

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 371 004**

51 Int. Cl.:  
**G02C 7/02**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06290653 .2**

96 Fecha de presentación: **21.04.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1798590**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **20.06.2007**

54 Título: **PROCEDIMIENTO DE DETERMINACIÓN DE UNA LENTE OFTÁLMICA.**

30 Prioridad:  
**16.12.2005 FR 0512822**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**26.12.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**26.12.2011**

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

72 Inventor/es:  
**Bourdoncle, Bernard y  
Marin, Gildas**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

**ES 2 371 004 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

Procedimiento de determinación de una lente oftálmica

La presente invención tiene por objeto un procedimiento de determinación de una lente oftálmica y una lente oftálmica obtenida mediante dicho procedimiento.

5 Toda lente oftálmica destinada a colocarse en una montura está asociada a una prescripción. La prescripción, en materia oftálmica, puede abarcar 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 respecto de la montura.

10 En los casos más simples, la prescripción se reduce a una prescripción de potencia, positiva o negativa. La lente se llama unifocal y presenta una simetría de revolución. Simplemente, se monta en la montura de manera que la dirección principal de la mirada del usuario coincida con el eje de simetría de la lente.

15 Para los usuarios presbítas, 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 presbítas son lentes multifocales progresivas; estas lentes se describen, 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 aún 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, una meridiana principal de progresión que atraviesa estas tres zonas. Generalmente, están determinadas por optimización, a partir de un cierto número 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 en la meridiana entre un punto VL de la zona de visión lejana y un punto VP de la zona de visión cercana, que se llaman, respectivamente, punto de referencia de la visión lejana y punto de referencia 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.

20 Independientemente de la prescripción de potencia y de adición de potencia, puede prescribirse una corrección de astigmatismo a un usuario. Dicha prescripción de astigmatismo la realiza el oftalmólogo en forma de un par formado por un valor de eje (en grados) y un valor de amplitud (en dioptrías). En una superficie, el valor de amplitud representa la diferencia entre las curvaturas principales; el valor de eje representa la orientación respecto a un eje de referencia y en un sentido de rotación convenido, de una de las dos curvaturas según la convención que se elija utilizar. En la práctica hay dos convenciones, la convención llamada "cilindro negativo", en este caso, si  $1/R_1$  es la curvatura máxima y  $1/R_2$  la curvatura mínima, el valor de amplitud será  $(1/R_2 - 1/R_1)$  y el eje será la orientación, respecto al eje de referencia, de la curvatura máxima  $1/R_1$ , y la convención llamada "cilindro positivo", en este caso, el valor de amplitud será  $(1/R_1 - 1/R_2)$  y el eje será la orientación, respecto del eje de referencia, de la curvatura mínima  $1/R_2$ . El eje de referencia es horizontal y el sentido de rotación es el sentido trigonométrico directo, cuando se mira al usuario. Por lo tanto, un valor de eje de  $+45^\circ$  representa un eje orientado de modo oblicuo que, al mirar al usuario, se extiende desde el cuadrante ubicado arriba a la derecha hasta el cuadrante ubicado abajo a la izquierda. En términos de prescripción de astigmatismo, el valor de amplitud representa la diferencia entre las potencias mínimas y máximas en una dirección dada y el eje representa la orientación de la potencia máxima si el valor de astigmatismo es negativo (el eje representa la orientación de la potencia mínima si el valor de astigmatismo es positivo). Una prescripción de astigmatismo de estas características se mide en la visión lejana del usuario. Aunque se trate de un abuso del lenguaje, suele utilizarse el término astigmatismo para designar la amplitud del astigmatismo mientras que este término designa el par amplitud/ángulo. El contexto permite que el experto en la materia comprenda qué acepción es la que debe entenderse.

25 De otro lado, las leyes de la óptica de los trazados de rayos generan la aparición de defectos ópticos cuando los rayos luminosos se alejan del eje central de cualquier lente. Estos defectos conocidos que abarcan, entre otros, un defecto de curvatura o de potencia y un defecto de astigmatismo pueden llamarse, de modo genérico, defectos de inclinación de los rayos.

30 El experto en la materia sabe compensar estos defectos. Por ejemplo, EP-A-0 990 939 propone un procedimiento de determinación mediante optimización de una lente oftálmica para un usuario con prescripción de astigmatismo. Este documento propone elegir una lente objetivo, utilizar un método de trazado de rayos y minimizar la diferencia entre el astigmatismo residual y el astigmatismo de la lente objetivo. El astigmatismo residual se define en ese documento como la diferencia en amplitud y en eje entre el astigmatismo prescrito y el astigmatismo generado por la lente. Este procedimiento permite que los usuarios astigmáticos se adapten mejor a las lentes evitando las aberraciones ópticas inducidas por el añadido de una superficie tórica. El cálculo se realiza en una marca ligada al ojo, lo que permite tener en cuenta el efecto de torsión del ojo cuando el usuario mira en una dirección excentrada.

Los defectos de inclinación también fueron identificados en las lentes multifocales progresivas. Por ejemplo, WO-A-98 12590 describe un método de determinación por optimización de un juego de lentes oftálmicas multifocales. Este documento propone definir el juego de lentes teniendo en cuenta las características ópticas de las lentes y, especialmente, la potencia del usuario y el astigmatismo oblicuo, en las condiciones de uso. La lente se optimiza mediante trazado de rayos, a partir de un erograma que asocia un punto objeto apuntado a cada dirección de la mirada, en condiciones de uso. Este erograma proporciona objetivos para optimizar lentes mediante trazado de rayos para calcular la potencia usuario y el astigmatismo resultante en cada punto de la lente atravesada por la línea de la mirada.

