



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 361 175**

51 Int. Cl.:  
**G02C 7/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06290654 .0**

96 Fecha de presentación : **21.04.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1791014**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **30.05.2007**

54 Título: **Lente oftálmica.**

30 Prioridad: **29.11.2005 FR 05 12063**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**14.06.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**14.06.2011**

73 Titular/es: **ESSILOR INTERNATIONAL (Compagnie  
Générale d'Optique)**  
**147, rue de Paris**  
**94227 Charenton le Pont, FR**

72 Inventor/es: **Bourdoncle, Bernard y  
Decreton, Bruno**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 361 175 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

La presente invención tiene por objeto un procedimiento de determinación de una lente oftálmica.

Toda lente oftálmica destinada a colocarse en una montura está asociada a una prescripción. La prescripción, en materia oftálmica, puede contener una prescripción de potencia, positiva o negativa, así como una prescripción de astigmatismo. Estas prescripciones corresponden a correcciones que deben realizarse en el usuario de lentes para corregir los defectos de su visión. Una lente se coloca en la montura en función de la prescripción y de la posición de los ojos del usuario.

En los casos más simples, la prescripción se reduce a una prescripción de potencia. La lente se llama unifocal y presenta una rotación simétrica. Simplemente, se coloca en la montura de modo que la dirección principal de la mirada del usuario coincida con el eje de simetría de la lente.

Para los usuarios presbíta, el valor de la corrección de potencia es diferente para la visión lejana y la visión cercana, debido a las dificultades de acomodación de la visión cercana. Por lo tanto, la prescripción está compuesta por un valor de potencia para visión lejana y una adición (o progresión de potencia) representativa del incremento de potencia entre la visión lejana y la visión cercana; es decir, una prescripción de potencia para visión lejana y una prescripción de potencia para visión cercana. Las lentes adaptadas para los usuarios presbíta son lentes multifocales progresivas; estas lentes están descritas, por ejemplo, en FR-A-2 699 294, US-A-5 270 745 o US-A-5 272 495, FR-A-2 683 642, FR-A-2 699 294 o FR-A-2 704 327. Las lentes oftálmicas multifocales progresivas abarcan una zona de visión lejana, una zona de visión cercana, una zona de visión intermedia y una meridiana principal de progresión que atraviesa estas tres zonas. Generalmente, se determinan por optimización, a partir de una cantidad de exigencias impuestas a las diferentes características de la lente. Estas lentes son generalistas, porque se adaptan a las diferentes necesidades corrientes del usuario.

Se definen familias de lentes multifocales progresivas, cada lente de una familia está caracterizada por una adición, que corresponde a la variación de potencia entre la zona de visión lejana y la zona de visión cercana. Más precisamente, la adición, señalada A, corresponde a la variación de potencia entre un punto VL de la zona de visión lejana y un punto VC de la zona de visión cercana, que se llaman, respectivamente, punto de control de la visión lejana y punto de control de la visión cercana y que representan los puntos de intersección de la mirada y de la superficie de la lente para una visión enfocada hacia el infinito y para una visión de lectura.

En una misma familia de lentes, la adición varía de una lente a otra entre un valor de adición mínimo y un valor de adición máximo de 0,25 dioptría en 0,25 dioptría de una lente a otra de la familia.

Las lentes de igual adición difieren por el valor de la esfera media en un punto de referencia, llamado también base. Por ejemplo, se puede medir la base en el punto VL de medida de la visión lejana. De este modo, se define eligiendo una pareja (adición, base) un conjunto o juego de caras anteriores esféricas para lentes multifocales progresivas. Habitualmente, se pueden definir 5 valores de bases y 12 valores de adiciones, es decir, sesenta caras anteriores. En cada una de las bases, se realiza una optimización para una potencia dada. Este método conocido permite, a partir de lentes semiterminadas en las que sólo está conformada la cara anterior, preparar lentes que se adaptan a cada usuario, mediante la simple fabricación de una cara posterior esférica o tórica.

De este modo, las lentes multifocales progresivas suelen tener una cara anterior esférica, que es la cara opuesta al usuario de lentes, y una cara posterior esférica o tórica, dirigida hacia el usuario de anteojos. Esta cara esférica o tórica permite adaptar la lente a la ametropía del usuario, de modo que una lente multifocal progresiva, generalmente, sólo se define por su superficie esférica. Como es bien sabido, una superficie esférica suele definirse por la altitud de todos sus puntos. También se utilizan los parámetros compuestos por las curvaturas mínimas y máximas en cada punto o, más comúnmente, su semisuma y su diferencia. Esta semisuma y esta diferencia multiplicadas por un factor  $n-1$ , en el que  $n$  es el índice de refracción del material de la lente, se llaman esfera media y cilindro.

De este modo, una lente multifocal progresiva puede definirse, en cualquier punto de su superficie compleja, por características geométricas que contienen un valor de esfera media y valor de cilindro, dados por las siguientes fórmulas.

De manera conocida por sí, en cualquier punto de una superficie compleja, se define una esfera media D dada por la fórmula:

$$D = \frac{n-1}{2} \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$$

en la que  $R_1$  y  $R_2$  son los radios de curvatura máxima y mínima locales expresados en metros, y  $n$  el índice del material que constituye la lente.

También se define un cilindro  $C$ , dado por la fórmula:

$$C = (n - 1) \left| \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right|$$

5

Las características de la cara compleja de la lente pueden expresarse con ayuda de la esfera media y del cilindro.

10

Por otra parte, una lente multifocal progresiva también puede definirse por características ópticas que tienen en cuenta la ubicación del usuario de lentes. En efecto, las leyes de la óptica de los trazados de rayos provocan la aparición de defectos ópticos cuando los rayos se apartan del eje central de cualquier lente. Clásicamente, nos interesamos por las aberraciones llamadas defecto de potencia y de astigmatismo. Estas aberraciones ópticas pueden llamarse, de modo genérico, defectos de oblicuidad de los rayos.

15

Los defectos de oblicuidad de los rayos fueron bien identificados en la técnica anterior y se propusieron mejoras. Por ejemplo, el documento WO-A-98 12590 describe un método de determinación por optimización de un juego de lentes oftálmicas multifocales progresivas. Este documento propone definir el juego de lentes considerando las características ópticas de las lentes y, fundamentalmente, la potencia portadora y el astigmatismo oblicuo, en las condiciones de uso. La lente se optimiza mediante trazado de rayos, a partir de un ergorama que asocia un punto de objeto a cada dirección de la mirada en las condiciones de uso.

20

EP-A-0 990 939 también propone determinar una lente por optimización teniendo en cuenta características ópticas y ya no de superficie de la lente. Para ello, se consideran las características de un usuario medio, especialmente en lo que respecta a la posición de la lente frente al ojo del usuario en términos de Galbe, de ángulo pantoscópico y de distancia vidrio-ojo.

25

Además de los defectos de oblicuidad de los rayos descritos anteriormente, se pueden considerar las aberraciones ópticas llamadas de alto orden, como la aberración esférica o el coma, poniendo atención en las deformaciones sufridas por un frente de onda esférica no aberrante que atraviesa la lente.

30

Se considera que el ojo gira detrás del vidrio para barrer el conjunto de su superficie. Así, en cada punto, se considera un sistema óptico compuesto por el ojo y el vidrio, como se explicará en detalle más adelante, en referencia a las figuras 1 a 3. El sistema óptico resulta diferente en cada punto de la superficie del vidrio porque las posiciones relativas del eje principal del ojo y del vidrio son efectivamente diferentes en cada punto, debido a la rotación del ojo detrás del vidrio.

35

En cada una de estas posiciones sucesivas, se calculan las aberraciones sufridas por el frente de onda que atraviesa la lente y limitado por la pupila del ojo.

40

La aberración esférica traduce, por ejemplo, el hecho de que los rayos que pasan por el borde de la pupila no convergen en el mismo plano que los rayos que pasan cerca de su centro. Por otra parte, el coma representa el hecho de que la imagen de un punto ubicado fuera del eje presentará un desplazamiento, debido a la variación de potencia del sistema óptico. Podemos referirnos al artículo de R. G. Dorsch y P. Baumbach, « Coma and Design Characteristics of Progressive Addition Lenses » R G Dorsch, P. Baumbach, Vision Science and Its Applications, Santa Fe, Febrero 1998, que describe los efectos del coma óptico sobre una lente multifocal progresiva.

45

Las deformaciones del frente de onda que atraviesan la lente multifocal pueden describirse globalmente por el valor cuadrático medio, por sus siglas en inglés, RMS, Root Mean Square. El RMS generalmente se expresa en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) y designa, para cada punto de la superficie compleja, la desviación del frente de onda que resulta respecto de un frente de onda no aberrante. La invención propone controlar el valor RMS para determinar una lente multifocal progresiva definida por sus características ópticas en las condiciones de uso con el fin de limitar las aberraciones ópticas percibidas por el ojo.

50

En particular, cuando la lente multifocal progresiva presenta una fuerte adición de potencia, por ejemplo, superior o igual a 1,5 dioptrías, las aberraciones que impactan el frente de onda se vuelven más importantes debido a la progresión de potencia entre la zona de visión lejana y la zona de visión cercana. Estas aberraciones ópticas percibidas por el usuario atentan contra el confort de la visión periférica y de la

visión dinámica. Por lo tanto, se necesita una lente multifocal progresiva que satisfaga mejor las necesidades de los usuarios.

