}(u_i, v_i, s_i) - \frac{1}{s_i} \mathbf{1}$$

en donde  $\mathbf{V}(u_i, v_i, s_i)$  es la vergencia tensorial imagen, que se obtiene como la vergencia tensorial del haz refractado por la lente y evaluada en la esfera de vértice.  $(1/s_i) \mathbf{1}$  es la vergencia objeto, que obviamente es un múltiplo de la matriz identidad. La evaluación de la vergencia imagen puede realizarse mediante el trazado de un rayo principal y del cálculo de las curvaturas principales de los frentes de onda refractados por las dos superficies de la lente, lo cual se consigue a través de las ecuaciones de *Coddington* generalizadas.

Para obtener una lente óptima para cualquier distancia, al menos una de sus dos superficies debe definirse con total generalidad como un desarrollo polinómico, ya sea en monomios o como un desarrollo de polinomios ortogonales. En general, una lente óptima para cualquier distancia objeto carecerá de simetrías, como las presentes en lentes para la compensación de ametropías esféricas, o lentes para ametropías astigmáticas con una superficie esférica con simetría de revolución y otra superficie atórica.

Debido a que la distancia objeto irá variando para direcciones de mirada verticales progresivamente más negativas. La corrección de error de potencia a través de la maximización de la agudeza visual dará lugar a superficies cuya asfericidad va cambiando a lo largo de un meridiano vertical, lo cual elimina cualquier tipo de simetrías sobre la lente, de forma parecida a lo que ocurre con lentes progresivas. Estas superficies esféricas de tipo general son, por tanto, las únicas que permiten fabricar lentes con agudeza visual máxima para cualquier dirección de mirada y para cualquier distancia objeto.

## ES 2 337 970 B1

Por último, calculamos también la magnitud:

$$\Phi_8 = w_{8\gamma} \left( \frac{\partial \Phi_\mu}{\partial \gamma} \right)^2 + w_{8\phi} \left( \frac{\partial \Phi_\mu}{\partial \phi} \right)^2 + w_{8l'_2} \left( \frac{\partial \Phi_\mu}{\partial l'_2} \right)^2 + w_{8x_0} \left( \frac{\partial \Phi_\mu}{\partial x_0} \right)^2 + w_{8y_0} \left( \frac{\partial \Phi_\mu}{\partial y_0} \right)^2, \quad \mu = 1 \text{ ó } 7$$

que es una suma ponderada de las componentes del gradiente del funcional  $\Phi_\mu$  elevadas al cuadrado, y que permite determinar la estabilidad de la calidad óptica conseguida con la minimización de  $\Phi_\mu$  frente a movimientos de la lente de su posición relativa al ojo. Los pesos  $w_{8x}$  determinan la importancia relativa de la magnitud  $x$ . En general, los pesos más importantes son  $w_{8y_0}$  y  $w_{8l'_2}$  ya que el descentramiento vertical y la distancia de vértice son los parámetros que con más facilidad cambian en el porte de la gafa. Este funcional puede calcularse a partir de  $\Phi_1$  si se trata de lentes para distancia de visualización fija, o partir de  $\Phi_7$  para lentes diseñadas para ser utilizadas con distintas distancias objeto.

En otra realización de la invención, se determinan cualquiera de los dos funcionales siguientes:

$$\Phi = \sum_{l=1}^6 \Phi_l + \Phi_8$$

para lentes diseñadas para distancia objeto fija, o

$$\Phi = \sum_{l=2}^7 \Phi_l + \Phi_8$$

para lentes de uso general, diseñadas para distancias objeto variables. En cualquiera de las dos formas, se han seleccionado previamente los pesos que controlan cada uno de los funcionales secundarios  $\Phi_i$ ,  $i=1, \dots, 8$ . Este funcional se minimiza a través de un algoritmo que modifica en cada iteración los parámetros que definen la lente oftálmica, si bien el espacio de variación de estos parámetros queda restringido a un conjunto de ligaduras,

$$g_i(r_{11}, r_{12}, r_{21}, r_{22}, \lambda_j, e_c, e_{b \min}) = 0$$

en donde  $r_{ij}$  son los radios principales de curvatura en los vértices de las caras externa e interna de la lente,  $\lambda_j$  representa a los parámetros que definen la asfericidad de la superficie o la superficie en sí misma, y  $e_c$  y  $e_{b \min}$  son espesores de centro y espesor de borde mínimo en la lente.

Las ligaduras expresan de una forma sencilla condiciones no negociables en el proceso de optimización como la potencia frontal posterior de la lente, en términos de esfera, cilindro y eje, el prisma de prescripción si lo hubiere, los valores máximos tolerados para la agudeza visual (o para la norma del error del tensor de potencia), etc.

En la figura 4a y figura 4b la AV se mantiene superior a la unidad en un cono de 20°. Sin embargo, la lente de la figura 4b, con una base 8.5 veces más potente que la primera, produce un aumento asociado al factor de forma 8.5 veces menor. En caso de anisometropía, el diseño propuesto en la presente invención permite balancear los aumentos de lente oftálmica en ambos ojos sin estropear la calidad visual.

En las figura 4c y figura 4d se aprecia como la base 4.25 es idónea para la fabricación de monofocales con la potencia de este ejemplo. Al pasar a una base de 4.25, la AV se deteriora de forma significativa, por lo que equalizar los tamaños de imagen retiniana en caso de anisometropía irá acompañado de una merma de la calidad visual, efecto que queda eliminado en las lentes optimizadas mostradas en las figuras 4a y 4b.

La figura 5a muestra una lente de potencia [-6,2×90] optimizada. Base 0.5. Mantiene un nivel de agudeza visual en un cono de 30°. La figura 5b muestra una lente de potencia [-6,2×90] tórica. Base 4.25 En la base más adecuada para la realización de la lente tórica se observa un descenso de un 30% en la agudeza visual a 30°. La figura 6a muestra una lente de potencia [-4,0] tórica. La figura 6b representa una lente de potencia [-4,0] optimizada. La agudeza visual se mantiene a pesar de emplear una base mucho más plana que en el caso anterior, mejorando la estética del resultado final. En la figura 6b en la izquierda se muestra el perfil de la lente optimizada que es mucho más delgada que la correspondiente lente PA cuyo perfil se muestra a la derecha.

## ES 2 337 970 B1

En la figura 7a se muestra una lente de potencia  $[2.5,1\times 0]$  tórica con base 8.25. En la figura 7b se muestra una lente de potencia  $[2.5,1\times 0]$  optimizada en base 4.25. El resultado elimina una imagen parásita de tipo 4. En la figura 7c se muestra una lente de potencia  $[2.5,1\times 0]$  tórica en base 4.25. Para eliminar una imagen parásita de tipo 4 en las lentes PA es necesario utilizar una base más plana. Comparando esta lente con la equivalente optimizada se observa un importante deterioro de la calidad óptica de la lente tórica resultante.

Finalmente se desarrolla una guía de prescripción, preferentemente un asistente informático, que permite al prescriptor activar o desactivar requisitos de forma intuitiva para proceder al diseño de una lente o pareja de lentes con las características deseadas para el usuario. La guía tiene como misión facilitar el proceso de optimización desactivando solicitudes incoherentes (por ejemplo la reducción de la distorsión y a la vez la reducción de la curvatura de la lente) y permitiendo que el prescriptor pueda fijar niveles de agudeza visual mínima o umbrales máximos para cada una de las características de la lente o pareja de lentes oftálmicas que quedan representadas en los funcionales  $\Phi_1$  a  $\Phi_8$ .

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Lentes oftálmicas monofocales con superficies esféricas y/o esféricas combinadas **caracterizadas** porque las superficies se escogen, al menos una entre:

una superficie esférica y otra superficie esférica sin simetría de revolución,

una superficie esférica con simetría de revolución y otra superficie esférica sin simetría de revolución,

dos superficies esféricas sin simetría de revolución.

2. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación primera, **caracterizadas** porque las superficies esféricas están representadas por una superficie esférica con formato de anillo dada por:

$$z_A = r_1 - \rho_1 + \frac{\rho_1}{c_1} \left( 1 - \sqrt{1 - c_1 \frac{x^2}{\rho_1^2}} \right),$$

en donde

$$\rho_1 = r_1 - \frac{r_2}{c_2} \left( 1 - \sqrt{1 - c_2 \frac{y^2}{r_2^2}} \right),$$

y en donde  $c_1$  y  $c_2$  son los coeficientes de asfericidad de cada meridiano principal, siendo además  $r_1$  el radio de curvatura mayor y  $r_2$  el radio de curvatura menor en el vértice de la superficie.

3. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación segunda, **caracterizadas** porque la superficie esférica tiene su versión de barril, cambiando  $r_1$  por  $r_2$  y  $c_1$  por  $c_2$ .

4. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación segunda, **caracterizadas** porque la asfericidad en los meridianos principales de un punto arbitrario de la superficie depende de la distancia de dicho punto al vértice de la superficie, adaptándose mejor a la reducción de los errores oblicuos en prescripciones sin cilindro o cilindro bajo.

5. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación primera, **caracterizadas** porque las superficies esféricas están representadas por una superficie esférica con formato de anillo dada por:

$$z_B = \frac{r_1}{c_1} - \rho \sqrt{1 - \frac{1}{c_1} \frac{x^2}{\rho^2}},$$

en donde,

$$\rho = \frac{r_1}{c_1} - \frac{r_2}{c_2} \left( 1 - \sqrt{1 - c_2 \frac{y^2}{r_2^2}} \right)$$

y en donde  $c_1$  y  $c_2$  son los coeficientes de asfericidad de cada meridiano principal, siendo además  $r_1$  el radio de curvatura mayor y  $r_2$  el radio de curvatura menor en el vértice de la superficie.

6. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación quinta, **caracterizadas** porque la superficie esférica tiene su versión de barril, cambiando  $r_1$  por  $r_2$  y  $c_1$  por  $c_2$ .

7. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación quinta, **caracterizadas** porque la asferización afecta por igual a todos los meridianos de la superficie, adaptándose mejor a la reducción de errores oblicuos para prescripciones con cilindro medio-elevado.

5 8. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicaciones anteriores, **caracterizadas** porque el formato de anillo en las superficies tóricas preserva la curvatura en los meridianos paralelos al de máxima curvatura, permitiendo una mayor reducción de los errores de potencia en superficies de menor curvatura, del tipo de superficies internas en lentes positivas o superficies internas en lentes negativas,

10 y porque además, el formato de barril en las superficies tóricas preserva la curvatura en meridianos paralelos al meridiano de mínima curvatura, adaptándose mejor a la reducción de errores oblicuos en superficies de mayor curvatura como superficies externas en lentes positivas o su superficies internas en lentes negativas.

15 9. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación primera, **caracterizadas** porque la superficie esférica se define mediante un polinomio bidimensional del tipo:

$$20 \quad z = \sum_{n,m=0}^N a_{nm} \xi^n \psi^m$$

25 en donde  $a_{nm}$  son coeficientes y  $\xi$  y  $\psi$  son coordenadas normalizadas a través de sendos parámetros dependientes de los índices  $n$  y  $m$ , y  $N$  es el orden máximo del polinomio.

10. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación novena, **caracterizadas** porque el orden máximo del polinomio  $N$  está comprendido entre 4 y 6.

30 11. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación primera, **caracterizadas** porque las superficies esféricas sin simetría de revolución se describen mediante un desarrollo del tipo:

$$35 \quad z = \sum_{n=1}^M \chi_n P_n(x, y)$$

40 en donde  $\chi_n$  son coeficientes y  $P_n(x,y)$  son polinomios de  $x$  e  $y$ , de orden creciente y definidos en una determinada región  $\Omega$  en el interior de la cual satisfacen la condición,

$$45 \quad \iint_{\Omega} P_n(x, y) P_m(x, y) dx dy = \delta_{nm} .$$

donde  $M$  es el número máximo de polinomios a utilizar en el desarrollo, y es tal que el orden del polinomio  $P_M$  es sustancialmente igual a  $N$ , orden máximo del polinomio.

50 12. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicaciones anteriores, **caracterizadas** porque la optimización de los errores oblicuos de la lente se realiza en base a la minimización de una norma válida de la matriz de potencia dióptrica del error  $G[\mathbf{P}_{ob}(u,v) - (\mathbf{P}(u,v) + A\mathbf{1})]$ , en donde  $\mathbf{P}_{ob}(u,v)$  es la matriz de potencia dióptrica objetivo para la dirección de mirada  $(u,v)$ .  $\mathbf{P}(u,v)$  es la matriz de potencia dióptrica de la lente para la dirección de mirada  $(u,v)$ , y  $A$  es la acomodación del usuario.

55 13. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación 12, **caracterizadas** porque la norma de la matriz de potencia dióptrica del error es inversamente proporcional a la agudeza visual del usuario y toma un valor mínimo que es igual al inverso de la agudeza visual del usuario.

60 14. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación 12, **caracterizadas** porque  $\mathbf{P}(u,v)$  depende de las coordenadas angulares  $(u,v)$ , y puede calcularse mediante la expresión:

$$65 \quad \mathbf{P}(u, v) = \begin{pmatrix} E(u, v) + C(u, v) \sin^2 \alpha(u, v) & -C(u, v) \sin \alpha(u, v) \cos \alpha(u, v) \\ -C(u, v) \sin \alpha(u, v) \cos \alpha(u, v) & E(u, v) + C(u, v) \cos^2 \alpha(u, v) \end{pmatrix} .$$

## ES 2 337 970 B1

15. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicaciones 1 a 11, **caracterizadas** porque la optimización de los errores oblicuos de la lente se realiza en base a la minimización de una norma válida de la matriz de potencia dióptrica del error  $G[\mathbf{P}_{ob}(u,v) - (\mathbf{P}(u,v,s) + A(s)\mathbf{1})]$ , en donde  $\mathbf{P}_{ob}(u,v)$  es la matriz de potencia dióptrica objetivo para la dirección de mirada  $(u,v)$ , siendo  $\mathbf{P}(u,v,s)$  la matriz de potencia dióptrica de la lente para la dirección de mirada  $(u,v)$  y una distancia objeto  $s$  a lo largo de dicha dirección de mirada, siendo  $A(s)$  la acomodación que minimiza la norma anterior para una distancia objeto  $s$ .

16. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación 15, **caracterizadas** porque la norma de la matriz de potencia dióptrica del error es inversamente proporcional a la agudeza visual del usuario y toma un valor mínimo que es igual al inverso de la agudeza visual del usuario.

17. Lentes oftálmicas monofocales, según reivindicación 15, **caracterizadas** porque  $\mathbf{P}(u,v,s)$  depende de las coordenadas angulares  $(u,v)$  y a la distancia objeto  $s$ , y se calcula mediante la expresión:

$$\mathbf{P}(u_i, v_i, s_i) = \mathbf{V}(u_i, v_i, s_i) - \frac{1}{s_i} \mathbf{1}$$

18. Lentes oftálmicas monofocales, según la reivindicación 15, **caracterizadas** porque se proporciona la función visual que se cuantifica a través de la relación entre la distancia objeto para cada dirección de mirada.

19. Método de prescripción de lentes oftálmicas monofocales, según las reivindicaciones 1 a 18, **caracterizado** porque activa o desactiva requisitos de diseño de las lentes oftálmicas monofocales.

