

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 633 739**

51 Int. Cl.:

G02C 7/06 (2006.01)

G02C 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.07.2004** E 12164908 (1)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.05.2017** EP 2479599

54 Título: **Procedimiento de determinación de una lente oftálmica utilizando una prescripción de astigmatismo en visión de lejos y en visión de cerca**

30 Prioridad:

08.08.2003 FR 0309787

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

25.09.2017

73 Titular/es:

**ESSILOR INTERNATIONAL (COMPAGNIE
GÉNÉRALE D'OPTIQUE) (100.0%)
147, rue de Paris
94220 Charenton-le-Pont, FR**

72 Inventor/es:

**DONETTI, BÉRANGÈRE;
PETIGNAUD, CÉCILE y
HERNANDEZ, MARTHA**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 633 739 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 utilizando una prescripción de astigmatismo en visión de lejos y en visión de cerca

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

5 La prescripción en materia oftálmica puede comprender una prescripción de astigmatismo. Tal prescripción es efectuada por el oftalmólogo en forma de un par formado por un valor de eje (en grados) y por un valor de amplitud (en dioptrías). Sobre una superficie, el valor de amplitud representa la diferencia $1/R1 - 1/R2$ entre las curvaturas principales; el valor de eje representa la orientación, con relación a un eje de referencia y en un sentido de rotación convenido, de la curvatura máxima $1/R1$. En la práctica, el eje de referencia es horizontal y el sentido de rotación es el sentido trigonométrico
10 directo, cuando se mira al usuario. Un valor de eje de $+45^\circ$ representa por tanto un eje orientado oblicuamente, que cuando se mira al usuario, se extiende desde el cuadrante situado en la parte alta a la izquierda hasta el cuadrante situado en la parte baja a la derecha. En términos de prescripción, 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. Tal prescripción de astigmatismo es medida en visión de lejos del usuario. Se utiliza el término astigmatismo para designar el par (amplitud, ángulo); aunque se trata de un abuso del lenguaje, se utiliza también a veces este término para designar la amplitud del astigmatismo. El contexto permite al experto en la técnica comprender qué acepción debe entenderse.

Independientemente de esta prescripción de astigmatismo, puede serle prescrita a un usuario una corrección de potencia, positiva o negativa. Para los usuarios con presbicia, el valor de la corrección de potencia es diferente en visión de lejos y en visión de cerca, por el hecho de las dificultades de acomodación en visión de cerca. La prescripción está entonces compuesta por un valor de potencia en visión de lejos y por una adición representativa del incremento de potencia entre la visión de lejos y la visión de cerca. Las lentes adaptadas a los usuarios con presbicia son lentes multifocales progresivas; estas lentes están descritas por ejemplo en los documentos 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 a un FR-A-2 704 327. Para los jóvenes con presbicia, se han propuesto lentes que no presentan una visión de lejos con un punto de referencia, a la inversa de las lentes multifocales progresivas clásicas; estas lentes están descritas en el documento FR-A-2 588 973.

Por otra parte, las leyes de la óptica de los trazados de rayos entrañan la aparición de defectos ópticos cuando los rayos luminosos se desvían del eje central de cualquier lente. Estos defectos conocidos que comprenden entre otros un defecto de curvatura o de potencia y un defecto de astigmatismo pueden ser denominados de manera genérica defectos de oblicuidad de los rayos.

30 El experto en la técnica sabe compensar estos defectos. Por ejemplo, el documento EP-A-0 990 939 propone un procedimiento de determinación por optimización de una lente oftálmica para un usuario que tiene una prescripción de astigmatismo. Este documento propone elegir una lente objetivo y 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 es definido en este documento como la desviación en amplitud y el eje entre el astigmatismo prescrito y el astigmatismo generado por la lente. Este procedimiento permite una mejor adaptación de las lentes a los usuarios con astigmatismo, evitando las aberraciones ópticas inducidas por la adición de una superficie tórica. El cálculo se efectúa en una referencia ligada al ojo, lo que permite tener en cuenta el efecto de torsión del ojo cuando el usuario mira en una dirección descentrada. En los ejemplos de este documento, la prescripción de astigmatismo es única, aunque se haya mencionado que el método está descrito bajo la hipótesis de que el astigmatismo prescrito en visión de lejos es de hecho el astigmatismo a aplicar en cada dirección de la mirada.

Siempre con el propósito de compensar los efectos de oblicuidad, el documento US-A-5 270 746 (EP-A-0 461 624) describe una lente unifocal en la que una de las superficies presenta una primera parte por encima del centro óptico y una segunda parte por debajo del centro óptico. La variación de curvatura en la segunda parte, desde el centro óptico hacia la periferia, es inferior a la variación de curvatura en la primera parte, desde el centro óptico hacia la periferia. El objetivo perseguido es que el astigmatismo sea corregido en la parte superior de la lente, para objetos observados situados a gran distancia; por el contrario, en la parte inferior de la lente, el astigmatismo es corregido para objetos situados a una distancia pequeña.