- 5 La invención propone un procedimiento de determinación de una lente multifocal progresiva a la que resulte más fácil adaptarse que las lentes oftálmicas clásicas; presenta una progresión de potencia muy suave, cuyo fin es garantizar al usuario una excelente percepción tanto en visión dinámica como en visión periférica. Se propone limitar el RMS en toda una zona central de la lente garantizando una buena accesibilidad a las potencias necesarias para la visión cercana. Este tipo de lente se adapta, particularmente, al confort de los usuarios con hipermetropía que necesitan una adición de potencia importante, superior o igual a 1,5 dioptrías.
- 10 En consecuencia, la invención propone un procedimiento de determinación de una lente oftálmica multifocal tal como se define en la reivindicación 1.
- Según una característica, la diferencia de valor cuadrático medio entre dos puntos simétricos en el llamado semicírculo es inferior o igual a 0,12 micrómetros por dioptría por debajo de una línea ligeramente horizontal ubicada a 8° por encima de la cruz de centrado.
- 15 Según una característica, el semicírculo presenta una base ligeramente horizontal que pasa por la cruz de centrado.
- Según una característica, el eje de simetría del semicírculo se confunde ligeramente con el meridiano de progresión.
- 20 La invención se refiere, además, a un procedimiento de montaje de una lente según la invención en un equipo visual, que incluye:
- la medida de la posición horizontal de la pupila del usuario en visión lejana;
  - la determinación de la altura total del calibre de la montura del equipo visual;
  - el montaje en el equipo de una lente, con la cruz de centrado en la posición medida.
- 25 Otras ventajas y características de la invención aparecerán durante la lectura de la descripción que contempla los modos de realización de la invención, dados a título de ejemplo y en referencia a los dibujos que muestran:
- figura 1, un esquema de un sistema óptico ojo-lente, visto de arriba;
  - figuras 2 y 3, esquemas en perspectiva de un sistema ojo-lente;
  - figura 4, un gráfico de potencia óptica del usuario a lo largo de la meridiana de una lente según un primer modo de realización de la invención;
  - figura 5, un gráfico de potencia óptica del usuario de la lente de la figura 4;
  - figura 6, un gráfico de amplitud de astigmatismo oblicuo de la lente de la figura 4;
  - figura 7, un gráfico de RMS reducido normalizado de la lente de la figura 4;
  - figura 8, un gráfico que representa las diferencias de RMS entre parejas de puntos simétricos de la lente de la figura 7;
  - figura 9, un gráfico de potencia óptica del usuario a lo largo de la meridiana de una lente según un segundo modo de realización de la invención;
  - figura 10, un gráfico de potencia óptica del usuario de la lente de la figura 9;
  - figura 11, un gráfico de amplitud de astigmatismo oblicuo de la lente de la figura 9;
  - figura 12, un gráfico de RMS reducido normalizado de la lente de la figura 9;
  - figura 13, un gráfico que representa las diferencias de RMS entre parejas de puntos simétricos de la lente de la figura 12;
  - figura 14, un gráfico de potencia óptica del usuario a lo largo de la meridiana de una lente según una técnica anterior;
  - figura 15, un gráfico de potencia óptica del usuario de la lente de la figura 14;
  - figura 16, un gráfico de amplitud de astigmatismo oblicuo de la lente de la figura 14;

-figura 17, un gráfico de RMS reducido normalizado de la lente de la figura 14.

De manera clásica y para una lente dada, se definen tamaños ópticos característicos, a saber, potencia y astigmatismo, en las condiciones de uso. La figura 1 muestra una vista lateral de un esquema de un sistema óptico ojo y lente, y las definiciones utilizadas en la continuación de la descripción. Llamamos Q' al centro de rotación del ojo; el eje Q'F' representado en la figura con líneas de rayas y puntos es el eje horizontal que pasa por el centro de rotación del ojo y se extiende delante del usuario; dicho de otro modo, el eje Q'F' corresponde a la dirección primaria de la mirada. Este eje, en la cara anterior, corta un punto de la lente llamado Cruz de Centrado CC, que se materializa en las lentes para permitir que un optometrista las ajuste. La cruz de centrado suele estar ubicada 4 mm por debajo del Centro Geométrico de la cara anterior. Es decir, el punto O, punto de intersección de la cara posterior y de este eje Q'F'. Se define una esfera de vértices, de centro Q', y de radio q', que corta la cara posterior de la lente en el punto O. A título de ejemplo, un valor de radio q' de 27 mm corresponde a un valor corriente y brinda resultados satisfactorios cuando se usan lentes. Se puede dibujar el corte de la lente en el plano (O, x, y) definido en referencia a la figura 2. La tangente de esta curva en el punto O está inclinada respecto del eje (O, y) de un ángulo llamado ángulo pantoscópico. El valor del ángulo pantoscópico suele ser de 8°. También se puede dibujar el corte de la lente en el plano (O, x, z). La tangente de esta curva en el punto O está inclinada respecto del eje (O, z) de un ángulo llamado Galbe. El valor del Galbe suele ser de 0°.

Una dirección dada de la mirada, representada con líneas ininterrumpidas en la figura 1, corresponde a una posición del ojo en rotación alrededor de Q' y a un punto J de la esfera de los vértices; también puede apreciarse una dirección de la mirada, en coordenadas esféricas, por dos ángulos  $\alpha$  y  $\beta$ . El ángulo  $\alpha$  es el ángulo formado entre el eje Q'F' y la proyección de la recta Q'J sobre el plano horizontal que contiene al eje Q'F'; este ángulo aparece en el esquema de la figura 1. El ángulo  $\beta$  es el ángulo formado entre el eje Q'F' y la proyección de la recta Q'J sobre el plano vertical que contiene al eje Q'F'. Una dirección dada de la mirada corresponde entonces a un punto J de la esfera de los vértices o a una pareja ( $\alpha$ ,  $\beta$ ).

En una dirección dada de la mirada, la imagen de un punto M del espacio objeto ubicado a una distancia objeto dada, se forma entre dos puntos S y T correspondientes a distancias JS y JT mínimas y máximas (que serían distancias focales sagitales y tangenciales en el caso de superficies de rotación, y de un punto M al infinito). El ángulo  $\gamma$ , señalado como el eje de astigmatismo, es el ángulo formado por la imagen correspondiente a la distancia más pequeña con el eje ( $z_m$ ), en el plano ( $z_m$ ,  $y_m$ ) definido en referencia a las figuras 2 y 3. El ángulo  $\gamma$  se mide en el sentido trigonométrico directo si miramos al usuario. En el ejemplo de la figura 1, en el eje Q'F', la imagen de un punto del espacio objeto al infinito se forma en el punto F'; los puntos S y T se confunden, lo que significa que la lente es localmente esférica en la dirección primaria de la mirada. La distancia D es la frontal trasera de la lente.

Las figuras 2 y 3 muestran esquemas en perspectiva de un sistema ojo-lente. La figura 2 muestra la posición del ojo y de la marca ligada al ojo, en la dirección de mirada principal,  $\alpha = \beta = 0$ , es decir, la dirección primaria de la mirada. Los puntos J y O se confunden. La figura 3 muestra la posición del ojo y de la marca ligada a él en una dirección ( $\alpha$ ,  $\beta$ ). Hemos representado en las figuras 2 y 3 una marca  $\{x_m, y_m, z_m\}$  ligada al ojo, para mostrar bien la rotación del ojo. La marca  $\{x, y, z\}$  tiene por origen el punto Q'; el eje x es el eje Q'F' – el punto F' no está representado en las figuras 2 y 3 y pasa por el punto O; este eje está orientado de la lente hacia el ojo, en correspondencia con el sentido de medida del eje de astigmatismo. El plano  $\{y, z\}$  es el plano vertical; el eje y es vertical y está orientado hacia arriba; el eje z es horizontal, la marca es ortonormal directa. La marca  $\{x_m, y_m, z_m\}$  ligada al ojo tiene como centro el punto Q'; el eje  $x_m$  está dado por la dirección JQ' de la mirada y coincide con la marca  $\{x, y, z\}$  para la dirección primaria de la mirada. La ley de Listing proporciona las relaciones entre las marcas  $\{x, y, z\}$  y  $\{x_m, y_m, z_m\}$  para cada dirección de la mirada, ver Legrand, *Optique Physiologique*, tomo 1, Edición de la Remirada de Óptica, París, 1965.

Con la ayuda de estos elementos, se puede definir una potencia óptica del usuario y un astigmatismo, para cada dirección de la mirada. Para una dirección de la mirada ( $\alpha$ ,  $\beta$ ) se considera un punto M objeto a una distancia objeto dada por el ergorama. Se determinan los puntos S y T entre los que se forma la imagen del objeto. La proximidad imagen PI está dada entonces por

$$PI = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{JT} + \frac{1}{JS} \right)$$

mientras que la proximidad objeto PO está dada por

$$PO = \frac{1}{MJ}$$

La potencia se define como la suma de proximidades objeto e imagen, es decir

$$P = PO + PI = \frac{1}{MJ} + \frac{1}{2} \left( \frac{1}{JT} + \frac{1}{JS} \right)$$

La amplitud del astigmatismo está dada por

$$A = \left| \frac{1}{JT} - \frac{1}{JS} \right|$$

5 El ángulo del astigmatismo es el ángulo  $\gamma$  definido anteriormente: se trata del ángulo medido en una referencia ligada al ojo, respecto de la dirección  $z_m$  con el que se forma la imagen T, en el plano ( $z_m$ ,  $y_m$ ). Estas definiciones de potencia y de astigmatismo son definiciones ópticas, en las condiciones de uso y en una marca ligada al ojo. De modo cualitativo, la potencia y el astigmatismo así definidos corresponden a las características de una lente delgada que, ubicada en el lugar de la lente en la dirección de la mirada, proporcionaría localmente las mismas imágenes. Hay que destacar que la

10 definición brinda, en la dirección primaria de la mirada, el valor clásico de prescripción del astigmatismo. Este tipo de prescripción la realiza el oftalmólogo, en visión lejana, en forma de un par formado por un valor de eje (en grados) y un valor de amplitud (en dioptrías).

15 La potencia y el astigmatismo así definidos pueden medirse experimentalmente en la lente utilizando un frontofocómetro; también pueden calcularse mediante trazado de rayos en las condiciones de uso.

La invención propone tener en cuenta no sólo las aberraciones clásicas del frente de onda, es decir, la potencia y el astigmatismo, sino el conjunto de las aberraciones de órdenes superiores que impactan en el frente de onda.