Figura 1

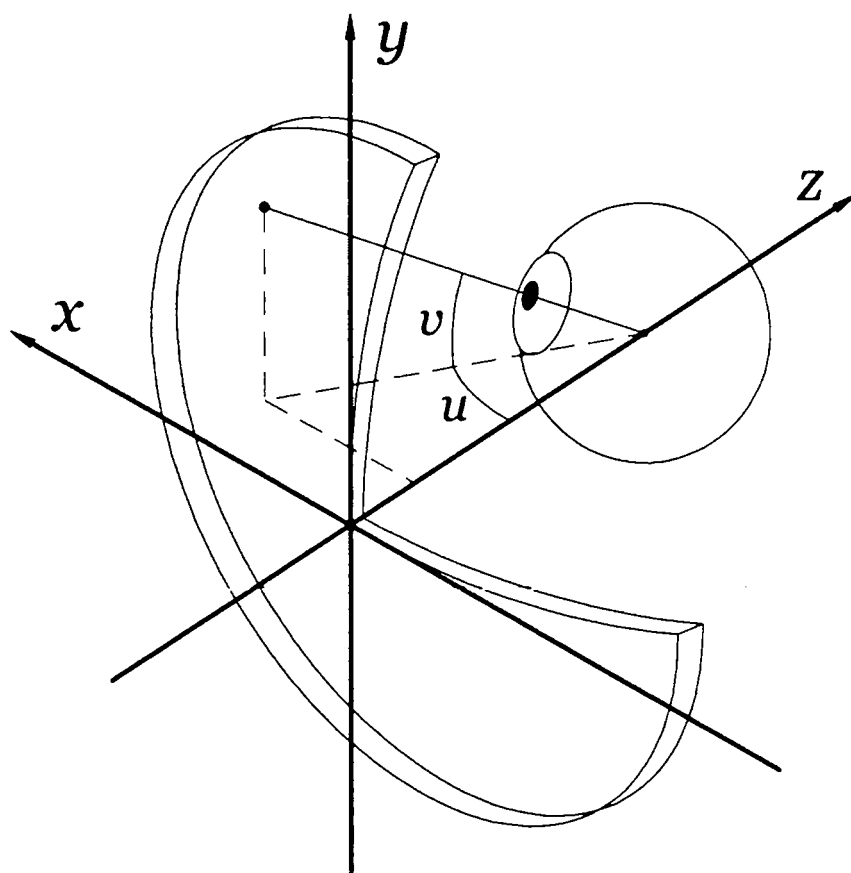




Figura 2

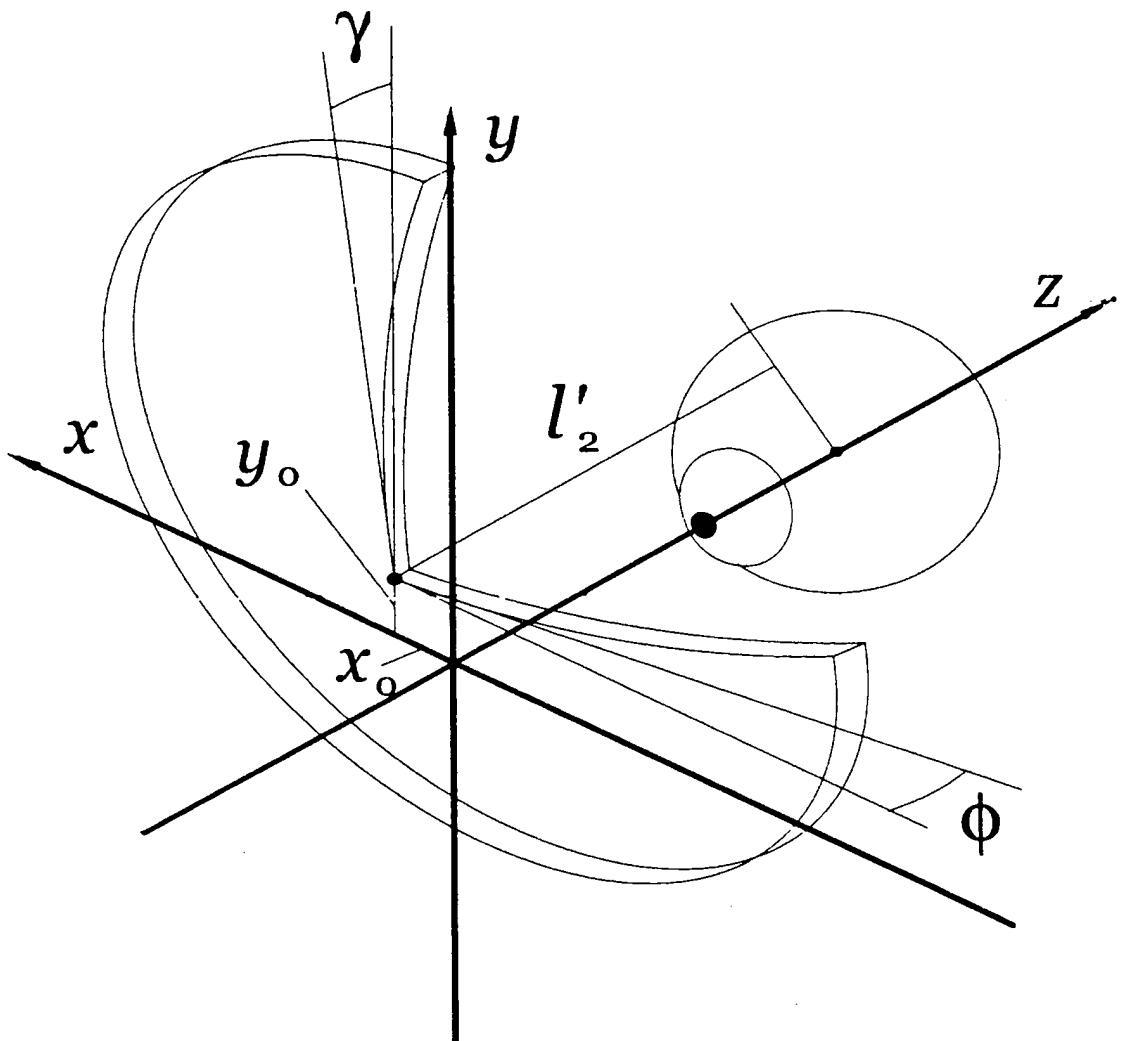


Figura 3a

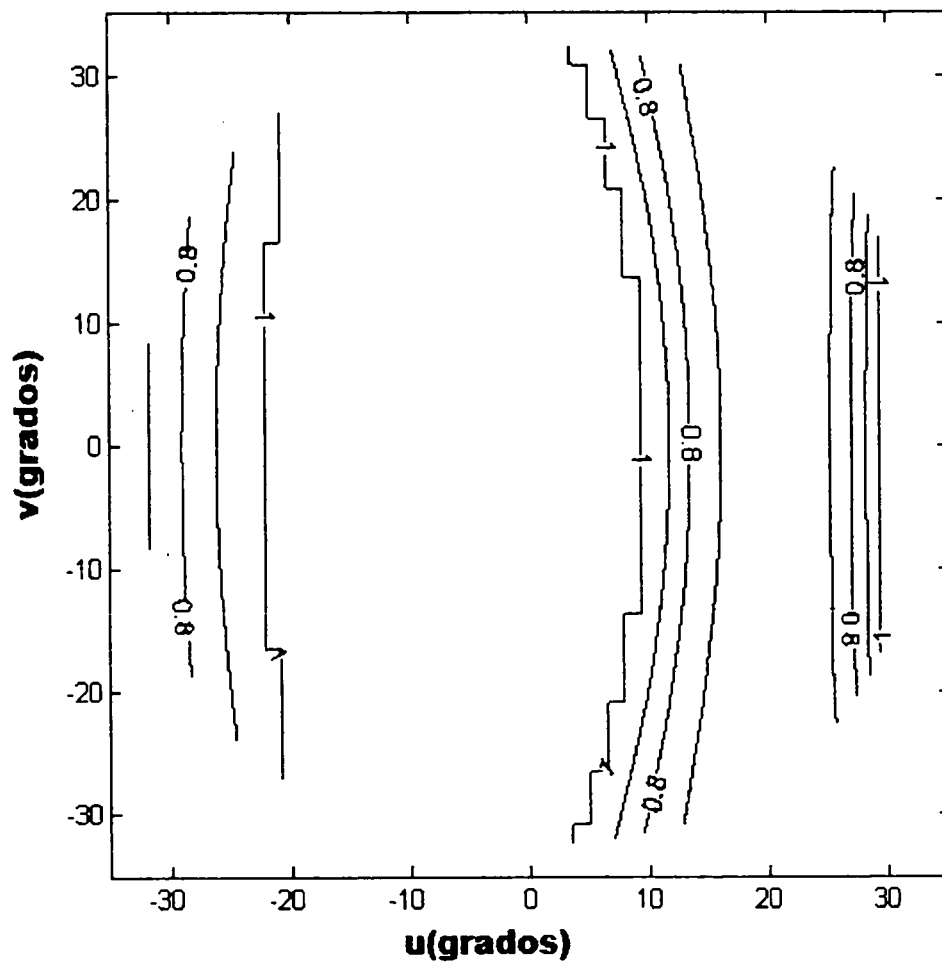


Figura 3b

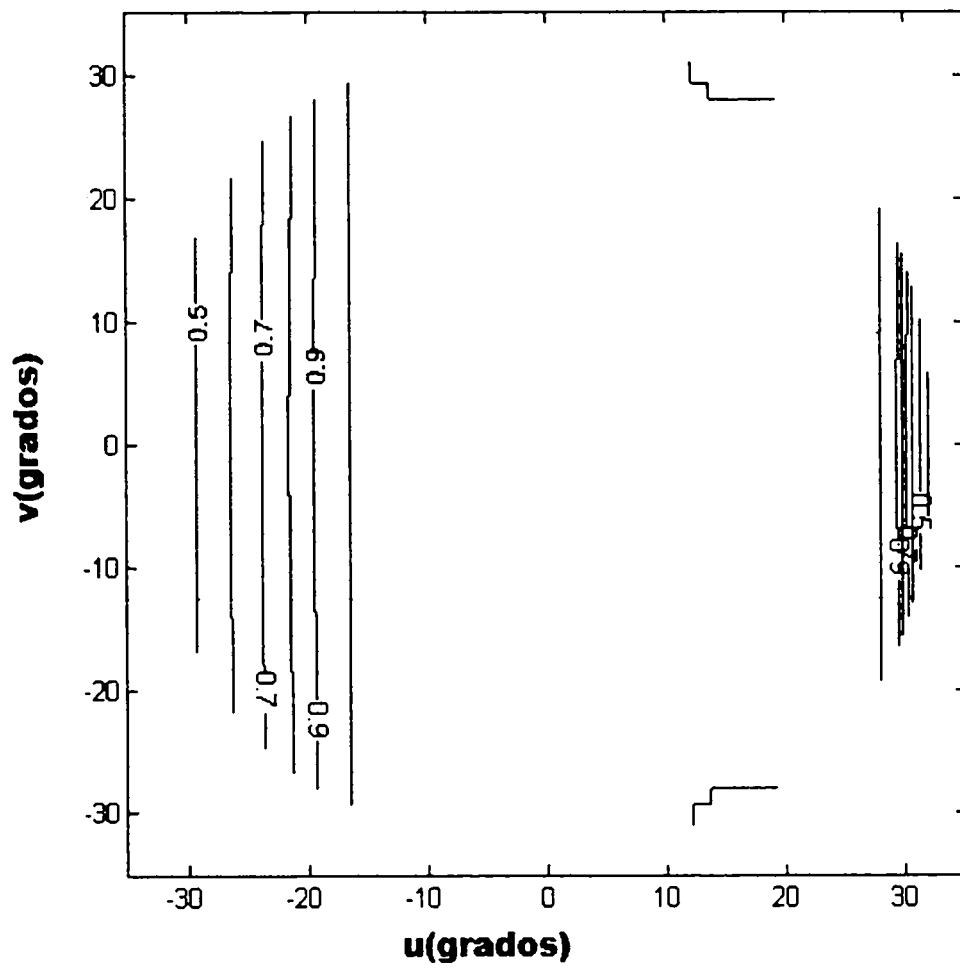


Figura 3c

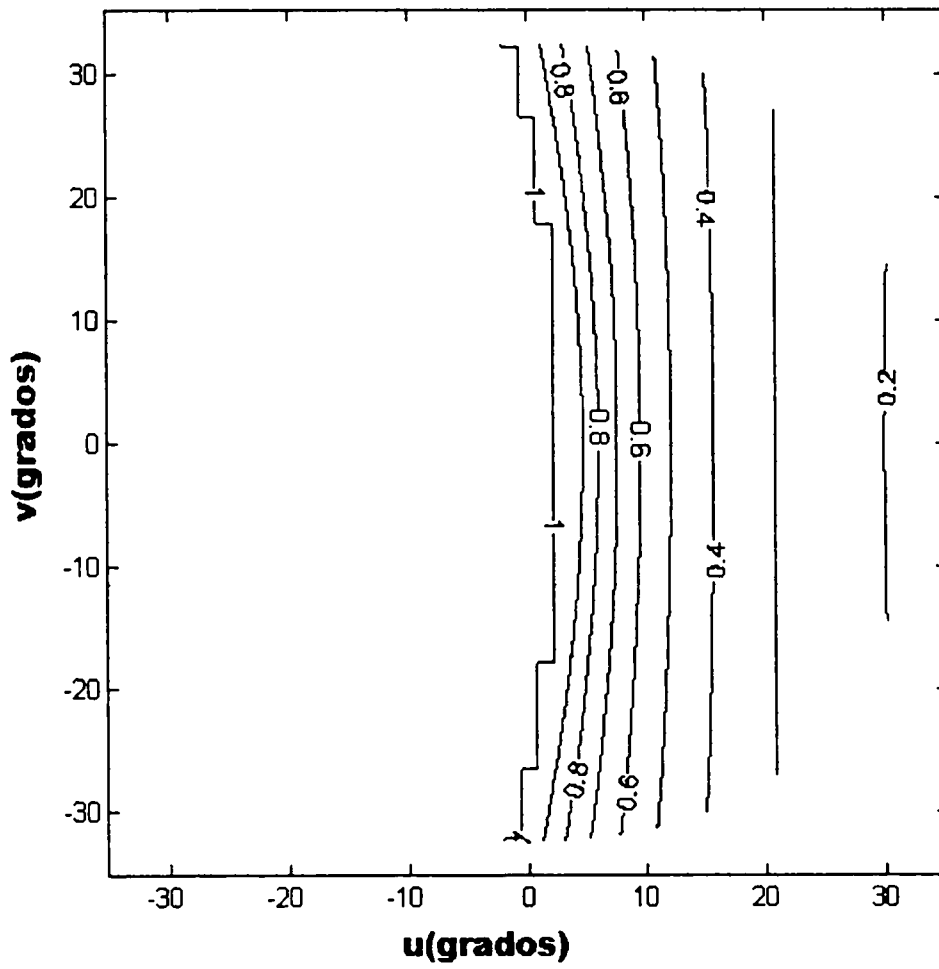


Figura 3d

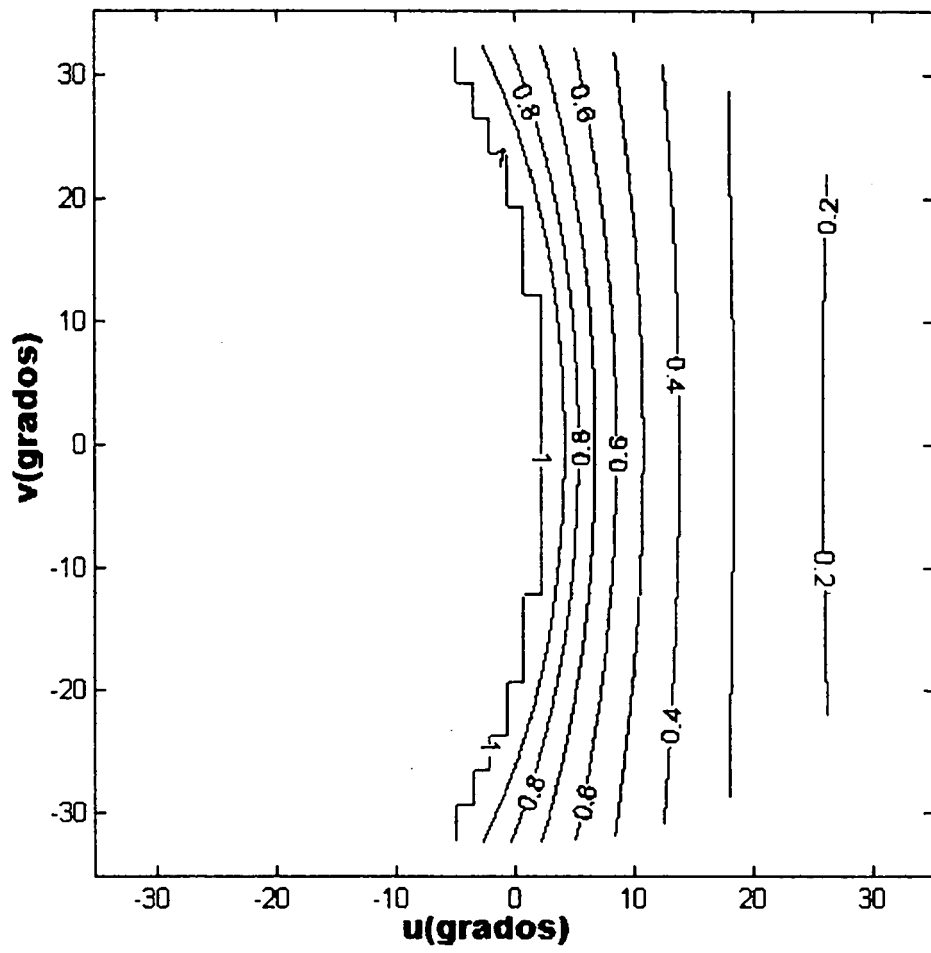


Figura 4a