El documento DE-A-18 05 561 (US-A-3 722 986) describe una lente oftálmica unifocal. Para corregir la aberración de astigmatismo de la lente, al menos una de las superficies no es esférica, sino que presenta una forma de elipsoide o puede ser aproximada por una elipsoide. La fig. 12 de este documento muestra una lente unifocal que presenta una superficie esférica, con una corrección de astigmatismo optimizada en la parte superior para una visión de lejos y optimizada en la parte inferior para una visión de cerca.

Los defectos de oblicuidad pueden ser también compensados para las lentes multifocales. Por ejemplo, el documento 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 considerando las características ópticas de las lentes y en particular la potencia del usuario y el astigmatismo oblicuo, en las condiciones de uso. La lente es optimizada por trazados de rayos, a partir de un ergorama que asocia a cada dirección de la mirada en las condiciones del uso un punto objetivo

considerado.

5 Es también conocida por el documento EP 0 949 529 A2 la utilización de lentes multifocales para aplicaciones de lentes de contacto o de lente intraocular. Por otra parte, el documento EP 0 990 939 A1 describe un ejemplo del método de determinación por optimización de una lente oftálmica teniendo en cuenta una prescripción de astigmatismo y reducción de las aberraciones.

Existe siempre una necesidad de una lente que satisfaga mejor a los usuarios con astigmatismo, ya tengan o no presbicia.

La invención propone en consecuencia un procedimiento tal como se ha definido en la reivindicación 1.

10 En un modo de realización, el astigmatismo prescrito en visión de cerca es medido en visión binocular. Se mide ventajosamente el astigmatismo en una referencia ligada al ojo. El objetivo puede también comprender una potencia prescrita al usuario en visión de cerca y/o en visión de lejos. La optimización puede utilizar como objetivo una progresión continua de la amplitud de astigmatismo a lo largo de la meridiana.

La optimización puede también utilizar como objetivo una progresión continua del eje de astigmatismo a lo largo de la meridiana.

15 La invención propone también una lente obtenida por tal procedimiento.

Otras ventajas y características de la invención aparecerán con la lectura de la descripción que sigue de los modos de realización de la invención, dados a título de ejemplo y con referencia a los dibujos que muestran:

La fig. 1, un esquema de un sistema óptico ojo-lente, visto desde arriba;

Las figs. 2 y 3, esquemas en perspectiva de un sistema ojo-lente;

20 Las figs. 4 a 7, mapas de esfera media y de cilindro de las caras de una lente según un primer modo de realización de la invención;

Las figs. 8 a 10, gráficos de potencia, de amplitud de astigmatismo y de eje de astigmatismo a lo largo de la meridiana de esta lente;

25 Las figs. 11 y 12, mapas de esfera media y de cilindro de una cara de una lente según un segundo modo de realización de la invención;

Las figs. 13 a 15, gráficos de potencia, de amplitud de astigmatismo y del eje de astigmatismo a lo largo de la meridiana de esta lente.

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

30
$$D = \frac{n-1}{2} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$$

donde R_1 y R_2 son los radios de curvatura máximo y mínimo expresados en metros, y n el índice del material que constituye la lente.

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

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

35 Se definen para una lente dada, las magnitudes ópticas correspondientes, a saber una potencia y un astigmatismo, en las condiciones de uso. La fig. 1 muestra un esquema de un sistema óptico ojo y lente en vista desde arriba, y muestra las definiciones utilizadas en la continuación de la descripción. Se llama Q' el centro de rotación del ojo; el eje Q'F' representado en la figura en trazos mixtos es el eje horizontal que pasa por el centro de rotación del ojo y que se extiende delante del usuario - dicho de otro modo el eje Q'F' corresponde a la dirección primaria de la mirada. Este eje
40 corta, en la cara delantera, un punto de la lente llamado Cruz de Montaje, que es materializado sobre las lentes para permitir su posicionamiento por un óptico. La Cruz de Montaje está generalmente situada 4 mm por encima del Centro Geométrico de la cara delantera. Sea el punto O, punto de intersección de la cara trasera y de este eje Q'F'. Se define una esfera de los vértices, de centro Q', y de radio q', que corta la cara trasera 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 proporciona resultados satisfactorios durante el

uso de las lentes. Se puede dibujar el corte de la lente en el plano (O, x, y) definido con referencia a la fig. 2. La tangente a esta curva en el punto O está inclinada con relación al eje (O, y) en un ángulo llamado ángulo pantoscópico. El valor del ángulo pantoscópico es corrientemente de 12°. Se puede igualmente dibujar el corte de la lente en el plano (O, x, z). La tangente a esta curva en el punto O está inclinada con relación al eje (O, z) en un ángulo llamado perfil. El valor del perfil es corrientemente de 0°.

Se llaman en lo que sigue condiciones del uso a estas condiciones de montaje de la lente con relación al ojo, a saber:

- una distancia de 27 mm entre el centro de rotación del ojo y la cara trasera de la lente, sobre el eje Q'F';
- un ángulo pantoscópico de 12°;
- un perfil de 0°.