20 La invención propone una lente oftálmica multifocal progresiva que presenta las ventajas de una excelente percepción en visión dinámica y en visión periférica limitando las aberraciones ópticas en una zona central de la lente que cubre la zona de visión lejana, la zona de visión cercana y la zona de visión intermedia. La solución propuesta también garantiza una buena accesibilidad a las potencias necesarias en visión cercana, permitiendo que el usuario vea de manera satisfactoria a distancias iguales a unos 40 cm sin obligarlo a bajar mucho los ojos, la zona de visión cercana es accesible a partir de los 25° bajo la cruz de centrado. La lente presenta una prescripción tal que las potencias prescritas al usuario en visión

25 lejana y en visión cercana, se alcanzan con la lente. La lente propuesta está particularmente adaptada a usuarios hipermétropes, pero también puede ser usada por usuarios miopes o emétopes présbitas. En las siguientes figuras se considera el caso de una potencia en visión lejana nula, lo que corresponde a usuarios emétopes.

30 La lente según la invención se describe a continuación, en referencia a dos modos de realización y en comparación con una lente de la técnica anterior que no cumple con los criterios de la invención (figuras 14 a 17).

La lente de las figuras 4 a 8 está adaptada para usuarios présbitas que presentan una prescripción de progresión de potencia de 2 dioptrías.

35 Las figuras 4 a 8 muestran una lente de 60 mm de diámetro con una cara anterior multifocal progresiva y que contiene un prisma de 1,15° de base geométrica orientada a 270° en el sistema TABO. El plano del vidrio está inclinado respecto de la vertical de 8° y el vidrio presenta un espesor de 3 mm. Se consideró un valor de  $q'$  de 27 mm (tal como se definió en referencia a la figura 1) para las medidas sobre la lente de las figuras 4 a 8.

40 En las figuras 5 a 8, se representó la lente en una marca en coordenadas esféricas, el ángulo beta en la abscisa y el ángulo alfa en la ordenada.

45 La lente presenta una línea casi umbilicada, llamada meridiana, sobre la cual el astigmatismo es casi nulo. La meridiana se confunde con el eje vertical en la parte superior de la lente y presenta una inclinación del lado nasal en la parte inferior de la lente, la convergencia está más marcada en la visión cercana. En las lentes de la solicitante, la meridiana representa la línea de intersección de la mirada con el vidrio cuando el usuario mira frente a él desde un punto infinito hasta un punto pretendido en visión cercana.

50 Las figuras muestran la meridiana, así como las marcas sobre la lente. La cruz de centrado CC de la lente puede señalarse geoméricamente sobre la lente mediante una cruz o cualquier otra marca tal como un punto rodeado de un círculo trazado sobre la lente, o por cualquier otro medio apropiado; se trata de un punto de centrado materializado sobre la lente que utiliza el optometrista para montar la lente en la montura. En coordenadas esféricas, la cruz de centrado CC presenta las coordenadas (0,0) porque

5 corresponde al punto de intersección de la cara anterior de la lente con la dirección primaria de la mirada, como se definió anteriormente. El punto de control en visión lejana VL está ubicado sobre la meridiana y corresponde a una elevación de mirada de  $8^\circ$  por encima de la cruz de centrado; el punto de control en visión lejana VL presenta las coordenadas  $(0, -8^\circ)$  en la referencia esférica predefinida. El punto de control en visión cercana VC está ubicado sobre la meridiana y corresponde a un descenso de la mirada de  $35^\circ$  por debajo de la cruz de centrado; el punto de control en visión cercana VC presenta las coordenadas  $(6^\circ, 35^\circ)$  en la marca esférica predefinida.

10 Una lente también tiene un punto de referencia prisma PRP que corresponde al centro geométrico de la lente. En la lente de la solicitante, la cruz de centrado CC está ubicada  $8^\circ$  por encima del punto de referencia prisma; o, en el caso de una caracterización de superficie de la lente, 4 mm por encima del centro geométrico  $(0,0)$  de la lente.

15 La figura 4 muestra un gráfico de la potencia óptica del usuario a lo largo de la meridiana; el ángulo  $\beta$  en ordenadas y en abscisas la potencia en dioptrías. En línea de puntos, marcamos las potencias ópticas mínima y máxima que corresponden, respectivamente, a las cantidades  $1/JT$  y  $1/JS$  definidas anteriormente, y en línea ininterrumpida la potencia óptica P.

20 Se puede observar en la figura 4 una potencia óptica de usuario casi constante alrededor del punto de control en visión lejana VL, una potencia óptica de usuario casi constante alrededor del punto de control en visión cercana VC y una progresión regular de la potencia a lo largo de la meridiana. En el origen, los valores se colocan en cero, donde la potencia óptica vale en realidad  $-0,05$  dioptrías correspondientes a una lente prescrita para usuarios emétopes présbitas.

25 La zona de visión intermedia comienza, generalmente, para una lente multifocal progresiva, a nivel de la cruz de centrado CC; allí comienza la progresión de potencia. De este modo, la potencia óptica aumenta, desde la cruz de centrado hasta el punto de control en visión cercana VC, para valores de ángulo  $\beta$  de  $0$  a  $35^\circ$ . Para los valores de ángulo por encima de los  $35^\circ$ , la potencia óptica se vuelve casi constante, con un valor de  $2,11$  dioptrías. Se observa que la progresión de potencia óptica portadora ( $2,17$  dioptrías) es superior a la adición de potencia A prescrita ( $2$  dioptrías). Esta diferencia de valor de potencia se debe a los efectos oblicuos.

30 En una lente se puede definir una longitud de progresión LP que es la distancia angular, o la diferencia de ordenadas, entre la cruz de centrado CC y un punto de la meridiana sobre el cual la progresión de potencia alcanza un 85% de la adición de potencia prescrita A. En el ejemplo de la figura 4, una progresión de potencia óptica de  $0,85 \times 2$  dioptrías, es decir, de  $1,7$  dioptrías, se alcanza para un punto de coordenadas angular  $\beta = 24,5^\circ$  aproximadamente.

35 De este modo, la lente según la invención presenta una buena accesibilidad a las potencias necesarias para la visión cercana con un descenso moderado de la mirada, inferior o igual a  $25^\circ$ . Esta accesibilidad garantiza una utilización confortable de la zona de visión cercana.

40 La figura 5 muestra las líneas de nivel de la potencia óptica de usuario definida en una dirección de la mirada y para un punto objeto. Como esto es habitual, en la figura 5, en una marca en coordenadas esféricas, colocamos las líneas de isopotencia; estas líneas están formadas por puntos que presentan un mismo valor de la potencia óptica P. Hemos representado las líneas de isopotencia de  $0$  dioptría a  $2,00$  dioptrías.

45 La figura 6 muestra las líneas del nivel de amplitud del astigmatismo oblicuo de uso. Como esto es habitual, en la figura 6, en una marca en coordenadas esféricas, colocamos las líneas de isoastigmatismo; estas líneas están formadas por puntos que presentan un mismo valor de la amplitud de astigmatismo tal como se definió anteriormente. Hemos representado las líneas de isoastigmatismo de  $0,25$  dioptría a  $1,75$  dioptrías.

50 La figura 7 muestra las líneas de nivel de la RMS normalizada reducida calculado en las condiciones de uso. El RMS se calcula para cada dirección de la mirada, por lo tanto, para cada punto del vidrio de la lente, con un método de trazado de rayos. En un primer momento, para cada dirección de la mirada, o sea, para cada punto del vidrio, se calcula el frente de onda después de atravesar el vidrio y se deduce la prescripción del usuario, potencia, eje y amplitud de astigmatismo, de modo vectorial para determinar el frente de onda resultante. Se ha considerada un diámetro de pupila del usuario casi igual a  $5$  mm. El RMS representa, para cada punto de la lente correspondiente a una dirección de mirada, la diferencia entre el frente de onda resultante y un frente de onda de referencia esférica no aberrante que corresponde a la potencia deseada para la dirección de mirada asociada a este punto de la lente. Los valores de RMS indicados en la figura 7 fueron calculados para la lente de las figuras 4 a 6, es decir, para una lente de potencia plana en visión lejana que presenta una prescripción de adición de potencia de  $2$  dioptrías, prescrita para usuarios emétopes présbitas.

55 Un montaje posible para medir las aberraciones de un frente de onda que atraviesa la lente tal como las percibe el ojo del usuario se describe en el artículo de Eloy A. Villegas y Pablo Artal, "Spatially

Resolved Wavefront Aberrations of Ophthalmic Progressive-Power Lenses in Normal Viewing Conditions", Optometry and Vision Science, Vol. 80, N° 2, febrero 2003.

5 De manera conocida, un frente de onda que ha atravesado una superficie esférica puede descomponerse en polinomios de Zernike. Más precisamente, una superficie de onda puede aproximarse mediante una combinación lineal de polinomios del tipo:

$$z(x, y, z) = \sum_i a_i p_i(x, y, z)$$

donde los  $P_i$  son los polinomios de Zernike y los  $a_i$  los coeficientes reales.

10 La descomposición del frente de onda en polinomios de Zernike y el cálculo de las aberraciones del frente de onda han sido estandarizados por la Sociedad Americana de Óptica (Optical Society of America); la norma está disponible en el sitio de la Universidad de Harvard [ftp://color.eri.harvard.edu/standardization/Standards\\_TOPS4.pdf](ftp://color.eri.harvard.edu/standardization/Standards_TOPS4.pdf).

15 El RMS se calcula de este modo, en las condiciones de uso. Luego, se reduce el RMS, es decir, los coeficientes de orden 1, que corresponden a los efectos prismáticos, y el coeficiente de orden 2, que corresponde al desenfoque en la descomposición del frente de onda en polinomios de Zernike se anulan. Las aberraciones ópticas de defecto de potencia no están incluidas en el cálculo de RMS reducido; en cambio, los coeficientes de orden 2 correspondientes al astigmatismo residual de la lente, se conservan. Luego, se normaliza el RMS, es decir, se divide por la adición de potencia prescrita.