El defecto de astigmatismo o astigmatismo resultante es un defecto inherente a las lentes progresivas; por lo tanto, puede considerarse como un defecto tolerable, al menos en la zona periférica de la lente. En la zona de visión intermedia de una lente multifocal progresiva, la anchura entre las líneas de isoastigmatismo está regulada, esencialmente, por la velocidad de variación de la potencia a lo largo de la meridiana.

Las lentes multifocales progresivas suelen optimizarse controlando la variación de potencia a lo largo de la meridiana e imponiendo un astigmatismo resultante nulo sobre la meridiana. Además, la zona de visión intermedia suele optimizarse controlando la anchura de una zona alrededor de la meridiana en la que el módulo del astigmatismo resultante se mantiene inferior a un valor estimado no perturbador.

Aunque la prescripción de astigmatismo contenga un valor de eje además del módulo, como se definió anteriormente, únicamente el módulo del astigmatismo resultante suele considerarse en la optimización de una lente oftálmica progresiva. El astigmatismo resultante es el resto de la sustracción vectorial del astigmatismo efectivo introducido por la lente en las condiciones de uso al astigmatismo prescrito al usuario. Por lo tanto, el astigmatismo resultante presenta un eje.

Ahora bien, se verificó que, en presencia de astigmatismo, el sistema visual prefiere posicionar la focal vertical en la retina, gracias a su acomodación restante o ajustando la potencia necesaria. Estas comprobaciones se realizaron en el marco de la tesis de doctorado de C. Miège sobre la función de acomodación del ojo humano o en el artículo de Charman & al., "Astigmatism, accommodation and visual instrumentation" publicado en la revista Applied Optics, Vol J7, N° 24, pp 3903- 3910, 1978.

De este modo, una lente progresiva con una zona de visión intermedia en la que el eje de astigmatismo se mantiene vertical, respondería a la necesidad psicológica de la mayoría de los usuarios y daría una impresión de campo de visión más amplio.

Sigue existiendo la necesidad de una lente que satisfaga mejor a los usuarios presbítas. La invención propone controlar los valores de eje del astigmatismo resultante además de los valores del módulo del astigmatismo resultante en una lente multifocal progresiva.

En consecuencia, la invención propone un procedimiento de determinación de una lente oftálmica multifocal progresiva que incluye las siguientes etapas:

- elección de una lente inicial con una cruz de centrado que representa la dirección primaria de la mirada en las condiciones de uso y una meridiana de progresión sensiblemente umbilicada que presenta una adición de potencia superior o igual a 2 dioptrías entre un punto de referencia en visión lejana y un punto de referencia en visión cercana;

- definición de una lente corriente igual a la lente inicial;

- optimización de la lente corriente, en condiciones de uso, utilizando como objetivos:

- una longitud de progresión 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 hasta el punto de la meridiana en el que la potencia óptica del usuario alcanza el 85% de la prescripción de adición; y

- una diferencia entre la orientación media de los ejes de astigmatismo resultante y la vertical inferior a  $2,5^\circ$  en una primera zona de control delimitada por una elipse centrada en la meridiana de progresión a mitad de altura entre la cruz de centrado y el punto de referencia en visión cercana, dicha elipse presenta un eje mayor, superior a  $35^\circ$ , y un eje menor, comprendido entre  $3,8^\circ$  y  $4,5^\circ$ .

Según una característica, la etapa de optimización del procedimiento también utiliza como objetivo una diferencia entre la orientación media de los ejes de astigmatismo resultante y la vertical inferior a  $3^\circ$  en una segunda zona de control delimitada por una elipse centrada en la meridiana de progresión a mitad de altura entre la cruz de centrado y el punto de referencia en visión cercana, dicha elipse presenta un eje mayor, superior a  $35^\circ$ , y un eje menor, comprendido entre  $7,5^\circ$  y  $8,5^\circ$ .

Según una característica, la etapa de optimización del procedimiento también utiliza como objetivo una diferencia entre la orientación media de los ejes de astigmatismo resultante y la vertical inferior a  $3,5^\circ$  en una tercera zona de control delimitada por una elipse centrada en la meridiana de progresión a mitad de altura entre la cruz de

centrado y el punto de referencia en visión cercana, dicha elipse presenta un eje mayor, superior a 35°, y un eje menor, comprendido entre 11° y 13°.

5 Según una característica, para un usuario al que se le prescribió una corrección de astigmatismo, la optimización de la lente corriente incluye una etapa que consiste en sustraer vectorialmente el astigmatismo prescrito al astigmatismo generado por la lente en condiciones de uso.

Aparecerán otras características y ventajas de la invención con la lectura de la descripción de los modos de realización de la invención, que sólo se dan a título de ejemplo y en referencia a los dibujos que ilustran:

- figura 1, un esquema de un sistema óptico ojo-lente, en corte vertical;
- figuras 2 y 3, esquemas en perspectiva de un sistema ojo-lente;
- 10 - figura 4, un gráfico de potencia óptica de usuario a lo largo de la meridiana de la lente según un modo de realización de la invención;
- figura 5, un mapa de potencia óptica del usuario de la lente de la figura 4;
- figura 6, un mapa de módulo de astigmatismo resultante de un usuario de la lente de la figura 4;
- 15 - figura 7, el mapa de módulo de astigmatismo resultante de la figura 6 en la que se señaló una primera zona de control del eje del astigmatismo;
- figura 8, el mapa de módulo de astigmatismo resultante de la figura 6 en la que se señaló una segunda zona de control del eje del astigmatismo;
- figura 9, el mapa de módulo de astigmatismo resultante de la figura 6 en la que se señaló una tercera zona de control del eje del astigmatismo;

20 De modo conocido, en cualquier punto de una superficie esférica, se define una esfera media D dada por la fórmula:

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

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

Se define entonces un cilindro C, dado por la fórmula:

$$C = \frac{n-1}{2} \left| \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right|$$

30 Para una lente dada, se definen los tamaños ópticos correspondientes, es decir, potencia y astigmatismo, en las condiciones de uso. La figura 1 muestra un esquema de un sistema óptico ojo y lente visto desde arriba y muestra las definiciones utilizadas en la descripción siguiente sigue. Llamamos Q' al centro de rotación del ojo; el eje Q'F' representado en la figura con líneas de rayas mixtas, 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 óptico las ajuste. Esta cruz de centrado CC permite localizar en la lente la dirección primaria de la mirada en las condiciones de uso. 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 en 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 al eje (O, z) de un ángulo llamado Galbe. El valor del Galbe suele ser de 0°.