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

Una dirección dada de la mirada - representada en trazo continuo en la fig. 1 - corresponde a una posición del ojo en rotación alrededor de Q' y a un punto J de la esfera de los vértices; una dirección de la mirada puede también ser referenciada, en coordenadas esféricas, por dos ángulos α y β . El ángulo α 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 fig. 1. El ángulo β 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 por tanto a un punto J de la esfera de los vértices o a un par (α , β).

En una dirección dada de la mirada, la imagen de un punto M del espacio objeto situado a una distancia objeto dada, se forma entre dos puntos S y T correspondientes a distancias JS y JT mínima y máxima (que serían distancias focales sagitales y tangenciales en el caso de superficies de revolución, y de un punto M en el infinito). El ángulo γ referenciado como el eje de astigmatismo, es el ángulo formado por la imagen correspondiente a la distancia menor con el eje (z_m), en el plano (z_m, y_m), definido en referencia a las figs. 2 y 3. El ángulo γ es medido en el sentido trigonométrico directo cuando se mira al usuario. En el ejemplo de la figura, sobre el eje Q'F', la imagen de un punto del espacio objeto en el infinito se forma en el punto F'; los puntos S y T se confunden, lo que equivale a decir que la lente es localmente esférica en la dirección primaria de la mirada. La distancia D es la frontal trasera de la lente.

Se llama ergorama a una función que asocia a cada dirección de la mirada la distancia habitual del punto objeto. Típicamente, en visión de lejos según la dirección principal de la mirada, el punto objeto está en el infinito. En visión de cerca, según una dirección correspondiente sensiblemente a un ángulo α del orden de 5° y a un ángulo β 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 podrá consultar el documento FR-A-2 753 805 (US-A-6 318 859). Este documento describe un ergorama, su definición es un procedimiento de modelización. Un ergorama particular consiste en no tomar más que puntos en el infinito. Para el procedimiento de la invención, se pueden considerar puntos en el infinito o no. El ergorama puede también ser función de la ametropía del usuario.

Con ayuda de estos elementos, se pueden definir una potencia y un astigmatismo, en cada dirección de la mirada. Para una dirección de la mirada (α, β), 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 de imagen PI está entonces dada por

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

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

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

La amplitud de astigmatismo está dada por

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

El ángulo de astigmatismo es el ángulo γ definido más arriba: se trata del ángulo medido en una referencia ligada al ojo, con relación a la dirección z_m con la 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 referencia ligada al ojo. Cualitativamente, la

potencia y el astigmatismo así definidos corresponden a las características de una lente delgada, que colocada en lugar de la lente en la dirección de la mirada, proporcionaría localmente las mismas imágenes. Se hace notar que la definición proporciona, en la dirección primaria de la mirada, el valor clásico del astigmatismo.

5 La potencia y el astigmatismo así definidos pueden ser medidos experimentalmente sobre la lente utilizando un frontofocómetro; pueden también ser calculados por trazado de rayos en las condiciones de uso.

Para aproximarse a convenios utilizados por los oftalmólogos durante una prescripción, se puede igualmente definir la potencia máxima de la lente como:

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

y la potencia mínima como:

10
$$P_{\min} = \frac{1}{MJ} + \frac{1}{JS}$$

Los oftalmólogos dan las prescripciones de potencia y de astigmatismo ya sea 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.

15 Está claro que los valores del ángulo de astigmatismo en la prescripción varían en función del convenio de prescripción utilizado. En cada uno de los dos convenios, se da el ángulo que forma la imagen, S o T, correspondiente a la potencia indicada, con el eje z_m medido en el sentido trigonométrico directo cuando se mira al usuario. En la descripción del estado de la técnica dada más arriba, el convenio es el que utiliza el valor máximo de la potencia y un valor de amplitud de astigmatismo negativo.

20 Las figs. 2 y 3 muestran esquemas en perspectiva de un sistema ojo-lente. La fig. 2 muestra la posición del ojo y de la referencia ligada al ojo, en la dirección de la mirada principal, $\alpha = \beta = 0$, llamada dirección primaria de la mirada. Los puntos J y O están entonces confundidos. La fig. 3 muestra la posición del ojo y de la referencia que le está ligada en una dirección (α, β) . Se ha representado en las figs. 2 y 3 una referencia $\{x, y, z\}$ fija y una referencia $\{x_m, y_m, z_m\}$ ligada al ojo, para mostrar bien la rotación del ojo. La referencia $\{x, y, z\}$ tiene por origen el punto Q'; el eje x es el eje Q'F' - no estando el punto F' representado en las figs. 2 y 3 y pasa por el punto O; éste eje está orientado de la lente hacia el ojo, en correspondencia con el sentido de medición 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, siendo la referencia ortonormal directa. La referencia $\{x_m, y_m, z_m\}$ 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 referencia $\{x, y, z\}$ para la dirección primaria de la mirada. La ley de Listing da las relaciones entre las referencias $\{x, y, z\}$ y $\{x_m, y_m, z_m\}$ para cada dirección de la mirada, véase Legrand, Optique Physiologique, tomo 1, Edition de la Revue d'Optique, Paris, 1965.