20 En la figura 7, se representa el RMS reducido normalizado, expresada en micrómetros por dioptría. Se han representado las líneas de iso RMS de 0,1  $\mu\text{m}/\text{D}$  a 0,5  $\mu\text{m}/\text{D}$ . También se trazó en la figura 7 un círculo centrado sobre el punto de referencia prisma, es decir, el centro geométrico de la lente antes del encuadre y posicionamiento en una montura. En coordenadas esféricas, el punto de referencia prisma PRP presenta las coordenadas (0, -8°) porque está ubicado a 8° o 4 mm bajo la cruz de centrado CC. Este círculo presenta, además, un diámetro correspondiente a un recorrido de la mirada de 80°, es decir, alrededor de 40 mm de diámetro si se considera una caracterización de superficie de la superficie compleja de la lente. En la zona de la lente cubierta por este círculo, que incluye el punto de control en visión lejana VL, el punto de control en visión cercana VC y, en consecuencia, todas la zona de visión intermedia, el RMS reducido normalizado se limita a 0,65  $\mu\text{m}/\text{D}$ . El hecho de imponer un valor bajo de RMS sobre toda esta zona central de la lente aporta un confort de percepción visual óptimo para el usuario en visión periférica y en visión dinámica.

30 En la figura 8, se representaron líneas de nivel que representan la diferencia de valores de RMS reducido normalizado entre puntos simétricos respecto de un eje vertical que pasa por la cruz de centrado CC. El gráfico de la figura 8 se construye punto por punto considerando todos los pares de puntos simétricos a un lado y al otro del eje vertical predefinido y calculando la diferencia de RMS reducido normalizado entre estos dos puntos. El valor absoluto de esta diferencia se refleja en el gráfico de la figura 8. Se verifica que todas las líneas de iso diferencia de RMS reducido normalizado son simétricas respecto de este eje vertical que pasa por la cruz de centrado CC.

40 En la figura 8, también se trazó un semicírculo centrado en la cruz de centrado CC incluyendo el punto de control en visión lejana. Este semicírculo tiene un radio correspondiente a una elevación de la mirada de 25°, es decir, alrededor de 12,5 mm de radio si se considera una caracterización de la superficie compleja de la lente. Este semicírculo puede tener una base casi horizontal que pasa por la cruz de centrado; pero la base puede estar inclinada según los modos de montaje de la lente en una montura que dependen de los fabricantes de lentes. El semicírculo definido anteriormente debe incluir el punto de control en visión lejana VL y la zona horizontal de la lente más exigida en visión lejana.

45 En la zona delimitada por este semicírculo, la diferencia de RMS reducido normalizado a ambos lados del eje de simetría es inferior a 0,12 micrómetros por dioptría.

50 La lente según la invención presenta poca diferencia de RMS reducido normalizado entre las partes temporal y nasal de la zona de visión lejana. Esta característica permite garantizar un confort óptimo para el usuario en visión lejana. En efecto, cuando el usuario mira a lo lejos, desplazando ligeramente los ojos de manera horizontal, mirará a través de la parte nasal de una lente con un ojo y a través de la parte temporal de la otra lente con el otro ojo. Para un buen equilibrio binocular, es importante que las cualidades perspectivas sean casi las mismas para los dos ojos, es decir, que las aberraciones ópticas percibidas por cada ojo sean casi las mismas. Garantizando valores de RMS reducido normalizado casi simétricos a ambos lados de un eje vertical en visión lejana, se garantiza que el ojo izquierdo y el ojo derecho del usuario se encuentren con los mismos defectos ópticos, lo que garantiza un buen equilibrio perceptivo entre los dos ojos.

También se ha trazado en la figura 8 una línea casi horizontal ubicada a 8° por encima de la cruz de centrado, es decir, a alrededor de 4 mm por encima de la cruz de centrado en caracterización de



superficie de la lente. En las lentes de la solicitante, esta línea horizontal pasa por debajo del punto de control en visión lejana, tal como se definió anteriormente.

5 En dicho semicírculo y bajo la mencionada línea horizontal, la diferencia de RMS reducido normalizado entre las zonas nasal y temporal es inferior a 0,12 micrómetros por dioptría. Este bajísimo valor de diferencia de RMS reducido normalizado permite un confort óptimo en visión binocular porque la zona horizontal que está encima de la cruz de centrado es la más exigida por un usuario al fijar un punto de visión lejana desplazando los ojos lateralmente detrás de sus lentes.

10 También se observa en la figura 8 que el eje vertical de simetría entre las partes nasal y temporal de la lente está casi confundido con la meridiana de progresión en visión lejana. En efecto, en las lentes de la solicitante, la meridiana de progresión se define como la línea de la mirada sin movimientos laterales de los ojos desde un punto enfocado en visión lejana hasta un punto enfocado en visión cercana. Queda entendido que otras definiciones pueden encararse para la meridiana de progresión y que el eje vertical de simetría puede no confundirse con la meridiana como sucede en la figura 8.

15 La lente de las figuras 9 a 13 es otro ejemplo de una lente según la invención; la lente de las figuras 9 a 13 se adapta a usuarios présbitas que presentan una prescripción de progresión de potencia de 2,5 dioptrías.

20 Las figuras 9 a 13 muestran una lente de 60 mm de diámetro con una cara anterior multifocal progresiva que contiene un prisma de  $1,44^\circ$  de base geométrica orientada a  $270^\circ$  en el sistema TABO. El plano del vidrio está inclinado respecto de la vertical de  $8^\circ$  y el vidrio presenta un espesor de 3 mm. Se consideró un valor de  $q'$  de 27 mm (tal como se definió en referencia a la figura 1) para las medidas de la lente de las figuras 9 a 13.

La figura 9 muestra un gráfico de la potencia óptica de usuario a lo largo de la meridiana. Los valores se colocan en 0 al principio, donde la potencia óptica vale, en realidad,  $-0,06$  dioptrías que corresponden a una lente plana en visión lejana prescrita para usuarios emétopes présbitas.

25 Como en la figura 4, se define una longitud de progresión LP que es la distancia angular, o la diferencia de ordenadas, entre la cruz de centrado CC y un punto de la meridiana sobre el cual la progresión de potencia alcanza el 85% de la adición de potencia prescrita A. En el ejemplo de la figura 9, una progresión de potencia óptica de  $0,85 \times 2,5$  dioptrías, es decir, de 2,125 dioptrías, se alcanza para un punto de coordenadas angular  $\beta = 24,5^\circ$  aproximadamente. La lente según la invención presenta una buena accesibilidad para las potencias necesarias para la visión cercana con un descenso moderado de la mirada, inferior o igual a  $25^\circ$ . Esta accesibilidad garantiza un uso confortable de la zona de visión cercana.

30

35 La figura 10 muestra las líneas de nivel de la potencia óptica de usuario definida en una dirección de la mirada y para un punto objeto. En la figura 10, en una referencia de coordenadas esféricas, colocamos las líneas de isopotencia de 0 dioptría a 2,50 dioptrías.

La figura 11 muestra las líneas de nivel de la amplitud del astigmatismo oblicuo de uso. En la figura 11, en una referencia de coordenadas esféricas, colocamos las líneas de isoastigmatismo de 0,25 dioptría a 2,25 dioptrías.

40 Las figuras 12 y 13 son similares a las figuras 7 y 8 descritas anteriormente. En las figuras 12 y 13 se observa que los valores de RMS reducido normalizado y de diferencia de RMS reducido normalizado entre zonas nasal y temporal dependen muy poco del valor de adición prescrito.

La lente de las figuras 14 a 17 es un ejemplo de una lente de la técnica anterior, comercializada por Essilor bajo el nombre de Varilux Comfort®. La lente de las figuras 14 a 17 se adapta a usuarios emétopes présbitas que presentan una prescripción de progresión de potencia de 2 dioptrías.

45 La figura 17 muestra las líneas de iso RMS reducido normalizado. En la figura 17 se observa que el RMS reducido normalizado supera el valor de 0,65 micrómetros por dioptría en la zona central de la lente.

50 En las figuras 5 y 10, también se verifica una leve y regular variación de la potencia entre la zona de visión lejana y la zona de visión cercana, en comparación con la figura 15. Esta leve variación permite limitar las aberraciones ópticas, particularmente el astigmatismo, con el fin de mantener un RMS reducido normalizado poco alto en toda la zona central de la lente, como lo muestran las figuras 7 y 12 en comparación con la lente de la figura 17.