En adelante, llamaremos condiciones de uso a las siguientes condiciones de montaje de la lente respecto del ojo:

- 5 - una distancia de 27 mm entre el centro de rotación del ojo y la cara posterior de la lente, en el eje Q'F';
- un ángulo pantoscópico de 8°;
- un Galbe de 0°.

Estos valores son los elegidos para los ejemplos descritos pero pueden variar para igualarse a los valores propios de cada individuo.

10 Una dirección dada de la mirada, representada con trazos continuos 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 vertical 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 horizontal 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 un par ( $\alpha, \beta$ ).

20 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  $\{x, y, z\}$  fija y 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. 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 Revista de Óptica, París, 1965

30 En una dirección dada de la mirada, la imagen de un punto M del espacio objeto ubicado a una distancia objeto dado, se forma entre dos puntos S y T correspondientes a distancias JT y JS 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 en la convención llamada "cilindro positivo", es el ángulo formado por la imagen correspondiente a la distancia más grande con el eje ( $z_m$ ), en el plano ( $z_m, y_m$ ) definido en referencia en 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, 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.

40 Llamamos ergorama a una función que asocia la distancia habitual del punto objeto a cada dirección de la mirada. Típicamente, en visión lejana siguiendo la dirección primaria de la mirada, el punto objeto está hacia el infinito. En visión cercana, siguiendo una dirección que corresponde sensiblemente a un ángulo  $\alpha$  del orden de 5° y a un ángulo  $\beta$  del orden de 35°, la distancia objeto es del orden de 30 a 50 cm. Para más detalles sobre una definición posible de un ergorama, se puede consultar FR-A-2 753 805 (US-A-6 318 859). Este documento describe un ergorama, su definición y su procedimiento de modelización. Un ergorama particular consiste en tomar únicamente los puntos hacia el infinito. Para el procedimiento de la invención, se pueden considerar puntos hacia el infinito o no. El ergorama también puede estar en función de la ametropía del usuario.

45 Con ayuda de estos elementos, se puede definir una potencia 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

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

50 mientras que la proximidad objeto PO es la inversa de la distancia entre el punto M y el punto J de la esfera de los vértices. La potencia se define como la suma de proximidades objeto e imagen, o sea

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

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 marca ligada al ojo, respecto de la dirección  $z_m$ , con el cual se forma la imagen S, en el plano  $(z_m, y_m)$ . Estas definiciones de potencia y 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  
10 destacar que, en la dirección primaria de la mirada, la definición brinda el valor clásico del astigmatismo

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.

Para acercarse a las convenciones utilizadas por los oftalmólogos en una prescripción, también se puede definir la potencia máxima de la lente como:

15

$$P_{\max} = \frac{1}{MJ} + \frac{1}{JT}$$

y la potencia mínima como:

$$20 \quad P_{\min} = \frac{1}{MJ} + \frac{1}{JS}$$

Los oftalmólogos establecen las prescripciones de potencia y astigmatismo proporcionando:

- el valor mínimo de la potencia  $P_{\min}$  y un valor de amplitud de astigmatismo positivo;
- el valor máximo de la potencia  $P_{\max}$  y un valor de amplitud de astigmatismo negativo;

25 Está claro que los valores del ángulo del astigmatismo en la prescripción varían en función de la convención de prescripción utilizada. En cada una de las dos convenciones, se da el ángulo que hace la imagen, S o T, correspondiente a la potencia indicada, con el eje  $z_m$ , medido en el sentido trigonométrico directo cuando miramos al usuario. Encontramos el ángulo  $\gamma$  de la convención llamada "cilindro positivo", cuando el valor de amplitud de astigmatismo es positivo; el eje de astigmatismo es entonces el ángulo de la focal menos potente respecto de un eje de  
30 referencia horizontal.

Para determinar las características de una lente oftálmica progresiva, la invención propone controlar no sólo el módulo del astigmatismo resultante sino también el eje del astigmatismo resultante. Las características de la lente pueden determinarse mediante optimización, como se describe a continuación.

35 La lente se coloca delante del ojo y el astigmatismo introducido por la lente se calcula en las condiciones de uso, por ejemplo, mediante trazado de rayos. Si el usuario recibió una prescripción de astigmatismo, esta prescripción se sustrae vectorialmente para proporcionar el astigmatismo resultante de la lente. Queda entendido que la invención se aplica incluso cuando la prescripción no conlleva corrección de astigmatismo ya que las lentes progresivas inducen un defecto de astigmatismo debido a la progresión de potencia. Sin embargo, en el caso de una prescripción de astigmatismo del usuario, el astigmatismo llamado "útil" se sustrae vectorialmente para permitir la optimización del  
40 astigmatismo resultante de la lente. Por lo tanto, para optimizar la lente, se consideran el módulo y el eje del astigmatismo resultante para un ergograma que asocia un punto de la lente a cada dirección de la mirada.