30 La invención propone, para determinar las características de una lente oftálmica, considerar la prescripción de astigmatismo del usuario, no solamente en visión de lejos, sino también en visión de cerca. Se basa sobre la constatación de que la rotación y la deformación de los elementos constitutivos del ojo cuando el usuario pasa de la visión de lejos a la visión de cerca provocan variaciones de astigmatismo. Estas variaciones de origen fisiológico, unidas a la deformación del ojo, pueden según la invención ser corregidas por la lente situada delante del ojo, teniendo en cuenta defectos de oblicuidad y variaciones del astigmatismo, específicos de la lente considerada, provocados por las condiciones de la mirada, dicho de otro modo por las variaciones de la distancia objeto entre la visión de lejos y la visión de cerca. La invención propone por tanto determinar la lente oftálmica a partir de las prescripciones medidas en visión de lejos, pero también en visión de cerca en las condiciones del uso, en particular en visión binocular. Las características de la lente pueden ser determinadas por optimización, como se ha descrito a continuación. La invención se aplica una vez que el astigmatismo prescrito en visión de lejos difiere del prescrito en visión de cerca, ya sea por la amplitud, por el ángulo o por la amplitud y el ángulo:

La solución se aplica no solamente a lentes progresivas multifocales, como en el ejemplo de las figs. 4 a 10 siguientes, sino también a lentes unifocales, como en el ejemplo de las figs. 11 a 15 siguientes.

45 La invención supone disponer de una prescripción de usuario en visión de lejos y en visión de cerca. En visión de lejos, la prescripción puede ser medida sobre el usuario, en las condiciones clásicas de medición de la prescripción; se mide la potencia y el astigmatismo del ojo en las condiciones del uso, para un objeto a una distancia infinita, en una dirección de la mirada que es la dirección primaria de la mirada.

50 En visión de cerca, es ventajoso medir la prescripción para una visión binocular del usuario. Esta medida asegura que el ojo está bien en una posición correspondiente a la posición habitual en visión de cerca. Tal medida asegura que son

tenidas en cuenta:

- las variaciones de astigmatismo que se derivan de las variaciones de proximidad del punto objeto;
- las variaciones de astigmatismo que se derivan de la deformación del ojo durante su rotación y la acomodación.

La medida puede ser hecha en las condiciones de lectura, en una posición que corresponde a la posición habitual de lectura del usuario, típicamente entre 30 y 50 cm. Estas medidas proporcionan, en visión de lejos como en visión de cerca, un valor de potencia, un valor de astigmatismo y valor de ángulo de astigmatismo. Estos valores están indicados en lo que sigue $P_{\min L}$, A_L y γ_L para la visión de lejos y $P_{\min P}$, A_P , γ_P para la visión de cerca. Estos valores están dados en un convenio de prescripción que da el valor de potencia mínima y una amplitud de astigmatismo positivo. Se podría hacer el mismo cálculo en el otro convenio. Las prescripciones en visión de cerca y en visión de lejos pueden variar por uno, dos o tres valores del triplete. Se puede calcular la potencia media en un VL indicada P_L y la potencia media en VP indicada P_P , de la manera siguiente: $P_L = P_{\min L} + A_L/2$, y $P_P = P_{\min P} + A_P/2$. Una variación de potencia, es decir una diferencia ($P_P - P_L$) no nula y representativa de una progresión de potencia, análoga a la de un cristal progresivo del estado de la técnica. Se puede definir la adición de potencia de la lente como igual a ($P_P - P_L$). Una variación del astigmatismo y/o de su dirección, es decir de las diferencias ($A_P - A_L$) y ($\gamma_P - \gamma_L$) no siendo la totalidad de las dos nula es representativa de una variación de astigmatismo entre la visión de lejos y la visión de cerca, tal como se ha utilizado en la presente invención.

Conociendo los triplete es ($P_{\min L}$, A_L , γ_L) y ($P_{\min P}$, A_P , γ_P), se determina la lente de manera que presente, en las condiciones del uso, los valores de potencia y de astigmatismo requeridos, en visión de lejos como en visión de cerca. Se puede proceder como es conocido en sí por optimización para definir la lente. Ejemplos de superficies de partida están dados a continuación; los objetivos pueden simplemente ser las prescripciones propuestas, en las direcciones de la mirada correspondientes a la visión de lejos y a la visión de cerca.

Las figs. 4 a 10 muestran el ejemplo de una lente según la invención, en el caso de prescripciones que presentan una adición de potencia entre la visión de lejos y la visión de cerca. En este ejemplo, se optimiza la cara trasera de la lente y se utiliza para la cara delantera una cara progresiva multifocal conocida en sí. La fig. 4 es una representación de la esfera media de la cara delantera de la lente. La fig. 5 es una representación del cilindro de la cara delantera de la lente. Las figs. 6 y 7 son representaciones de la esfera media del cilindro de la cara trasera de la lente; en el ejemplo la cara trasera de la lente es obtenida por optimización según la invención. La fig. 8 es un gráfico de la potencia a lo largo de la meridiana, la fig. 9 es un gráfico de la amplitud del astigmatismo a lo largo de la meridiana y la fig. 10 es un gráfico del eje del astigmatismo a lo largo de la meridiana.