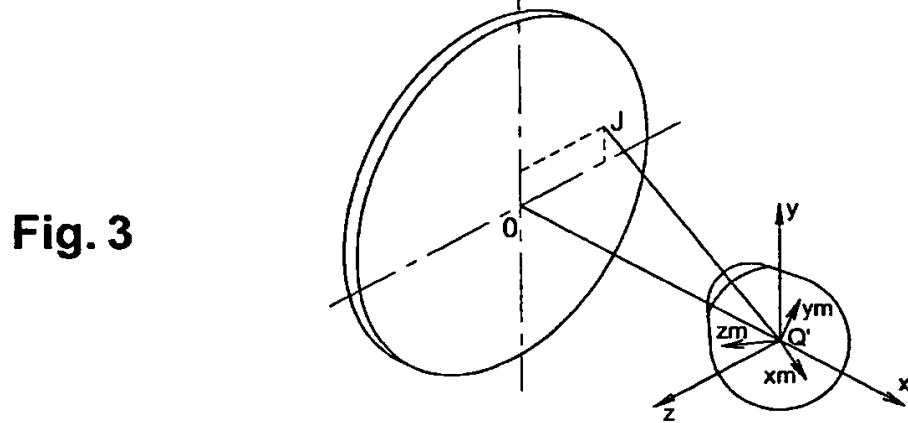
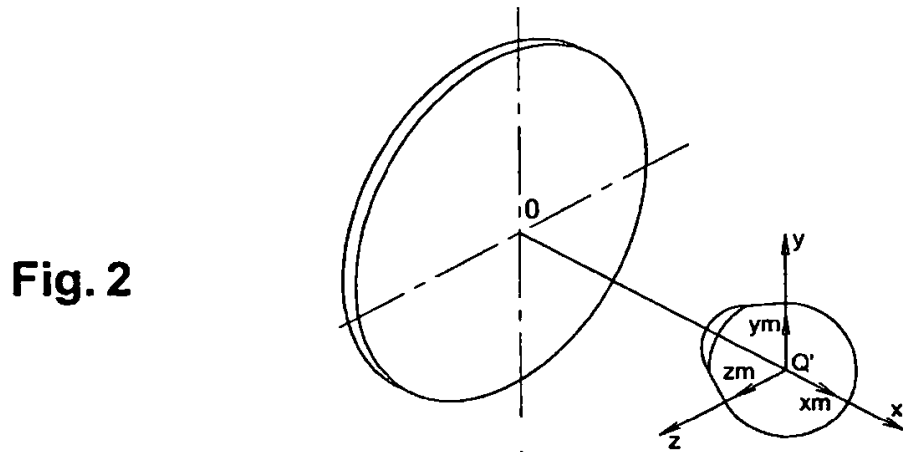
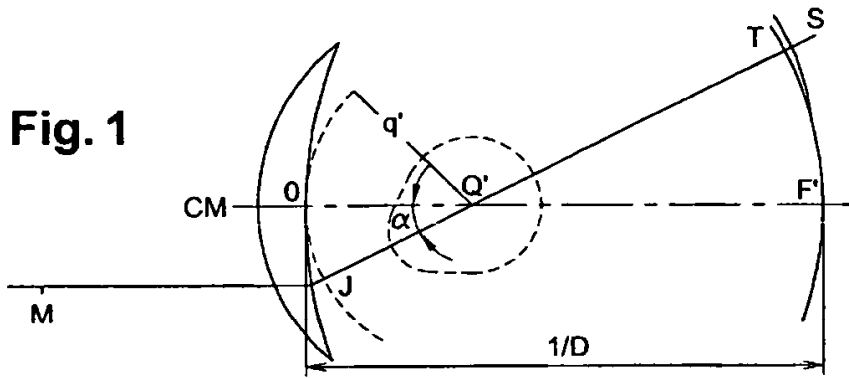
55 En las figuras 6 y 11 también se observa una distribución constante y simétrica de las líneas de isoastigmatismo a ambos lados de la meridiana, así como niveles de astigmatismo más bajos, en comparación con la figura 16. Estas características del astigmatismo permiten limitar las aberraciones ópticas y mantener un RMS reducido normalizado poco alto en toda la zona central de la lente, en comparación con la lente de la figura 17.

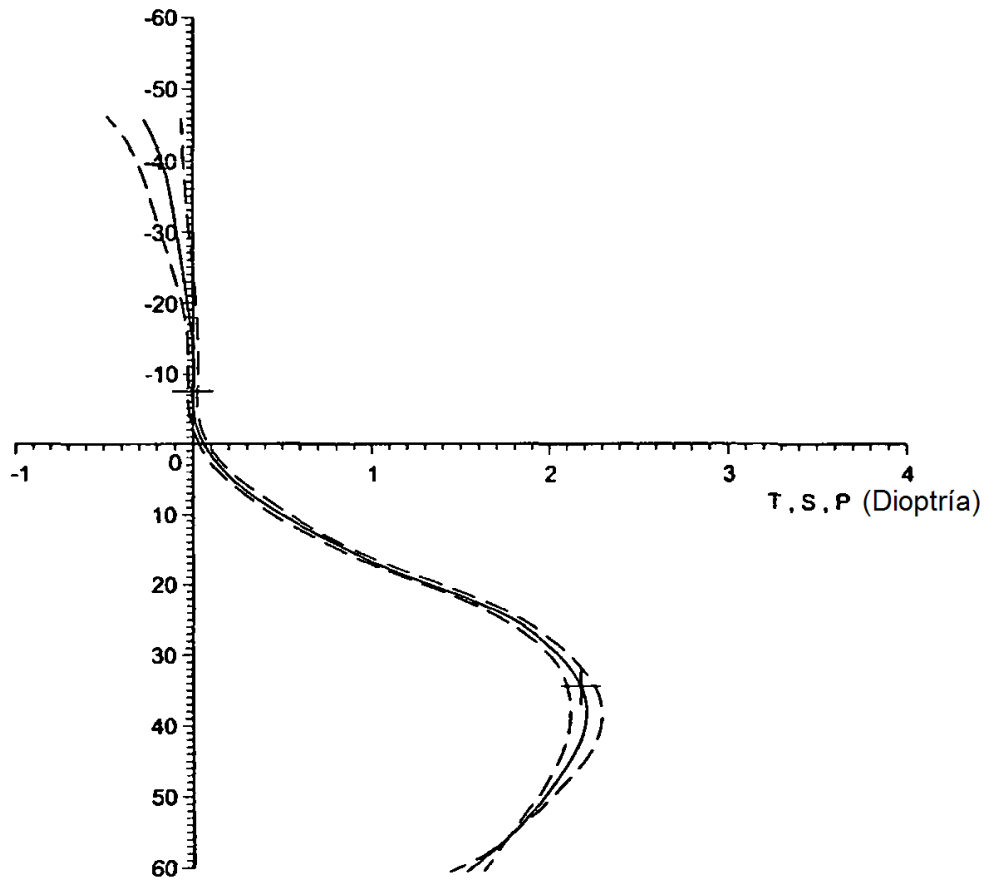
- 5 La lente según la invención se prescribe considerando las prescripciones del usuario en visión lejana y en visión cercana, lo que determina la adición necesaria. Cuando la superficie compleja está en la cara anterior de la lente, la potencia necesaria puede obtenerse, como en el estado de la técnica, mediante la fabricación de la cara posterior para garantizar que la potencia sea idéntica a la potencia prescrita.
- 10 El montaje de la lente en un equipo visual puede hacerse de la siguiente manera. Se mide la posición horizontal de la pupila del usuario en visión lejana, es decir, la distancia pupilar únicamente, y se determina la altura total del calibre de la montura del equipo visual. La lente se monta en el equipo visual con la cruz de centrado posicionada en la posición medida.
- 15 Sobre este punto, puede remitirse a la solicitud de patente FR-A-2 807 169 que describe un procedimiento de montaje simplificado de lentes oftálmicas en una montura. Este documento describe, en particular, las diferentes medidas tomadas por los ópticos y propone medir solamente la distancia pupilar para realizar el montaje de los vidrios en la montura utilizando la altura total del calibre de la montura.
- 20 El montaje de la lente sólo necesita una medida clásica de la distancia pupilar de visión lejana, así como una medida de la altura del calibre de la montura, para determinar la altura a la que debe colocarse la cruz de centrado en la montura. Luego, se encuadra la lente y se coloca en la montura, de modo que la cruz de centrado esté en una posición determinada. Por supuesto, la determinación de la posición vertical de la cruz de centrado puede hacerse de modo clásico, tomando la medida de la altura de montaje midiendo la posición en la montura de la mirada de la persona en visión lejana; esta medida se realiza de modo clásico, mientras la persona utiliza la montura y mira hacia el infinito.
- 25 La lente según la invención permite una mejor tolerancia al montaje descrito anteriormente. Esta tolerancia se aporta mediante una limitación de las aberraciones ópticas alrededor de la cruz de centrado. En particular, el valor de RMS reducido normalizado y las diferencias de simetría de RMS reducido normalizado están limitados alrededor de la cruz de centrado.
- 30 La lente descrita anteriormente puede obtenerse mediante optimización de una superficie según los métodos de optimización conocidos y descritos en los documentos del estado de la técnica anteriormente mencionados, relativos a las lentes multifocales progresivas. En particular, se utiliza un programa de optimización para calcular las características ópticas del sistema ojo-lente con una función de mérito predeterminada. Para la optimización, se pueden utilizar uno o varios de los criterios expuestos en la descripción que antecede y, fundamentalmente:
- un RMS reducido normalizado para la prescripción de adición A inferior a 0,65 micrómetros por dioptría, en una zona delimitada por un círculo centrado en el punto de referencia prisma PRP y de diámetro correspondiente a un recorrido de la mirada de 80°.
  - una longitud de progresión (UP) inferior o igual a 25°,
  - una diferencia de RMS reducido normalizado inferior a 0,12 micrómetros por dioptría, calculada en valor absoluto como la diferencia de valores de RMS reducido normalizado entre pares de puntos simétricos respecto de un eje vertical que pasa por la cruz de centrado, en una zona que incluye el punto de control en visión lejana VL y delimitada por un semicírculo centrado sobre la cruz de centrado CC y de radio correspondiente a una elevación de la mirada de 25°.
- 40 Estos criterios pueden combinarse con otros y, fundamentalmente, con una diferencia de RMS reducido normalizado inferior o igual a 0,12 micrómetros por dioptría por debajo de una línea casi horizontal ubicada a 8° por encima de la cruz de centrado.
- 45 La elección de estos criterios permite obtener una lente, mediante optimización. El experto en la materia comprende fácilmente que la lente en cuestión no presenta necesariamente valores que se correspondan exactamente con los criterios impuestos; por ejemplo, no es indispensable alcanzar el valor superior del RMS reducido normalizado.
- 50 En los siguientes ejemplos de optimización, se propuso optimizar una sola de las caras de las lentes. Queda claro que en todos estos ejemplos, se puede intercambiar con facilidad el rol de las superficies anterior y posterior siempre y cuando se alcancen objetivos ópticos similares a los de la lente descrita.