En particular, el procedimiento de determinación de una lente según la invención propone controlar los valores de eje del astigmatismo resultante en al menos una zona de control delimitada en la zona de visión intermedia de la lente; y, de preferencia, en tres zonas de control concéntricas delimitadas en la zona de visión intermedia de la lente.

5 En adelante, la lente se describe en referencia a un modo de realización adaptado para usuarios presbíteros con una prescripción de progresión de potencia de 2 dioptrías.

Las figuras 4 a 6 muestran una lente de 60 mm de diámetro con una cara anterior multifocal progresiva que contiene un prisma de  $1,15^\circ$  de base geométrica orientado a  $270^\circ$  en la referencia TABO. El plano del vidrio está inclinado a  $8^\circ$  con respecto a la vertical y el vidrio presenta un espesor de 1,9 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 6.

10 En las figuras 5 y 6, se representó la lente en una marca en coordenadas esféricas, el ángulo beta en la abscisa y el ángulo alfa en la ordenada.

La lente presenta una línea sustancialmente umbilicada, llamada meridiana, en la que 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.

15 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 óptico para montar la lente en la montura. En coordenadas esféricas, la cruz de centrado CC presenta las coordenadas (0,0) porque 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 referencia en visión lejana VL está ubicado sobre la meridiana y corresponde a una elevación de la mirada de  $8^\circ$  por encima de la cruz de centrado; el punto de referencia en visión lejana VL presenta las coordenadas (0,  $-8^\circ$ ) en la marca esférica predefinida. El punto de referencia 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 referencia en visión cercana VC presenta las coordenadas ( $6^\circ$ ,  $35^\circ$ ) en la marca esférica predefinida.

20 La figura 4 muestra un gráfico de la potencia óptica de usuario a lo largo de la meridiana; el ángulo  $\alpha$  en ordenadas y en abscisas la potencia en dioptrías. Con línea de puntos se marcaron las potencias ópticas mínimas y máximas que corresponden, respectivamente, a las cantidades  $1/JS$  y  $1/JT$  definidas anteriormente, y con trazos continuos la potencia óptica  $P$ , tal como se definió anteriormente.

30 Se puede observar en la figura una potencia óptica de usuario sustancialmente constante alrededor del punto de referencia en visión lejana VL, una potencia óptica de usuario sustancialmente constante alrededor del punto de referencia 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, la potencia óptica vale en realidad  $-0,05$  dioptrías correspondientes a una lente plana en visión lejana prescrita para usuarios emétopes presbíteros.

35 En una lente multifocal progresiva la zona de visión intermedia suele comenzar 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 referencia en visión cercana VC, para valores de ángulo  $\alpha$  de 0 a  $35^\circ$ . Para los valores de ángulo por encima de  $35^\circ$ , la potencia óptica se vuelve sustancialmente constante, con un valor de 2,24 dioptrías. Se observa que la progresión de potencia óptica de usuario (2,24 dioptrías) es superior a la adición de potencia A prescrita (2 dioptrías).  
40 Esta diferencia de valor de potencia se debe a los efectos oblicuos.

45 En una lente se puede definir una longitud de progresión LP que es la distancia angular - o la diferencia de ordenadas - entre el centro óptico de la lente - o la cruz de centrado CC - y un punto de la meridiana en el que la progresión de potencia alcanza un 85% de la adición de potencia prescrita A. En el ejemplo de la figura 4, se alcanza una potencia óptica de  $0,85 \times 2$  dioptrías, es decir, de 1,7 dioptrías, para un punto de coordenadas angular  $\alpha = 23^\circ$  aproximadamente.

La lente según la invención presenta una 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.

50 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 dioptrías.

55 En la figura 5 se observa una zona de visión lejana que se extiende bajo la cruz de centrado, casi sin variación de potencia. El valor de la potencia óptica de usuario es sustancialmente constante alrededor de la cruz de centrado CC. Esta variación de potencia casi nula alrededor de la cruz de centrado permite una cierta tolerancia de posicionamiento durante el montaje de la lente en el equipo visual.

La figura 6 muestra las líneas de nivel de la amplitud del astigmatismo oblicuo de uso; es decir, el módulo del astigmatismo resultante. 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 amplitud de astigmatismo, tal como se definió anteriormente. Hemos representado las líneas de isoastigmatismo de 0,25 dioptrías a 2,50 dioptrías.

Se verifica que la zona de visión lejana está relativamente despejada: las líneas de isoastigmatismo superiores a 0,25 dioptrías se abren ampliamente para liberar el campo de visión lejana. También se verifica que las líneas de isoastigmatismo se amplían, en la parte inferior de la lente, a la altura del punto de referencia para la visión cercana VC. En la parte inferior de la lente, las líneas de isoastigmatismo 0,75 y 1 dioptría son casi paralelas y verticales, y delimitan una zona que contiene el punto de referencia en visión cercana VC.

Las figuras 7 a 9 retoman el mapa de módulo de astigmatismo resultante de la figura 6. En estas figuras 7 a 9 se señalaron, respectivamente, tres zonas diferentes de control del eje de astigmatismo en la zona de visión intermedia de la lente.

Cada zona de control se define mediante una elipse centrada en la meridiana a media altura entre la cruz de centrado CC y el punto de referencia en visión cercana VC. El eje mayor de la elipse sigue la meridiana; es superior o igual a  $35^\circ$ , de preferencia, comprendido entre  $35^\circ$  y  $38^\circ$ . La elipse abarca el punto de centrado de la cruz de centrado CC y el punto de referencia en visión cercana VC. Según el modo de realización ilustrado en las figuras 7 a 9, el eje mayor de cada elipse que delimita las tres zonas de control concéntricas es igual a  $36^\circ$ .