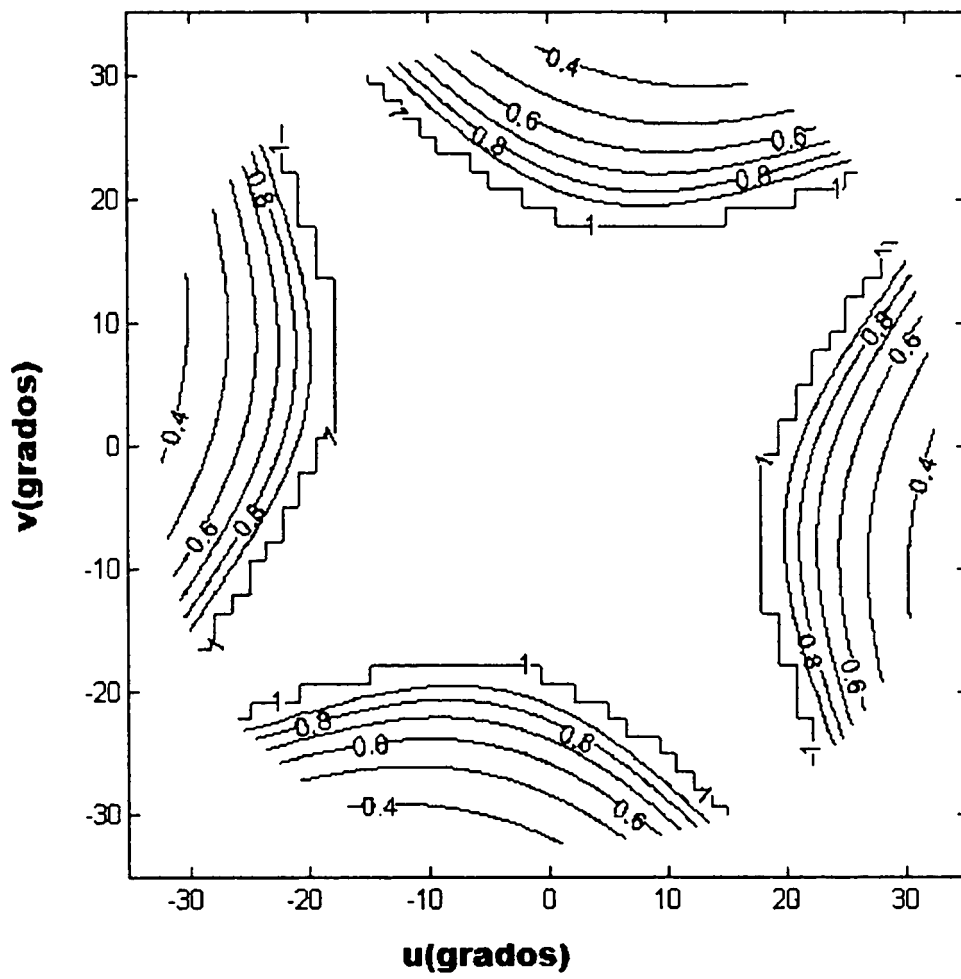


Figura 4b

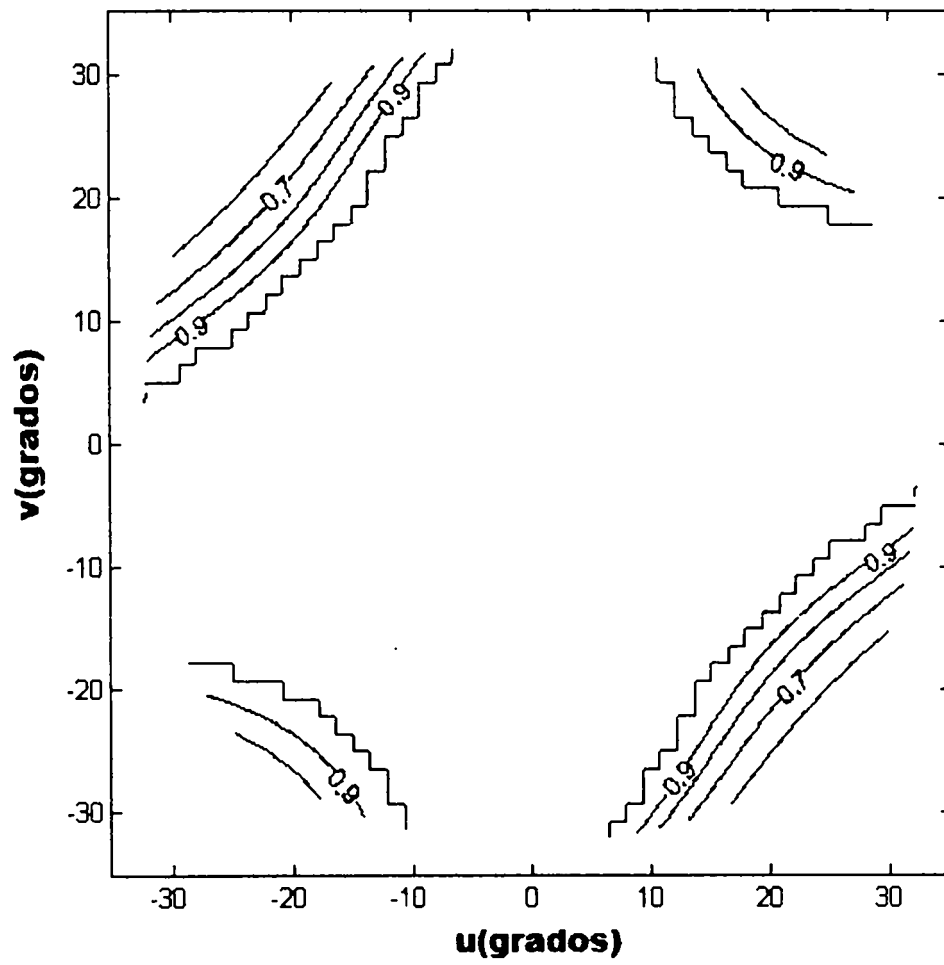


Figura 4c

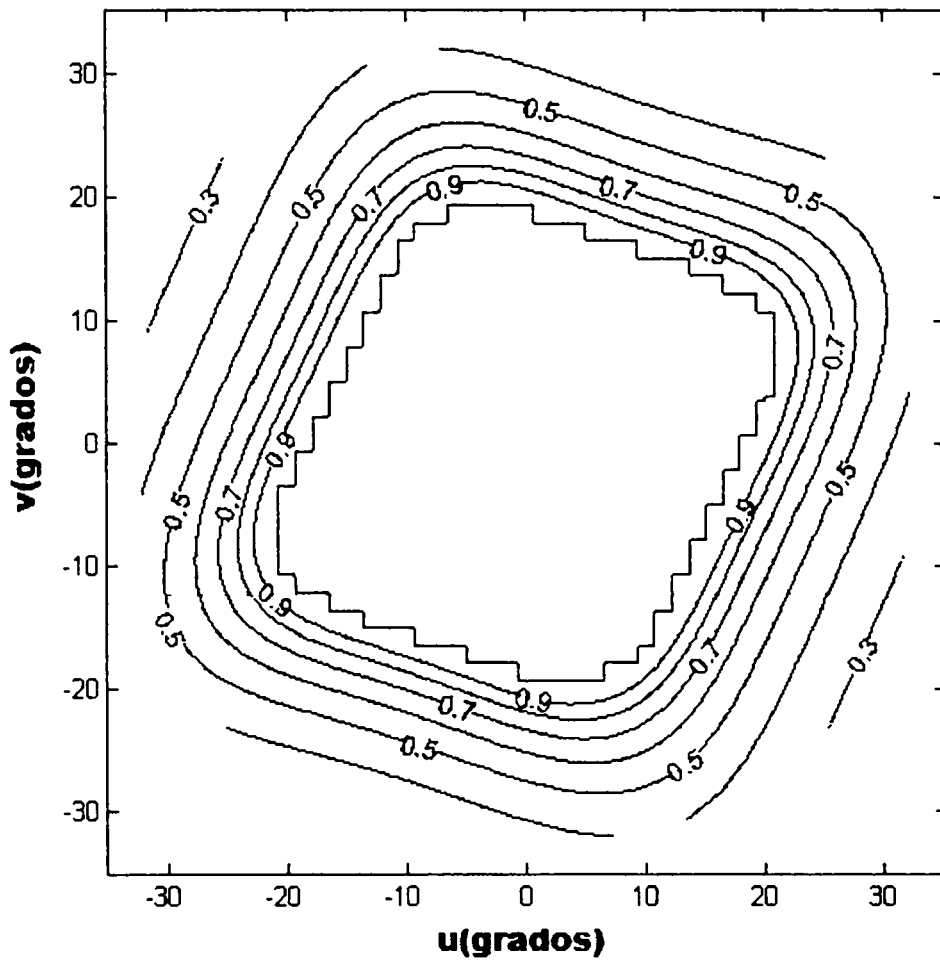




Figura 4d

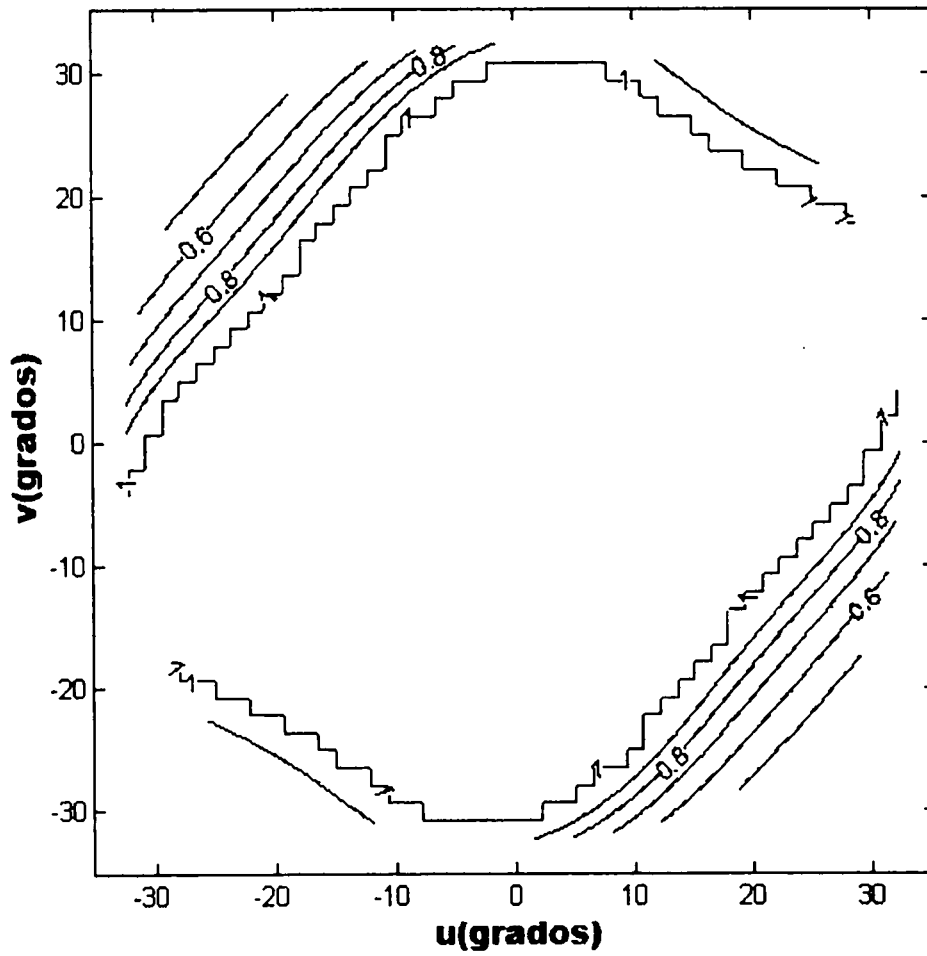


Figura 5a

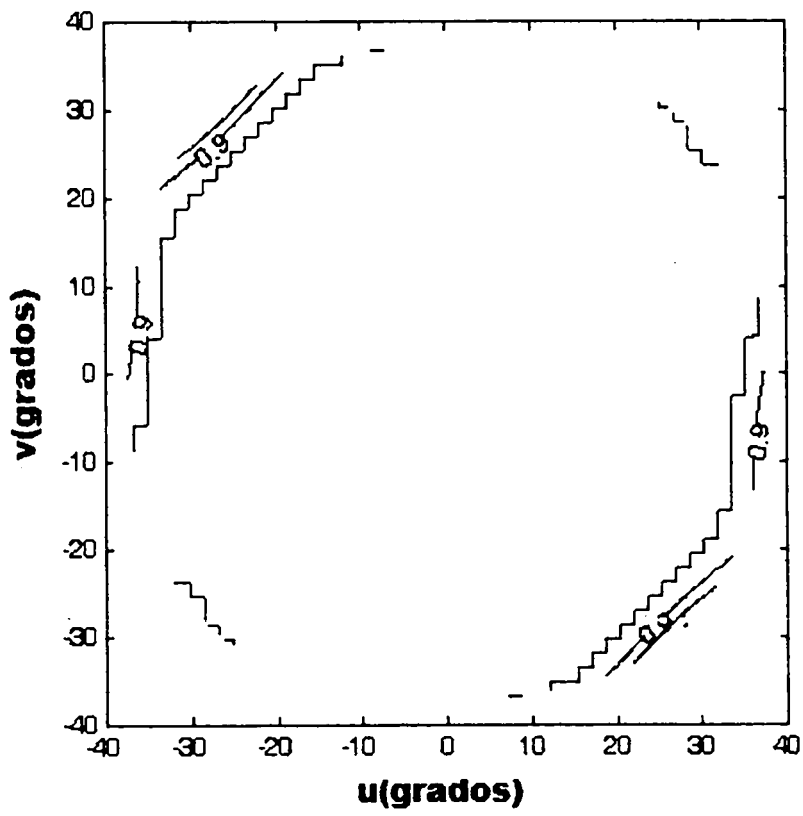


Figura 5b

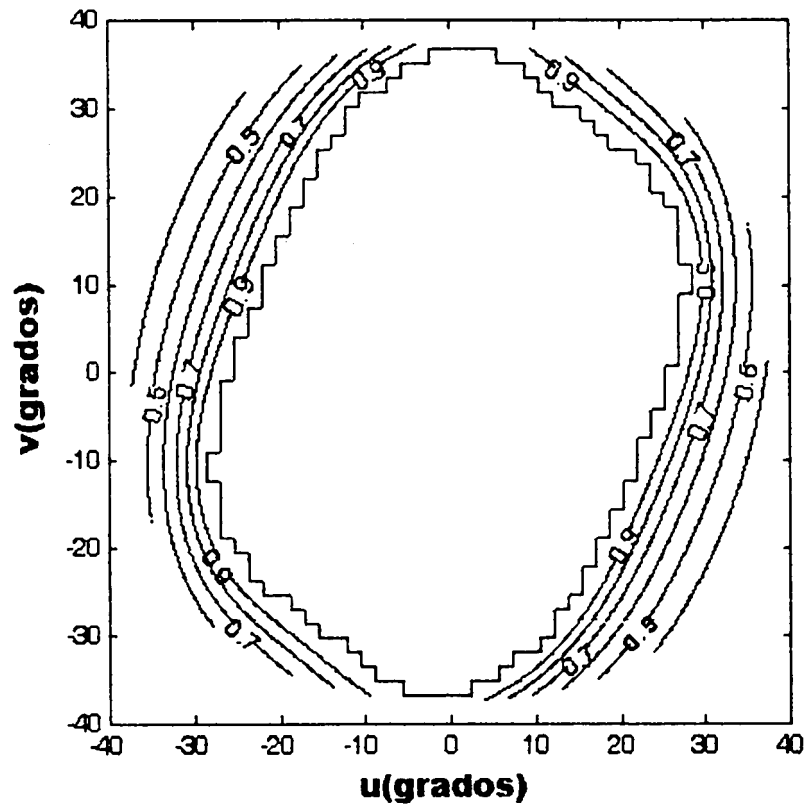


Figura 6a