## REIVINDICACIONES

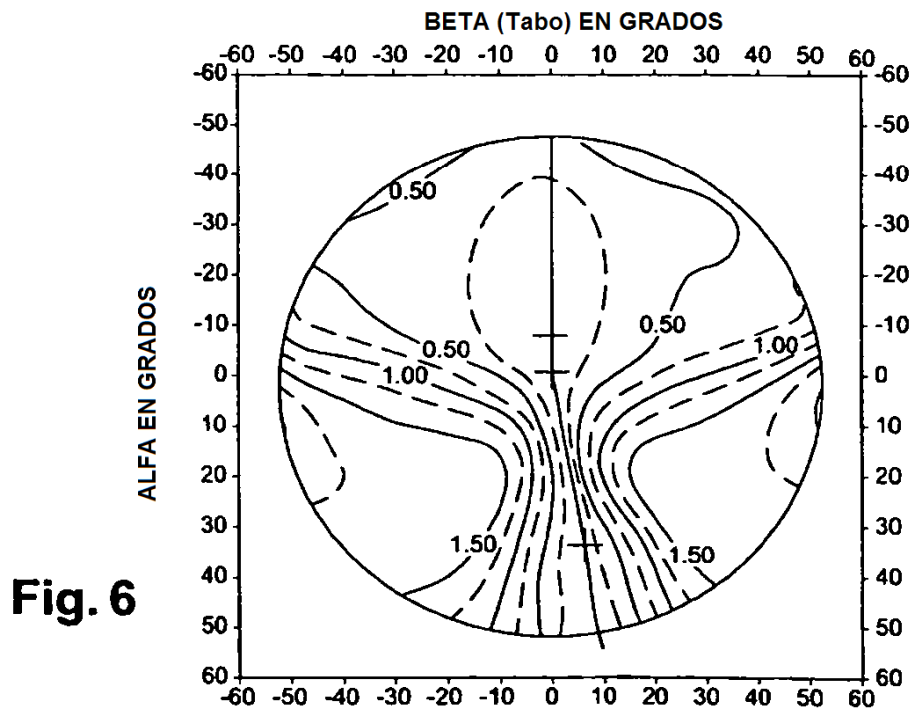
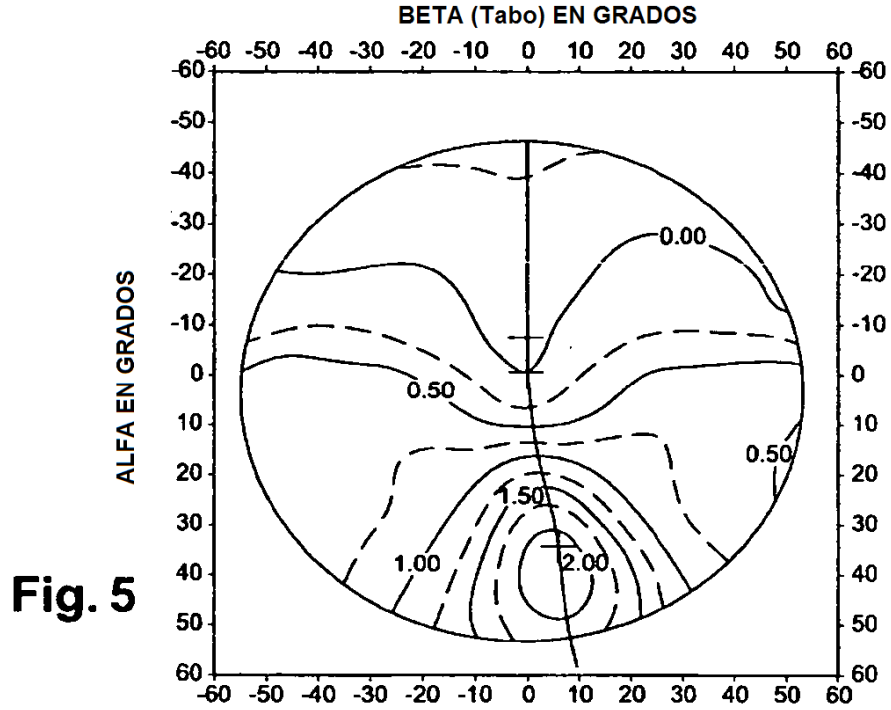
1. Procedimiento de determinación de una lente oftálmica multifocal progresiva que presenta una superficie compleja que contiene:
  - un punto de referencia prisma (PRP);
  - 5 -una cruz de centrado (CC) ubicada  $8^\circ$  por encima del punto de referencia prisma;
  - una meridiana de progresión casi umbilicada que presenta una adición de potencia (A) superior o igual a 1,5 dioptrías entre un punto de referencia en visión lejana (VL) y un punto de referencia en visión cercana (VC);
  - 10 la lente, determinada por optimización óptica en condiciones corrientes de uso con una distancia ( $q'$ ) entre el centro de rotación del ojo y la cara posterior de la lente de 27 mm, un ángulo pantoscópico de  $8^\circ$  y un valor de Galbe de  $0^\circ$ , y llevada a una prescripción plana en visión lejana mediante ajuste de los radios de curvatura de al menos una de sus caras, la optimización óptica utiliza como criterios:
    - un valor cuadrático medio (RMS) entre un frente de onda resultante que atravesó la lente y un frente de onda de referencia esférica no aberrante, reducida y normalizada a la prescripción de adición (A), inferior a 0,65 micrómetros por dioptría, en una zona delimitada por un círculo centrado en el punto de referencia prisma (PRP) y de diámetro correspondiente a un recorrido de la mirada de  $80^\circ$ , el valor cuadrático medio reducido se calcula anulando los coeficientes de orden 1 y el coeficiente de orden 2 correspondiente al desenfoque en la descomposición en polinomios de Zernike de un frente de onda que atraviesa la lente, para una pupila del ojo de 5 mm de diámetro;
    - 15 -una longitud de progresión (LP) inferior o igual a  $25^\circ$ , la longitud de progresión se define como el ángulo de descenso de la mirada desde la cruz de centrado (CC) hasta el punto de la meridiana en el cual la potencia óptica portadora alcanza un 85% de la prescripción de adición (A),
    - 20 -una diferencia de valor cuadrático medio inferior a 0,12 micrómetros por dioptría, calculada en valor absoluto como la diferencia de valores de valor cuadrático medio entre pares de puntos simétricos respecto de un eje vertical que pasa por la cruz de centrado, en una zona que incluye el punto de control en visión lejana (VL) y delimitada por un semicírculo centrado en la cruz de centrado (CC) y de radio correspondiente a una elevación de la mirada de  $25^\circ$ .
  - 25
  - 30 2. Procedimiento de determinación de una lente de la reivindicación 1, caracterizado porque dicha diferencia de valor cuadrático medio entre dos puntos simétricos en dicho semicírculo es inferior o igual a 0,12 micrómetros por dioptría por debajo de una línea casi horizontal ubicada a  $8^\circ$  por encima de la cruz de centrado (CC).
  - 35 3. Procedimiento de determinación de una lente de la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque el semicírculo presenta una base casi horizontal que pasa por la cruz de centrado.
  - 4. Procedimiento de determinación de una lente de una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado porque el eje de simetría del semicírculo está casi confundido con la meridiana de progresión.