El eje menor de la elipse varía entre las tres zonas de control representadas, respectivamente, en las figuras 7 a 9. Una primera zona de control del eje de astigmatismo, representado en la figura 7, está delimitada por una elipse tal como se definió anteriormente, cuyo eje menor está comprendido entre  $3,8^\circ$  y  $4,5^\circ$ . Este eje menor es igual a  $4^\circ$  en el ejemplo de la figura 7. Una segunda zona de control, representada en la figura 8, está delimitada por una elipse tal como se definió anteriormente, cuyo eje menor está comprendido entre  $7,5^\circ$  y  $8,5^\circ$ . Este eje menor es igual a  $8^\circ$  en el ejemplo de la figura 8. Una tercera zona de control, representada en la figura 9, está delimitada por una elipse tal como se definió anteriormente, cuyo eje menor está comprendido entre  $11^\circ$  y  $13^\circ$ . Este eje menor es igual a  $12^\circ$  en el ejemplo de la figura 9.

En cada una de estas tres zonas de control, la media de la orientación de los ejes de astigmatismo es sustancialmente vertical, es decir, un valor medio de eje cercano a los  $90^\circ$ , según la convención adoptada anteriormente. En la primera zona de control (figura 7), la diferencia entre la media de los valores de eje de astigmatismo y la vertical ( $90^\circ$ ) es inferior a  $2,5^\circ$ ; en la segunda zona de control (figura 8), la diferencia entre la media de los valores de eje de astigmatismo y la vertical es inferior a  $3^\circ$ ; y en la tercera zona de control (figura 9), la diferencia entre la media de los valores de eje de astigmatismo y la vertical es inferior a  $3,5^\circ$ . A título comparativo, para una lente de la técnica anterior comercializada por la solicitante con la marca Varilux Comfort®, la orientación media de los ejes de astigmatismo presenta una diferencia de aproximadamente  $6^\circ$  respecto a la vertical en la primera zona de control definida anteriormente.

Para realizar la optimización de una lente según la invención, se considera como lente inicial una lente con al menos una superficie compleja. Se considera la lente en condiciones de uso, por ejemplo, con los valores de distancia  $q'$  de 27 mm, de ángulo pantoscópico de  $8^\circ$ , y un valor de Galbe de  $0^\circ$ , como se propuso anteriormente. Se elige un espesor de lente en el centro, por ejemplo, un espesor de 1,9 mm, y un índice de vidrio, por ejemplo  $n = 1,665$ .

A continuación, se fijan objetivos para la optimización, estos objetivos tienen valores de potencia, de módulo de astigmatismo y de eje de astigmatismo para direcciones de mirada dadas. En particular, se utiliza como objetivo al menos un valor máximo de diferencia de la orientación media de los ejes de astigmatismo en una primera zona de control delimitada por una elipse como la que se definió anteriormente. También se utiliza como objetivo una variación de la potencia a lo largo de la meridiana y, en particular, un valor de longitud de progresión a lo largo de la meridiana inferior a  $25^\circ$ . También pueden utilizarse como objetivo valores máximos de diferencia de la orientación media de los ejes de astigmatismo en las tres zonas de control delimitadas por elipses, tal como se definió anteriormente. También pueden fijarse objetivos de módulo de astigmatismo en un pasillo alrededor de la meridiana y en la zona de visión lejana.

Una vez definidos los objetivos, se determina la lente mediante optimización. Para ello, se considera una lente corriente; en la inicialización, esta lente corriente es la lente inicial. Se varían las características de la lente corriente para acercarse a los valores objetivo. Para esta optimización, pueden utilizarse diversas representaciones de la o de las superficies que varían. En el ejemplo, sólo se varía la cara posterior de la lente, pero también podría variarse la cara anterior. La o las caras que varían pueden estar representadas por polinomios de Zernike; se puede utilizar una capa esférica, superpuesta a una u otra de las caras, y variar esta capa esférica. La optimización puede utilizar las técnicas conocidas. En particular, puede utilizarse el método de optimización por mínimos cuadrados amortiguados (DLS).

La invención permite, en lentes multifocales progresivas, mejorar el rendimiento de las lentes en visión intermedia.

**REIVINDICACIONES**

1. Procedimiento de determinación de una lente oftálmica multifocal progresiva que incluye las etapas de:
- elección de una lente inicial con una cruz de centrado (CC) que materializa la dirección primaria de la mirada en las condiciones de uso y una meridiana de progresión sustancialmente umbilicada con una adición de potencia (A) superior o igual a 2 dioptrías entre un punto de referencia en visión lejana (VL) y un punto de referencia en visión cercana (VC);
  - definición de una lente corriente igual a la lente inicial;
  - optimización, en las condiciones de uso, de la lente corriente utilizando como objetivos:
    - una longitud de progresión 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 que la potencia óptica del usuario alcanza el 85% de la prescripción de adición (A); y
    - una diferencia entre la orientación media de los ejes de astigmatismo resultante y la vertical inferior a  $2,5^\circ$  en una primera zona de control delimitada por una elipse centrada en la meridiana de progresión a mitad de altura entre la cruz de centrado (CC) y el punto de referencia en visión cercana (VC), dicha elipse presenta un eje mayor, superior a  $35^\circ$ , y un eje menor, comprendido entre  $3,8^\circ$  y  $4,5^\circ$ .
2. El procedimiento de determinación de una lente oftálmica de la reivindicación 1 que también incluye como objetivo una diferencia entre la orientación media de los ejes de astigmatismo resultante y la vertical inferior a  $3^\circ$  en una segunda zona de control delimitada por una elipse centrada en la meridiana de progresión a mitad de altura entre la cruz de centrado (CC) y el punto de referencia en visión cercana (VC), dicha elipse presenta un eje mayor, superior a  $35^\circ$ , y un eje menor, comprendido entre  $7,5^\circ$  y  $8,5^\circ$ .
3. El procedimiento de determinación de una lente oftálmica de la reivindicación 1 ó 2, que también incluye como objetivo una diferencia entre la orientación media de los ejes de astigmatismo resultante y la vertical inferior a  $3,5^\circ$  en una tercera zona de control delimitada por una elipse centrada en la meridiana de progresión a mitad de altura entre la cruz de centrado (CC) y el punto de referencia en visión cercana (VC), dicha elipse presenta un eje mayor, superior a  $35^\circ$ , y un eje menor, comprendido entre  $11^\circ$  y  $13^\circ$ .
4. El procedimiento de determinación de una lente oftálmica de una de las reivindicaciones 1 a 3 para un usuario al que se le prescribió una corrección de astigmatismo, para quien la optimización de la lente corriente incluye una etapa que consiste en sustraer vectorialmente el astigmatismo prescrito al astigmatismo generado por la lente en las condiciones de uso.