En el ejemplo de la figura, se considera una prescripción en visión de lejos ($P_{\min L}$, A_L , γ_L) que vale (-1,50, 5,50, 75) y una prescripción en visión de cerca ($P_{\min P}$, A_P , γ_P) que vale (0,50, 6,00, 75). Estos valores están dados en un convenio de prescripción que da el valor de potencia mínima y una amplitud de astigmatismo positivo. Esto corresponde a potencias medias de $P_L = 1,25$ dioptrías en visión de lejos y $P_P = 3,50$ dioptrías en visión de cerca. La optimización es efectuada sobre la cara trasera de la lente. Se utiliza para la cara delantera de la lente, una superficie multifocal progresiva que presenta la adición de potencia $P_P - P_L$ requerida. Las figs. 4 y 5 muestran los mapas de esfera y de cilindro de esta cara delantera; puede tratarse típicamente de la superficie de los cristales comercializados por la solicitante bajo la marca PANAMIC; superficies de este tipo y sus propiedades están descritas en las solicitudes FR-A-2 769 998 (US-A-5 949 519), FR-A-2 769 999 (EP-A-0 911 672) o aún FR-A-2 770 000 (EP-A-0 911 670).

Para proceder a la optimización, se considera como lente de partida una lente que presenta esta superficie delantera. La superficie trasera es determinada de la siguiente manera: se considera la lente en las condiciones del uso, con los valores de distancia q' de 27 mm, de ángulo pantoscópico de 12°, y de perfil de 0°, como se ha propuesto más arriba. Se elige un grosor de lente en el centro, por ejemplo un grosor de 4 mm. Se considera en el ejemplo un índice de vidrio $n = 1,561$. Se considera una dirección de la mirada definida por un punto VL situado a 8 mm por encima del centro geométrico de la lente. Para esta dirección de la mirada, se determina a continuación la cara trasera tórica necesaria para que la lente, en las condiciones del uso satisfaga la prescripción considerada; la cara trasera puede ser determinada por el trazado de rayos, calculando las dos curvaturas de la cara trasera en la dirección dada de la mirada.

La dirección de la mirada en visión de cerca puede ser fijada para un usuario medio, habida cuenta según el caso de la desviación pupilar; se puede también utilizar como dirección de la mirada la dirección de la mirada definida por el punto de referencia para la visión de cerca sobre la cara delantera de la lente.

Se comprende que esta lente de partida presenta, en la zona de visión de cerca, una potencia próxima a la potencia P_P . Se comprende aún que no hay ninguna razón para que la lente de partida presente, en la zona de visión de cerca, un valor de astigmatismo o del ángulo próximos a los valores A_P y γ_P prescritos en visión de cerca.

Se fijan a continuación objetivos para la optimización. Como mínimo, se pueden utilizar como objetivos los valores de las prescripciones, en la dirección de la mirada correspondiente a la visión de lejos y en la dirección de la mirada correspondiente a la visión de cerca. La dirección de la mirada correspondiente a la visión de cerca es fijada como se ha indicado en los párrafos precedentes.

5 Se pueden también utilizar otros valores de objetivos para la optimización. Es posible definir a este fin una meridiana principal, que corresponde a un conjunto de direcciones de la mirada entre la dirección de referencia para la visión de lejos y la dirección de referencia para la visión de cerca. Una primera solución para definir esta meridiana consiste en determinar las direcciones de la mirada correspondientes a los rayos que pasan por la meridiana principal de la cara delantera de la lente. Otra solución consiste en calcular la meridiana a partir del ergorama y de la desviación pupilar.

Una vez definida la meridiana, se pueden aplicar como objetivos de potencia óptica a lo largo de esta meridiana valores de las variaciones de potencias medias utilizadas para la optimización de las caras progresivas en el estado de la técnica.

10 Para el astigmatismo, se pueden utilizar los objetivos siguientes sobre la meridiana: en la parte de la meridiana que se extiende por encima de la cruz de montaje, se utilizan como objetivos los valores A_L y γ_L prescritos en visión de lejos. En la parte de la meridiana que se extiende por debajo de la dirección de referencia para la visión de cerca y 4 mm por encima de esta dirección de referencia, se utilizan como objetivos los valores A_P y γ_P prescritos en visión de cerca. Entre estas dos zonas, se impone una variación continua de la amplitud o del ángulo de astigmatismo; esta variación es por ejemplo lineal; se puede según el caso adaptar la variación de la amplitud y/o del ángulo para evitar las roturas de
15 pendiente.