1/10





**Fig. 4**



4 / 10

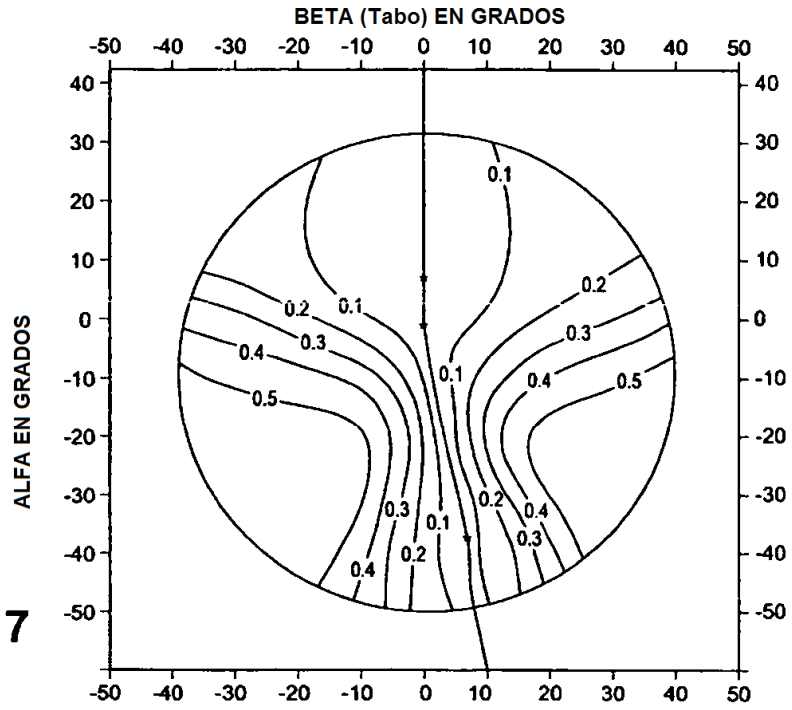


Fig. 7

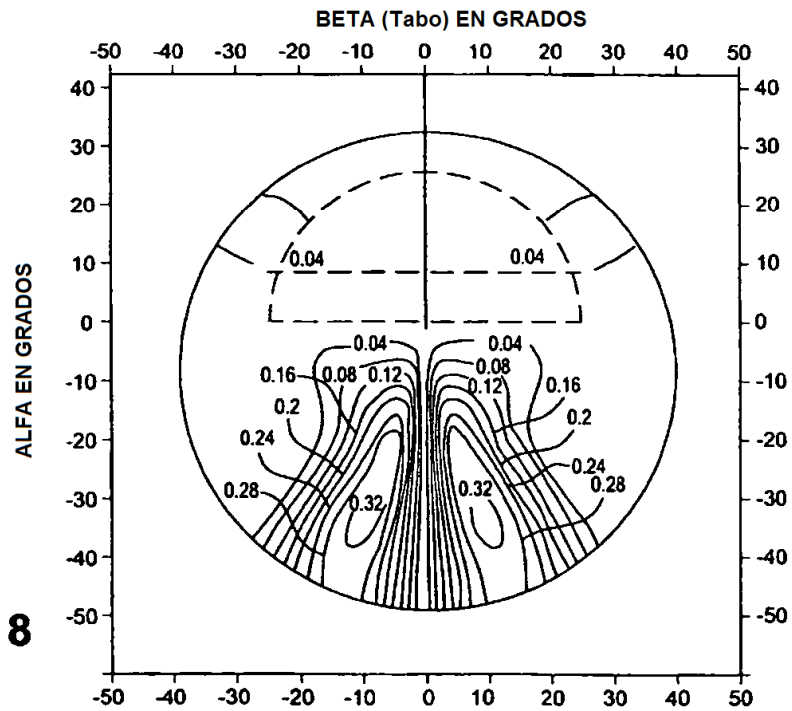
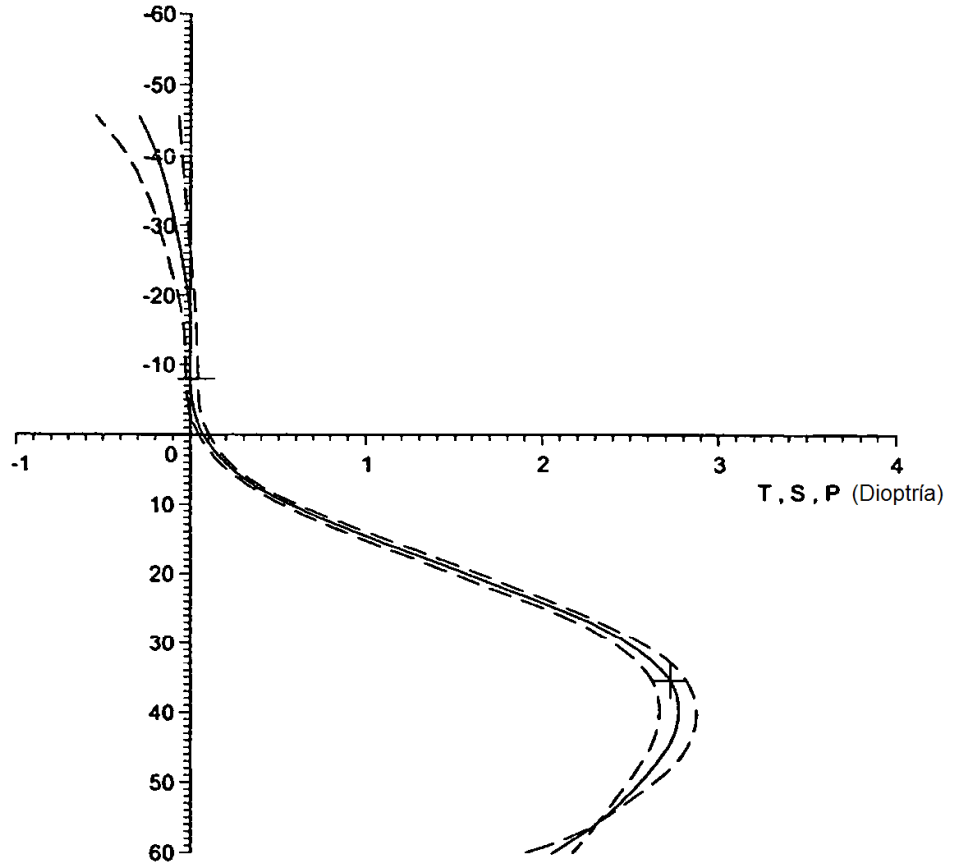