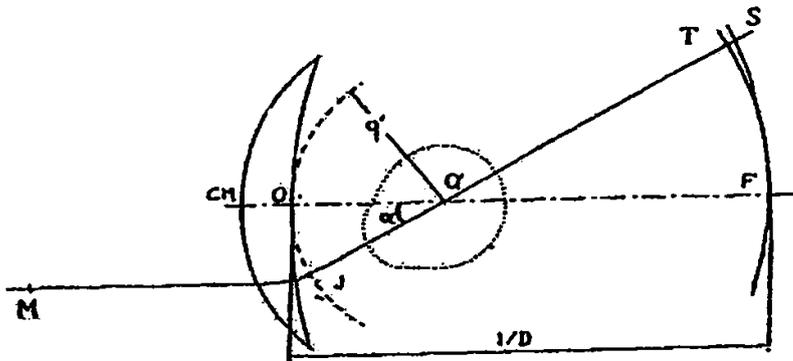


Figura 1

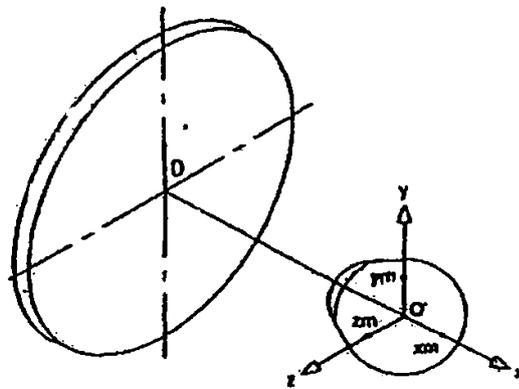


Figura 2

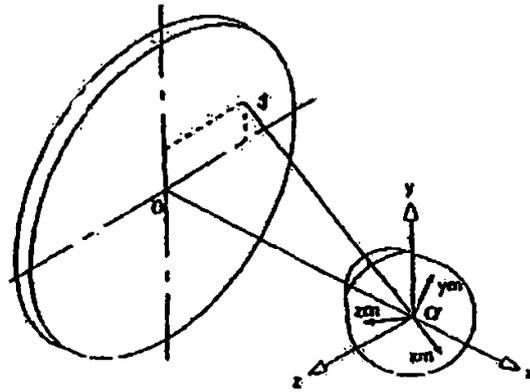