Se pueden también prever valores objetivo fuera de la meridiana. Para la potencia, se pueden utilizar, en cualquier punto, objetivos de potencia correspondientes a la repartición de potencia deseada, según el estado de la técnica utilizado para las lentes progresivas. En otros términos, se pueden utilizar fuera de la meridiana los valores de objetivos de potencias utilizados en el estado de la técnica para la optimización de lentes progresivas. Se pueden también utilizar los valores de potencia obtenidos fuera de la meridiana para una lente progresiva del estado de la técnica que presenta la adición de potencia deseada.
20

Para los valores objetivos del astigmatismo y del ángulo de astigmatismo fuera de la meridiana, se pueden utilizar, en un modo de realización de la invención, valores determinados a partir de una lente progresiva del estado de la técnica. Se considera una lente progresiva del estado de la técnica, que presenta la adición de potencia deseada. Se considera una dirección (α, β) de la mirada, en una referencia ligada al ojo y se obtiene para la lente del estado de la técnica de valores $A'(\alpha, \beta)$ de amplitud y $\gamma'(\alpha, \beta)$ de ángulo de astigmatismo. A la misma altura β de la mirada, la lente del estado de la técnica presenta sobre la meridiana valores $A_M(\beta)$ de amplitud y $\gamma_M(\beta)$ de ángulo de astigmatismo. Indicando $A_M(\beta)$ y $\gamma_M(\beta)$ los valores de amplitud y de ángulo de astigmatismo sobre la meridiana, definidos como se ha indicado más arriba y utilizados como objetivos sobre la meridiana, se puede utilizar como objetivo:
25

30 $A'(\alpha, \beta) + A_M(\alpha, \beta) - A_M'(\alpha, \beta)$

para la amplitud de astigmatismo y

$\gamma'(\alpha, \beta) + \gamma_M(\alpha, \beta) - \gamma_M'(\alpha, \beta)$

para el ángulo de astigmatismo. En otros términos, los valores objetivos fuera de la meridiana son determinados a partir de los valores de una lente del estado de la técnica en la misma dirección de la mirada, corregidos para tener en cuenta valores objetivos por la meridiana a la misma altura de la mirada, en la referencia de Listing ligada al ojo.
35

Es ventajoso, pero no indispensable, prever objetivos más numerosos sobre la meridiana y alrededor de ésta que en la parte periférica del cristal.

Una vez definidos los objetivos, se determina la lente por optimización. A este fin, se considera una lente corriente; en la inicialización, esta lente corriente en la lente de partida. Se hacen variar las características de la lente corriente para aproximarse a valores objetivos. Para esta optimización, se pueden utilizar diversas representaciones de la o de las superficies que varían. En el ejemplo, no se hace variar más que la cara trasera de la lente, pero se podría también hacer variar la cara delantera. 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 hacer variar esta capa esférica.
40

La optimización puede utilizar las técnicas conocidas en sí. En particular, se podrá utilizar el método de optimización por menores cuadrados amortiguados (DLS).
45

Las figs. 6 y 7 muestran mapas de esfera y de cilindro de la cara trasera de la lente, que es obtenida por optimización según la invención. La fig. 6 muestra que la esfera media a lo largo de la meridiana es sensiblemente constante sobre la cara trasera; esto no es sorprendente en la medida en que, en una primera aproximación, el incremento de potencia es obtenido por el aumento de esfera media sobre la cara delantera. La fig. 7 muestra por el contrario que la amplitud el cilindro varía desde la zona de visión de lejos hacia la zona de visión de cerca; de nuevo, esto no es sorprendente, en la medida en que el cilindro sobre la cara delantera es sensiblemente nulo a lo largo de la meridiana. No se han representado en las figuras las variaciones del eje y del cilindro.
50

La fig. 8 es un gráfico de la potencia óptica a lo largo de la meridiana; se ha llevado en ordenadas el ángulo β y en abscisas la potencia. Se reconoce en la figura una potencia sensiblemente constante en visión de lejos, alrededor del

valor P_L , una potencia sensiblemente constante en visión de cerca, alrededor del valor P_P y una progresión regular de la potencia a lo largo de la meridiana.

5 La fig. 9 es un gráfico de la amplitud del astigmatismo a lo largo de la meridiana; se ha llevado en ordenadas el ángulo β y en abscisas la amplitud del astigmatismo. Se reconoce en la figura una amplitud sensiblemente constante alrededor del punto VL, alrededor del valor A_L , una amplitud sensiblemente constante en visión de cerca, alrededor del valor A_P y una progresión regular de la amplitud a lo largo de la meridiana, representativa de los objetivos descritos más arriba.

La fig. 10 es un gráfico del eje del astigmatismo a lo largo de la meridiana; se ha llevado en ordenadas el ángulo β y en abscisas el eje del astigmatismo. La figura muestra que el eje queda sensiblemente constante, según los objetivos.

10 En el ejemplo de las figs. 4 a 10, la elección de la cara delantera conduce a repartir la progresión de potencia sobre la cara delantera, en forma de una progresión de esfera media, y la progresión de astigmatismo sobre la cara trasera, en la forma de una progresión de cilindro. Esta solución es ventajosa en la medida en que permite capitalizar los esfuerzos del estado de la técnica para las lentes multifocales progresivas. Se podría sin embargo mezclar las dos progresiones, o elegir una repartición diferente.