Fig. 8

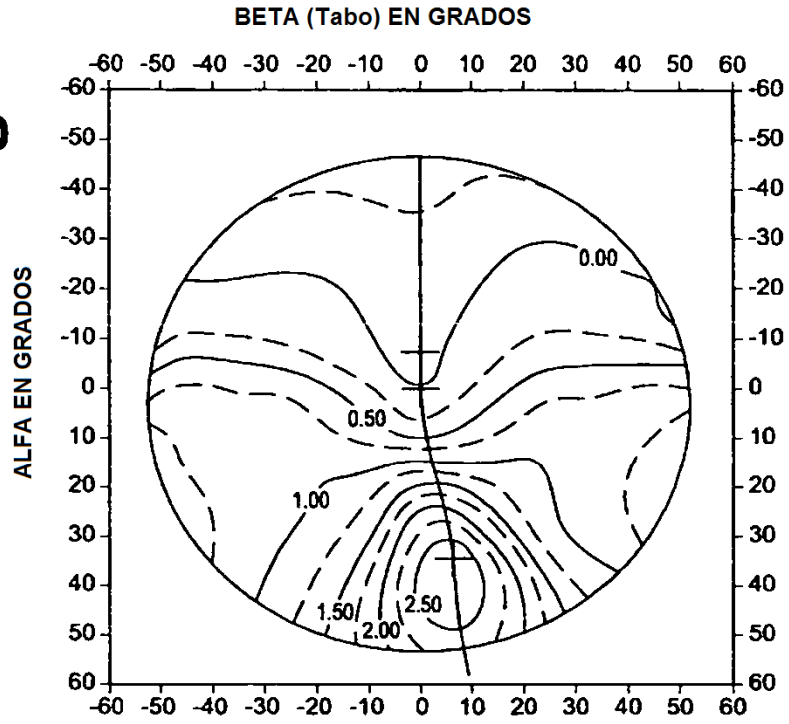


**Fig. 9**

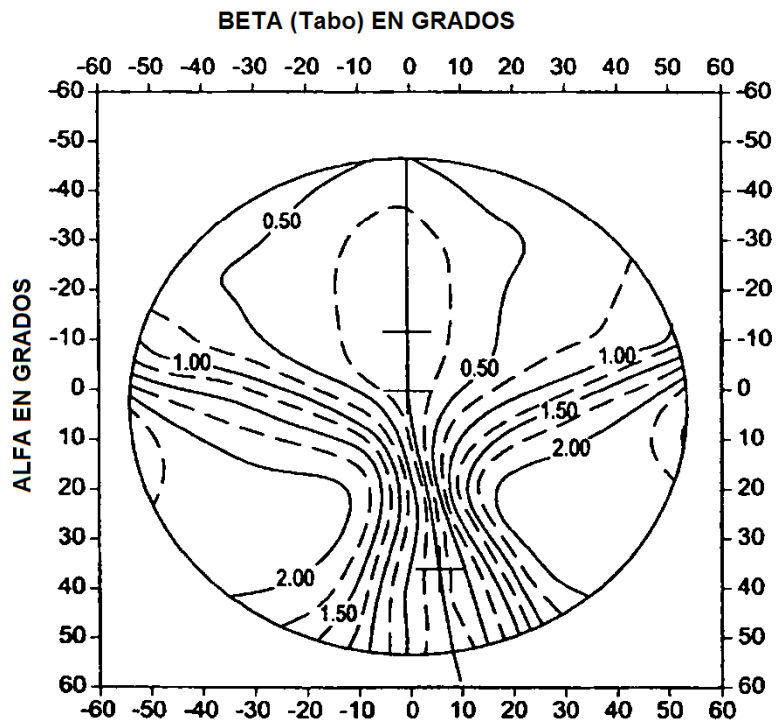


6 / 10

**Fig. 10**



**Fig. 11**



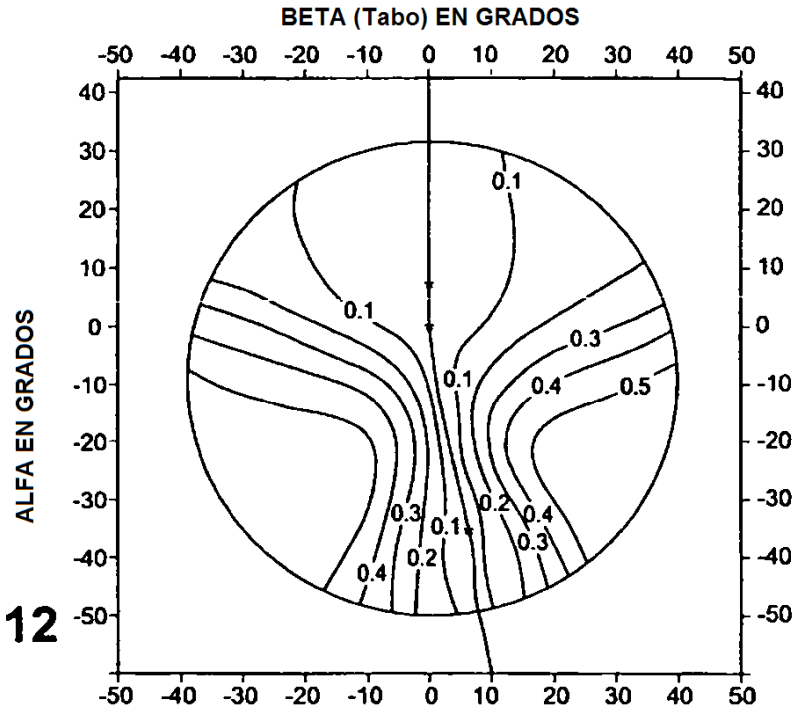


Fig. 12

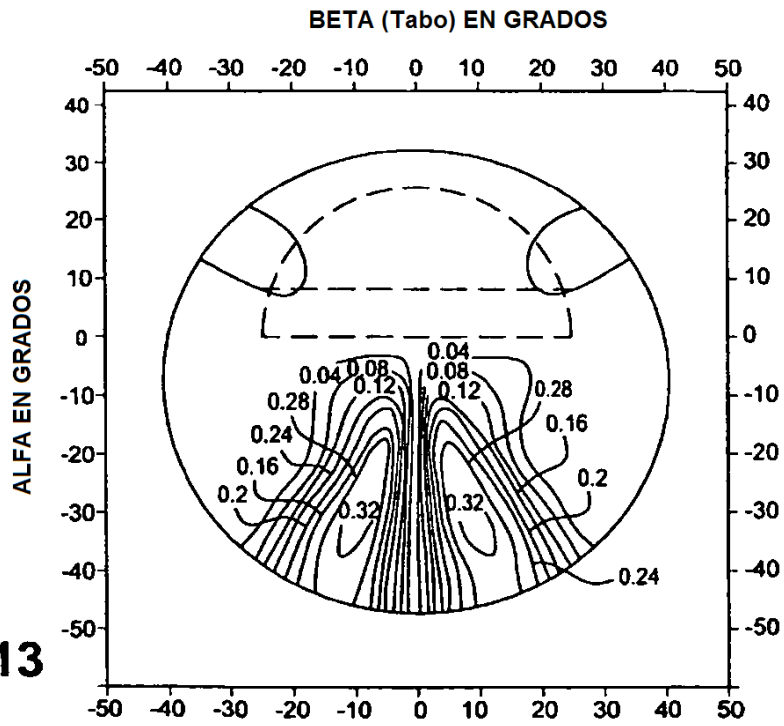
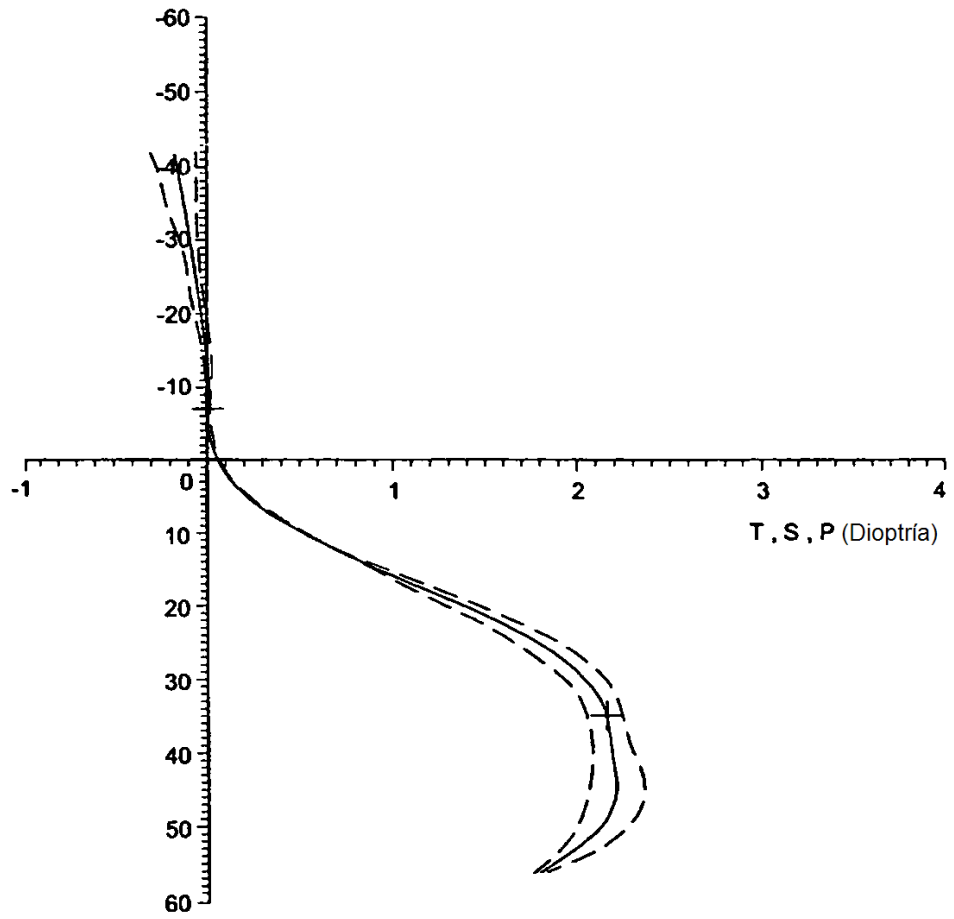
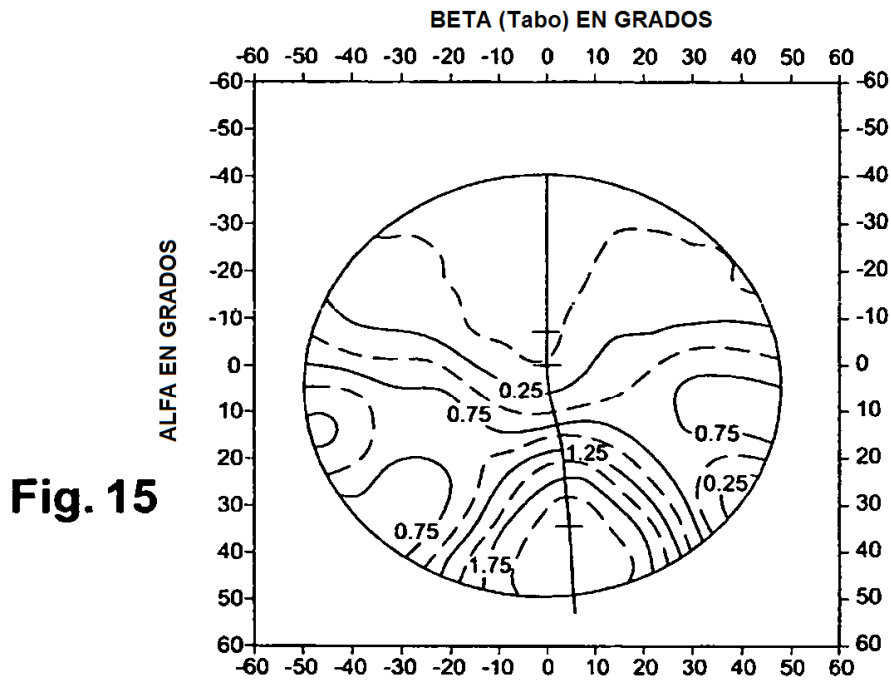


Fig. 13

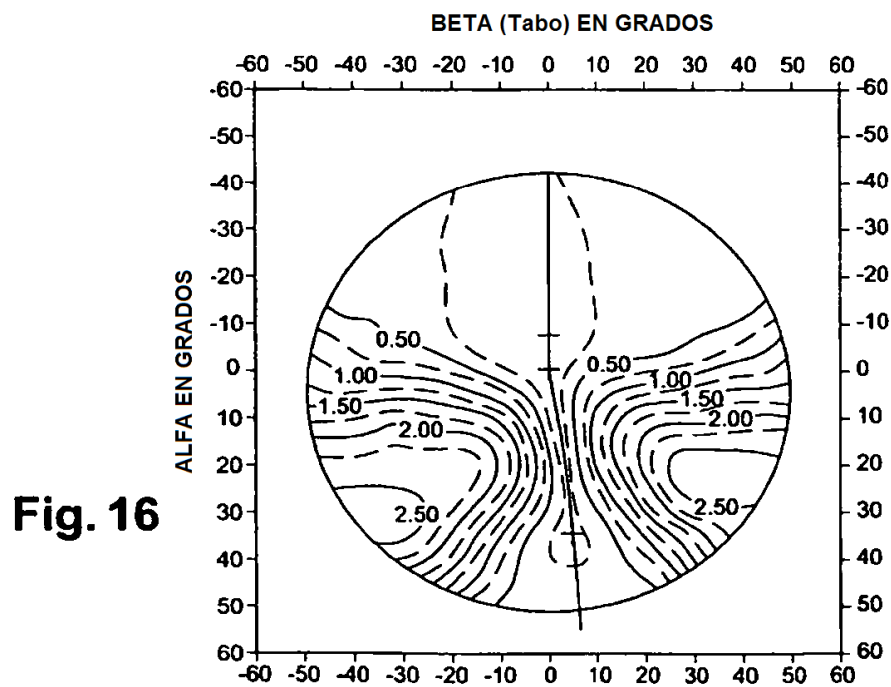


**Fig. 14**

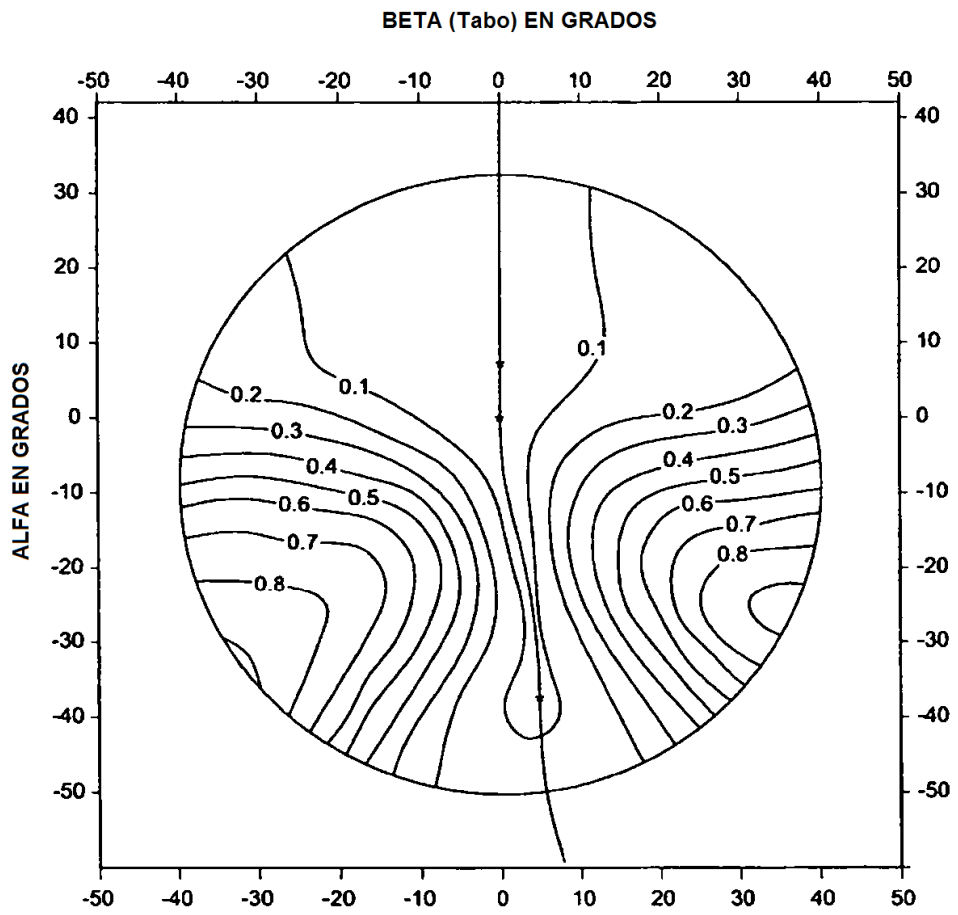
9 / 10



**Fig. 15**



**Fig. 16**



**Fig. 17**