Figura 3

Fig. 4

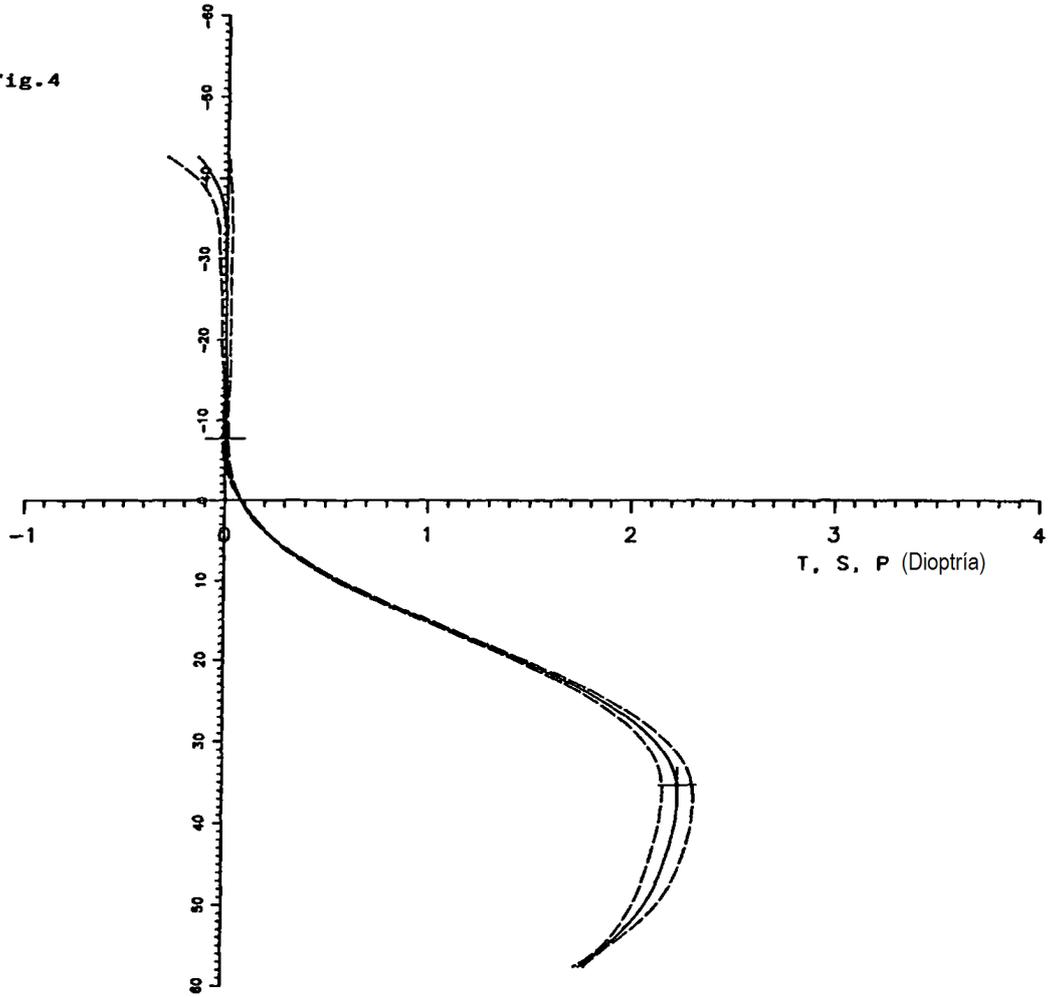


Fig.5

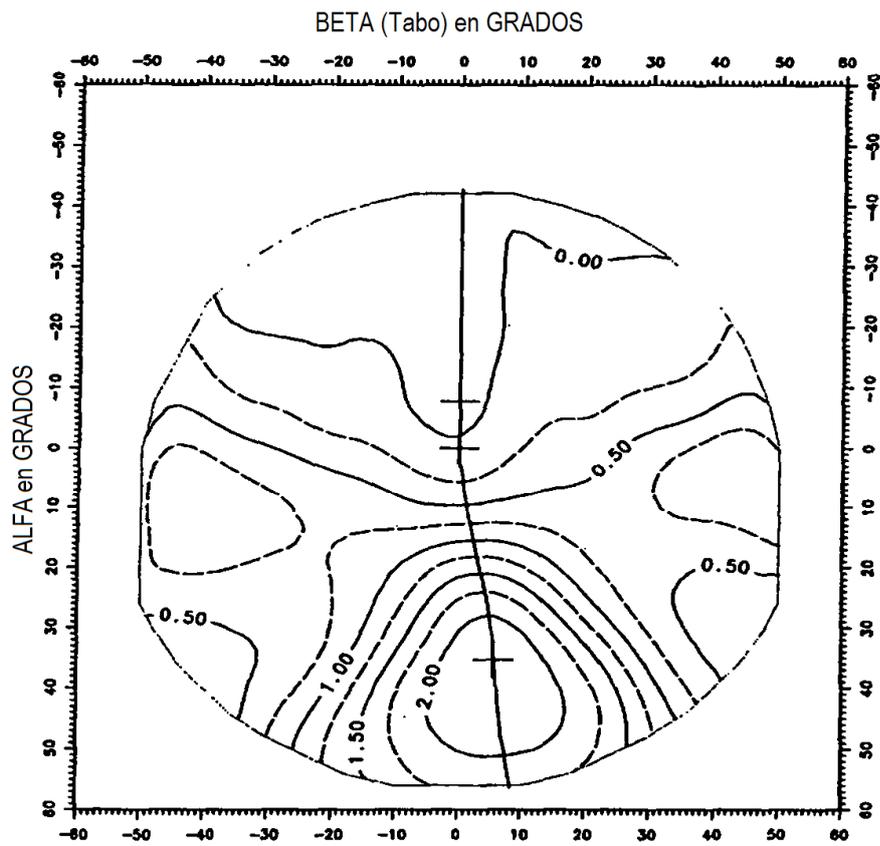


Fig.6