15 Las figs. 11 a 15 muestran otro ejemplo en un caso en que la prescripción en visión de lejos (P_{minL} , A_L , γ_L) vale (-0,50, 1,00, 90) y la prescripción en visión de cerca (P_{minP} , A_P , γ_P) vale (-0,75, 1,5, 95), siempre en el mismo convenio de prescripción. Estas prescripciones corresponden a las potencias medias $P_L = P_P = 0$. Los valores P_L y P_P son idénticos, pero los valores de amplitud y de eje del astigmatismo varían entre la visión de lejos y la visión de cerca. Se utiliza para la lente de partida una lente unifocal que presenta los valores de prescripción en visión de lejos, con un grosor en el centro optimizado. Los valores de distancia q' , de ángulo pantoscópico, de perfil y de índices del vidrio son idénticos a los del ejemplo precedente. La cara delantera presenta las características siguientes:

Radio de curvatura $R_1 = R_2 = 140$ mm,

mientras que la cara trasera de partida de la optimización es una superficie tórica y presenta las características siguientes:

$R_1 = 124,71$ mm; $R_2 = 157,90$ mm; Eje = 90° .

25 Para la optimización, se hace variar únicamente la cara trasera. Los objetivos son elegidos como se ha explicado más arriba. La optimización conduce a los resultados representados en las figuras. No se han representado los mapas de esfera media y de cilindro de la cara delantera; al ser esférica esta superficie, la esfera media es constante y el cilindro es constante y nulo en toda la superficie. La fig. 11, que representa la esfera media, muestra que la esfera media queda sensiblemente constante sobre la cara trasera. La fig. 12, que representa el cilindro de la cara trasera, muestra que el cilindro aumenta, sensiblemente en proporción del aumento de la amplitud de la prescripción de astigmatismo entre la visión de lejos y la visión de cerca. Las figs. 13, 14 y 15 son similares a las figs. 8, 9 y 10. La fig. 13 muestra que la potencia óptica queda sensiblemente constante sobre la meridiana. La fig. 14 muestra el carácter progresivo del aumento de amplitud entre la visión de lejos y la visión de cerca. La fig. 15 muestra que el ángulo de astigmatismo varía regularmente.

35 La invención permite, para lentes multifocales o unifocales, mejorar las prestaciones de las lentes para usuarios que presentan un astigmatismo en VP diferente del de en VL. La toma en cuenta de una medida en visión de cerca permite corregir el astigmatismo, incluso para usuarios que no presentan astigmatismo en visión de lejos.

Como muestran las figuras, las lentes de los ejemplos se distinguen de las lentes del estado de la técnica, por la progresión regular del astigmatismo, en amplitud y/o en eje, a lo largo de la meridiana.

40 Bien entendido, la invención no está limitada a los ejemplos preferidos dados anteriormente. Se podría así medir la prescripción en visión de cerca en una configuración monocular; esta solución presenta el riesgo de que la posición del ojo del usuario no corresponde exactamente a la posición natural del ojo del usuario en visión de cerca. Se han propuesto más arriba definiciones ópticas de la potencia y del astigmatismo para cada dirección de la mirada; estas definiciones están particularmente adaptadas al cálculo de potencia y de astigmatismo con ayuda de un programa de trazado de rayos. Se podrían utilizar otras definiciones en las condiciones de uso, como la definición del astigmatismo propuesta en B. Bourdoncle y otros, Ray tracing through progressive ophthalmic lenses, 1990, International Lens Design Conference, D. T. Moore ed. Proc. Soc. Photo. Opt. Instrum. Eng.

50 En los ejemplos de optimización anteriores, se ha propuesto optimizar una sola de las caras de las lentes. Está claro que en todos estos ejemplos, se puede intercambiar fácilmente la misión de las superficies delantera y trasera. Se puede también repartir de manera indiferente la progresión de esfera, de amplitud o de eje de cilindro sobre una u otra de las dos superficies de la lente, o parcialmente sobre una cara y la otra, desde el momento en que los objetivos ópticos descritos más arriba, en términos de potencia, eje y valor de astigmatismo son desde luego los objetivos de la optimización que sirve para obtener el cristal.

Es también posible utilizar otros métodos de optimización, y otras representaciones de las superficies distintas de las

propuestas. Se pueden aplicar otros objetivos para la optimización, previendo por ejemplo anchuras de pasillo en zona de visión intermedia, o aún regiones angulares para las zonas de visión de lejos y de visión de cerca.

Se pueden utilizar otros valores para las condiciones del uso distintos de los propuestos en los ejemplos; lo mismo sucede para el índice de la lente. Se puede utilizar para los cálculos la potencia mínima o máxima o la potencia definida más arriba.