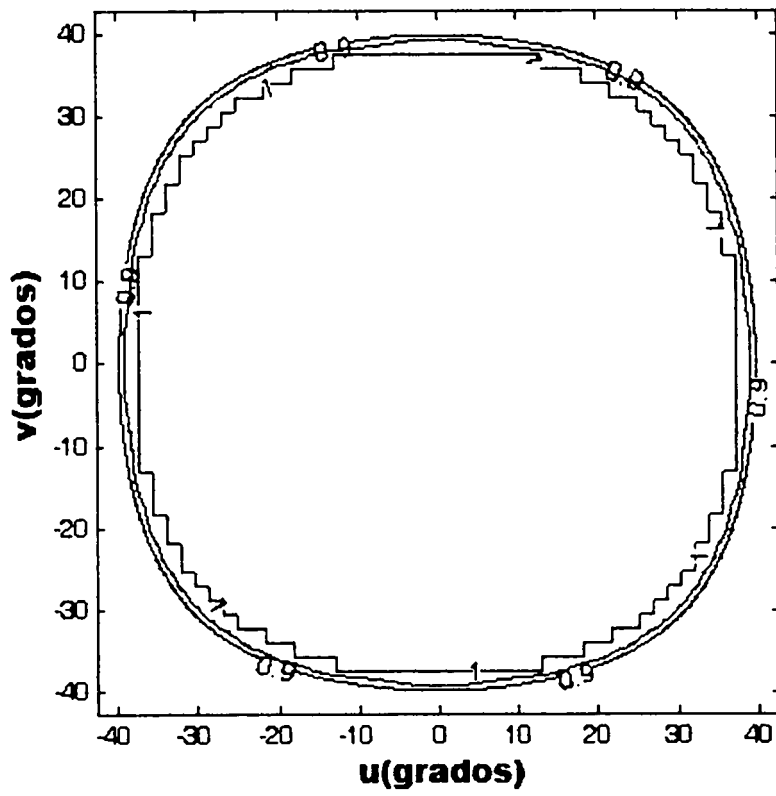


Figura 6b

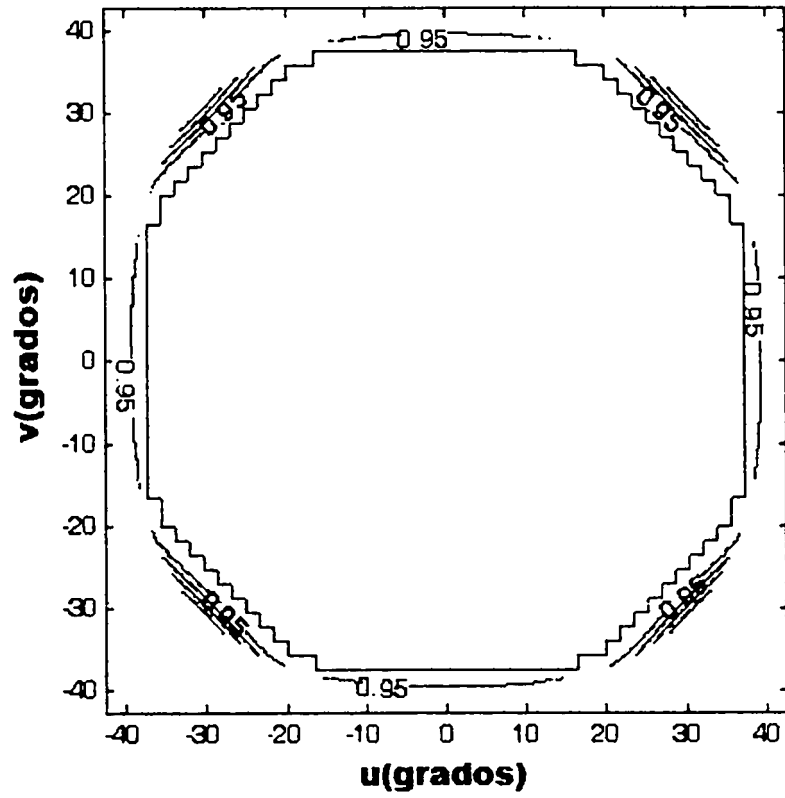


Figura 6c

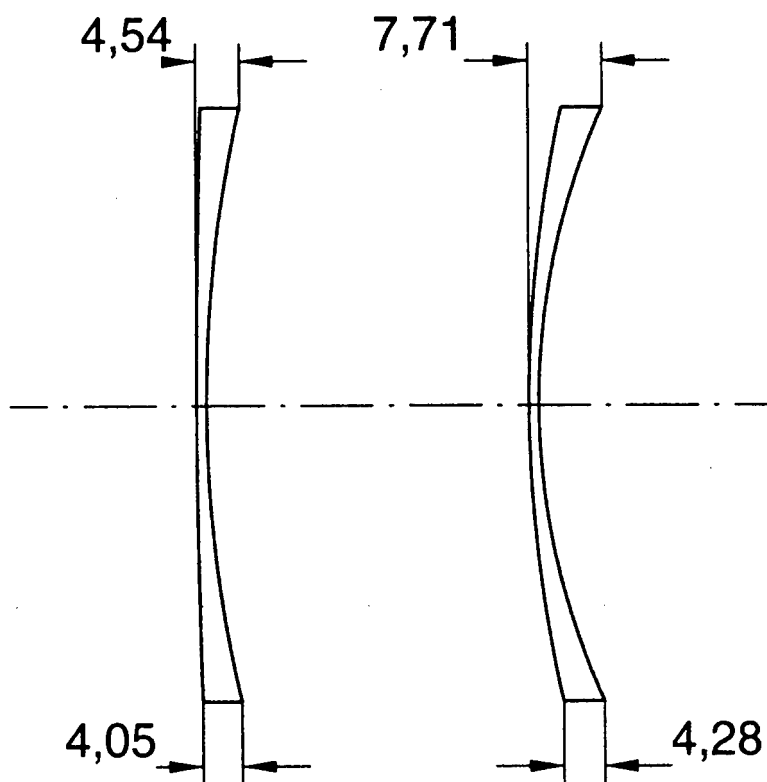


Figura 7a

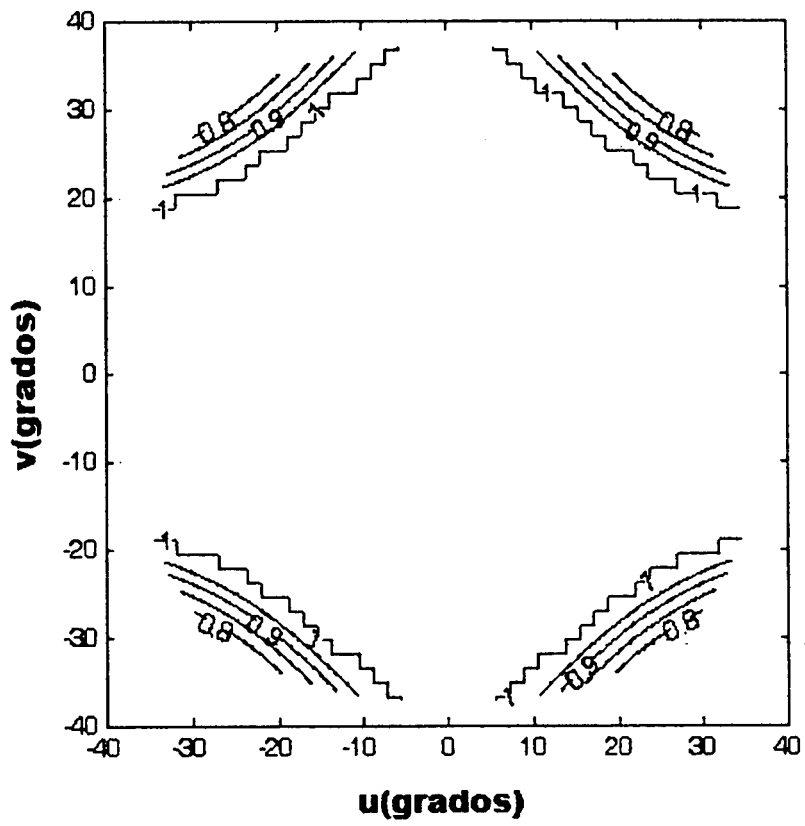


Figura 7b

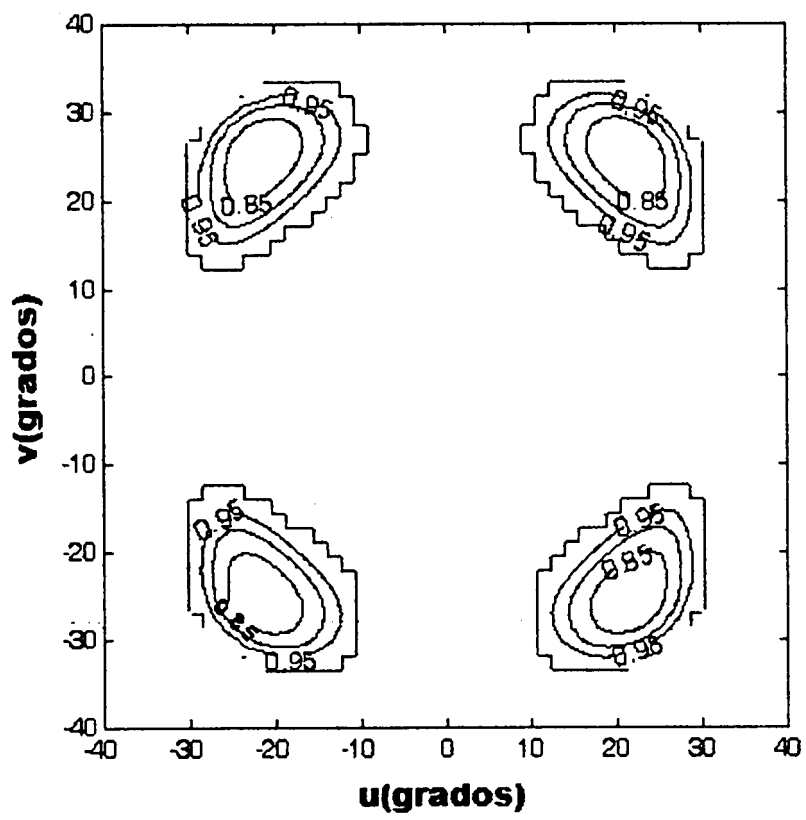




Figura 7c

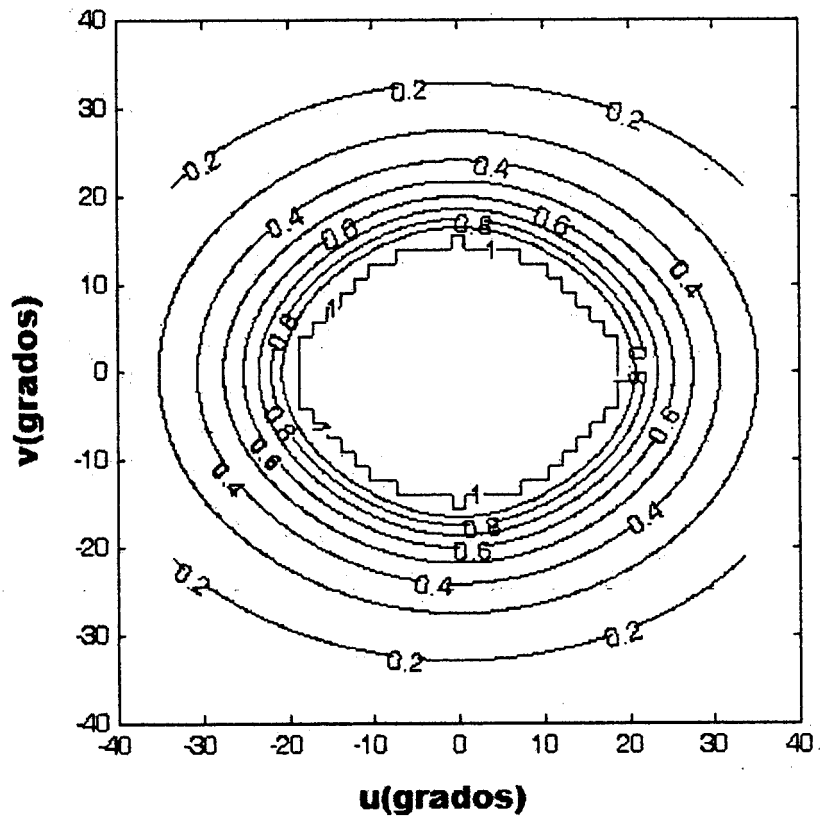


Figura 8