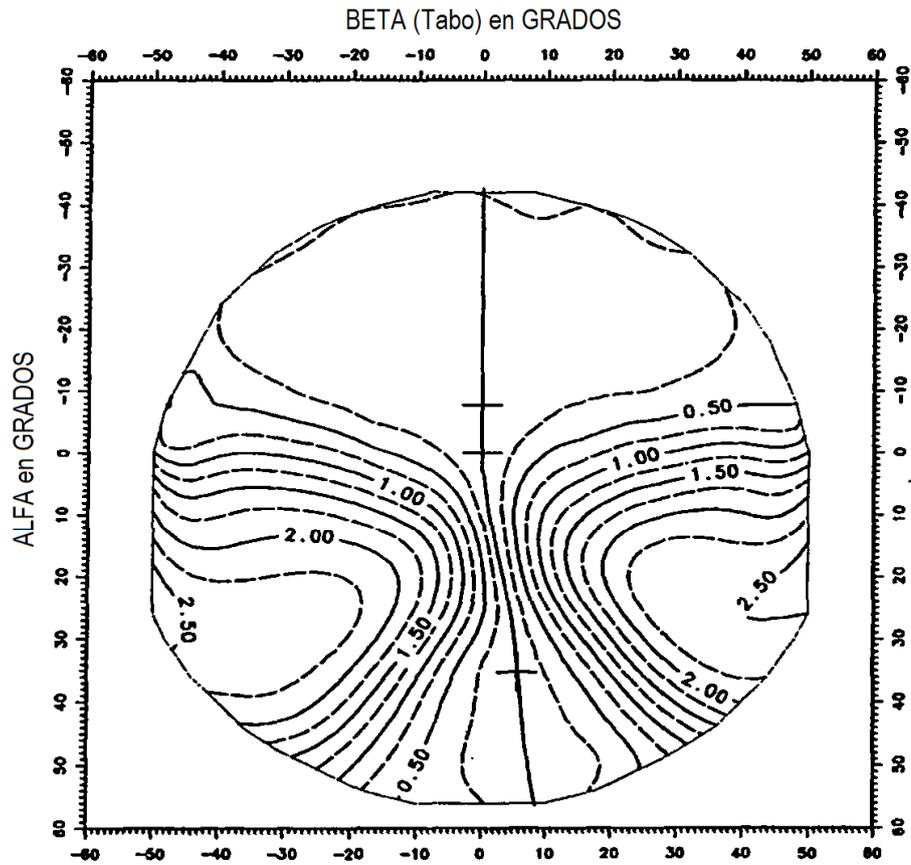


Fig.7

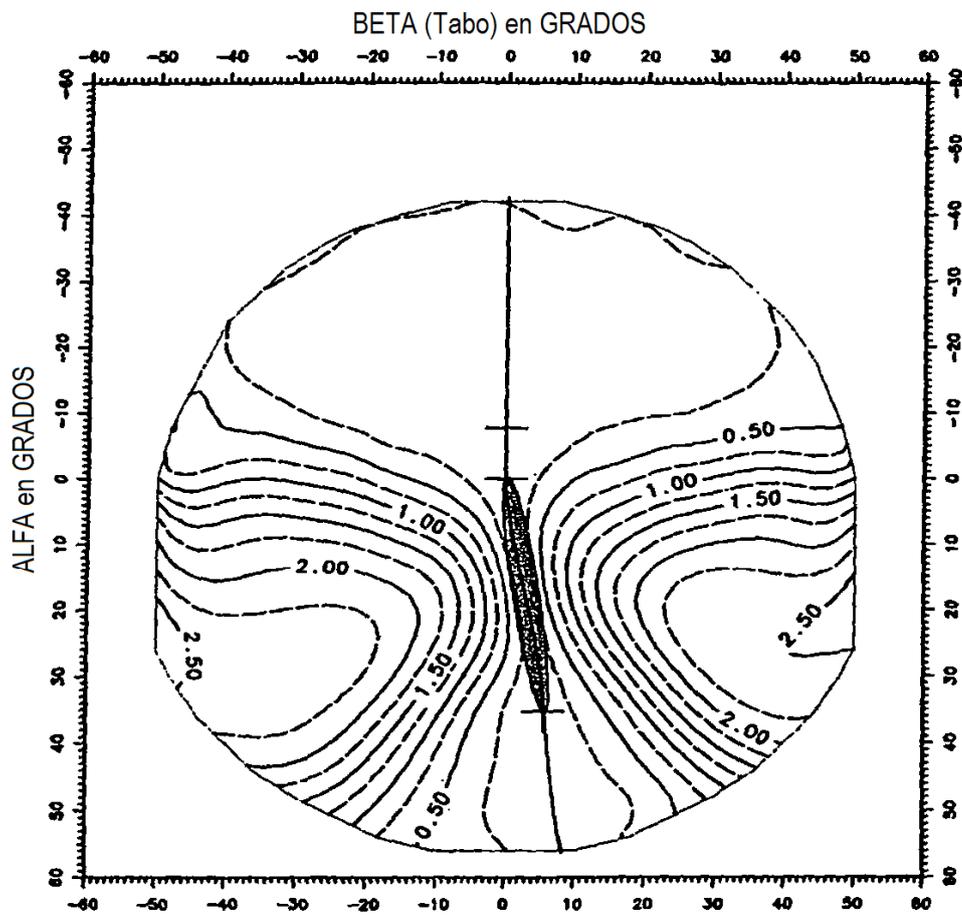


Fig. 8

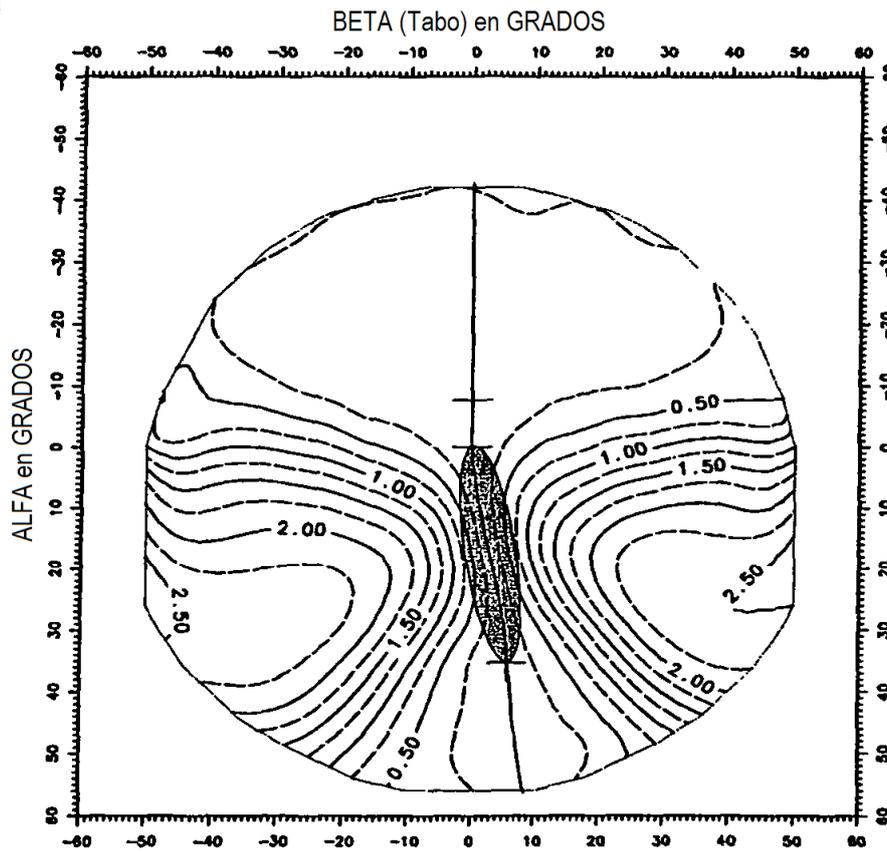


Fig.9