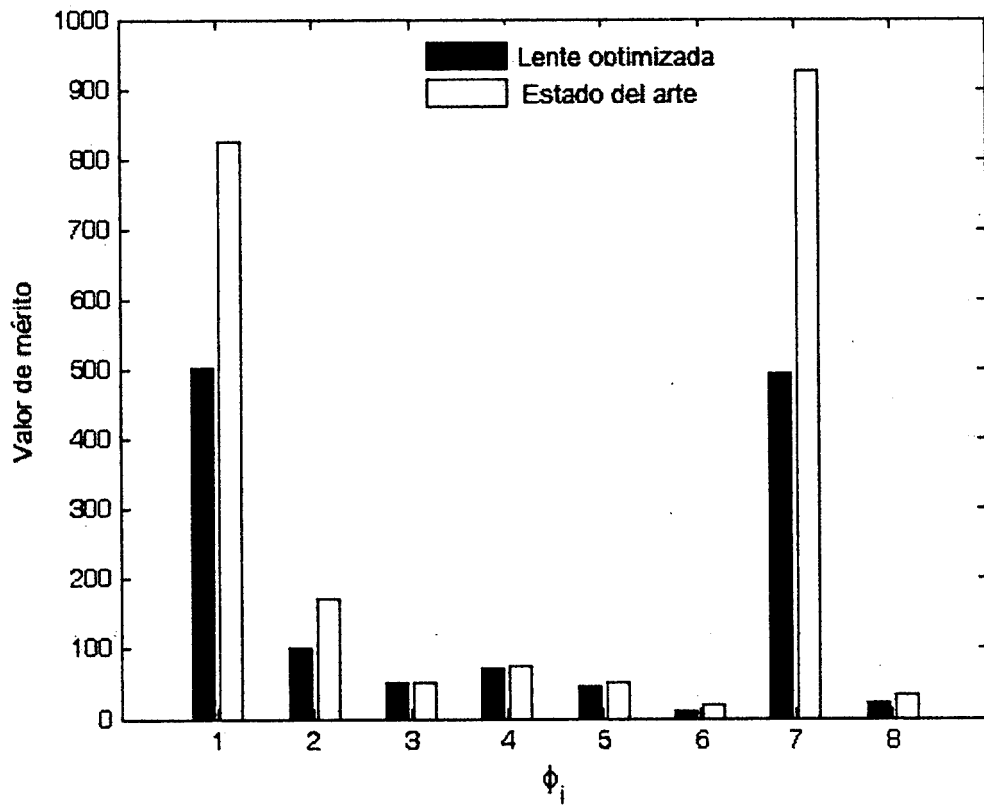
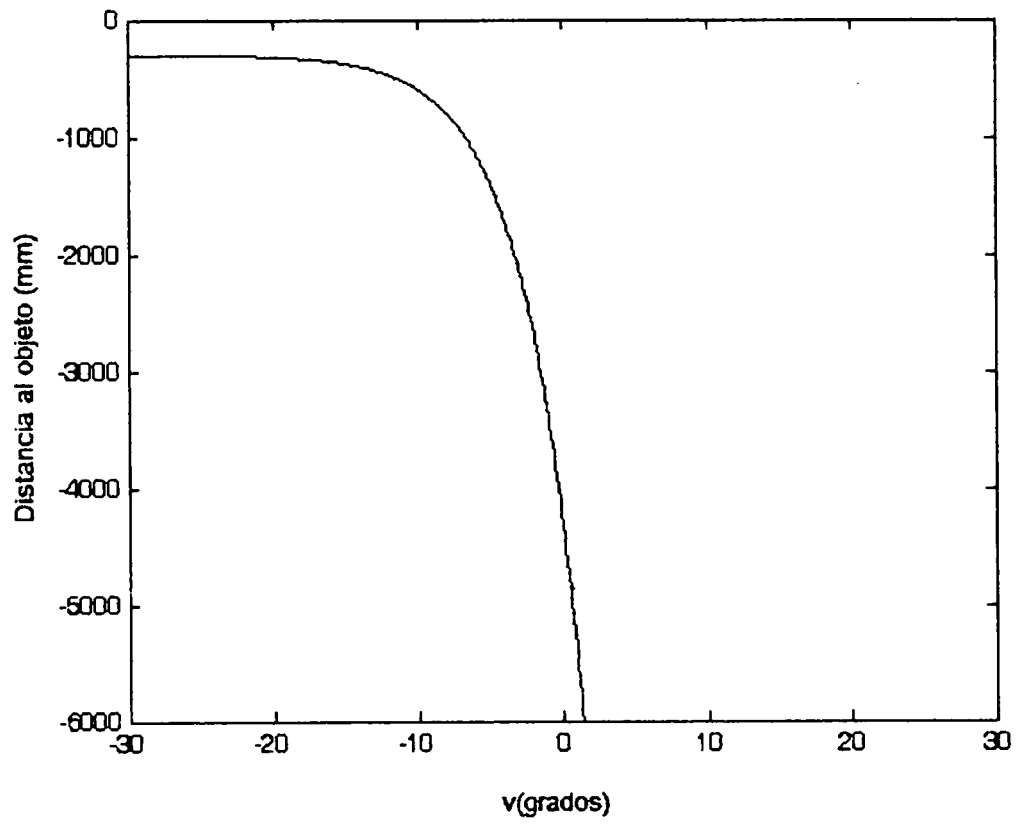


Figura 9





OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 337 970

② Nº de solicitud: 200702529

③ Fecha de presentación de la solicitud: 26.09.2007

④ Fecha de prioridad:

## INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: G02B 3/02 (2006.01)

### DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	US 5680256 A (KATSUMA, T.) 21.10.1997, resumen; columna 1, línea 45 - - columna 2, línea 22; columna 3, línea 10 - columna 6, línea 8; figuras.	1
A		2-8
A	US 4820029 A (IWAI, M. et al.) 11.04.1989, todo el documento.	1-8
A	US 20020054282 A1 (SASAYA, T. et al.) 09.05.2002, todo el documento.	1-8
A	KR 20030062968 A (BIZ4M) 28.07.2003, todo el documento.	1
A	JP 2001004916 A (MATSUSHITA ELECTRIC IND. CO. LTD.) 12.01.2001	

#### Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

#### El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

19.04.2010

Examinador

O. González Peñalba

Página

1/1