5

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de determinación de una lente oftálmica para un usuario al que se le ha prescrito un astigmatismo en visión de cerca y en visión de lejos, comprendiendo el procedimiento las etapas de:

- elección de una lente de partida y definición de una lente corriente igual a la lente de partida;

5 - optimización en las condiciones de uso, de la lente corriente;

caracterizado por que la lente oftálmica comprenden una cara delantera y una cara trasera, donde la cara delantera comprende un punto llamado Cruz de Montaje, que está materializado sobre la lente para permitir su posicionamiento por un óptico, porque se utiliza como objetivo para la optimización del astigmatismo prescrito al usuario en visión de lejos y el astigmatismo prescrito al usuario en visión de cerca, sabiendo que el astigmatismo es diferente en visión de cerca y en visión de lejos,

10 y porque la optimización comprende la definición de una meridiana principal correspondiente a un conjunto de direcciones de la mirada entre la dirección de referencia para la visión de lejos y la dirección de referencia para la visión de cerca y utiliza como objetivo una variación en forma de una progresión continua y regular de la amplitud y/o del eje del astigmatismo a lo largo de la meridiana principal.

15 2. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que el astigmatismo prescrito en visión de cerca es medido en visión binocular.

3. El procedimiento de la reivindicación 1 o 2, en el que el astigmatismo es medido en una referencia ligada al ojo.

4. El procedimiento de la reivindicación 1, 2 o 3, en el que el objetivo comprende también una potencia prescrita al usuario en visión de cerca.

20 5. El procedimiento de una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el objetivo comprende también una potencia prescrita al usuario en visión de lejos.

6. El procedimiento de una de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la lente de partida presenta valores $A'(\alpha, \beta)$ de amplitud y $\gamma'(\alpha, \beta)$ de ángulo de astigmatismo para cada dirección de la mirada (α, β) y en el que objetivos para la amplitud de astigmatismo $A(\alpha, \beta)$ están definidos, para cada dirección de la mirada (α, β) , como sigue:

25
$$A(\alpha, \beta) = A'(\alpha, \beta) + A_M(\alpha, \beta) - A_M'(\alpha, \beta),$$

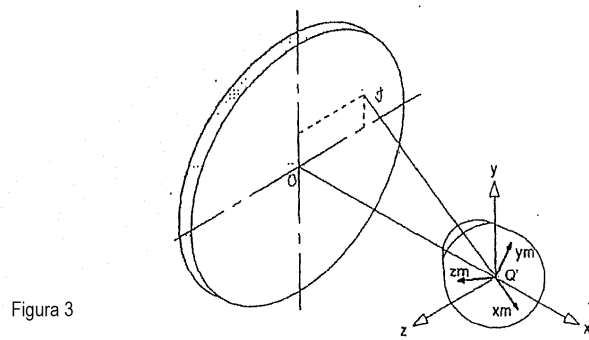
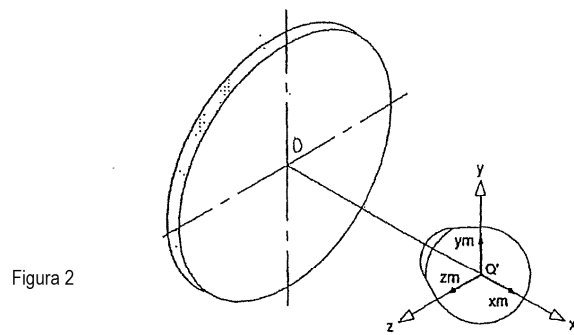
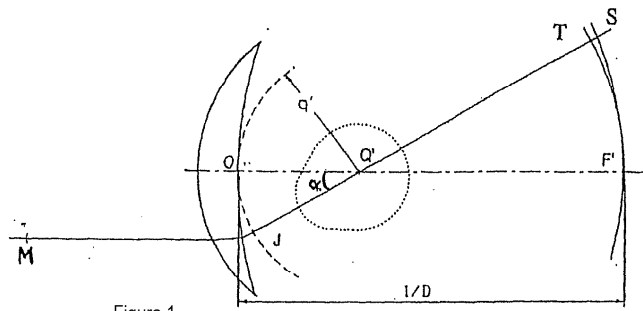
con $A_M(\alpha, \beta)$ el valor objetivo de amplitud de astigmatismo sobre la meridiana principal para la dirección de la mirada dada y con $A_M'(\alpha, \beta)$ el valor de amplitud de astigmatismo sobre la meridiana principal de la lente de partida para la dirección de la mirada dada.

30 7. El procedimiento de una de las reivindicaciones 1 a 6, en el que objetivos para el eje de astigmatismo $\gamma(\alpha, \beta)$ están definidos para cada dirección de la mirada (α, β) como sigue:

$$\gamma(\alpha, \beta) = \gamma'(\alpha, \beta) + \gamma_M(\alpha, \beta) - \gamma_M'(\alpha, \beta),$$

con $\gamma_M(\alpha, \beta)$ el valor objetivo de eje de astigmatismo sobre la meridiana principal para la dirección de la mirada dada y con $\gamma_M'(\alpha, \beta)$ el valor de eje de astigmatismo sobre la meridiana principal de la lente de partida para la dirección de la mirada dada.

35



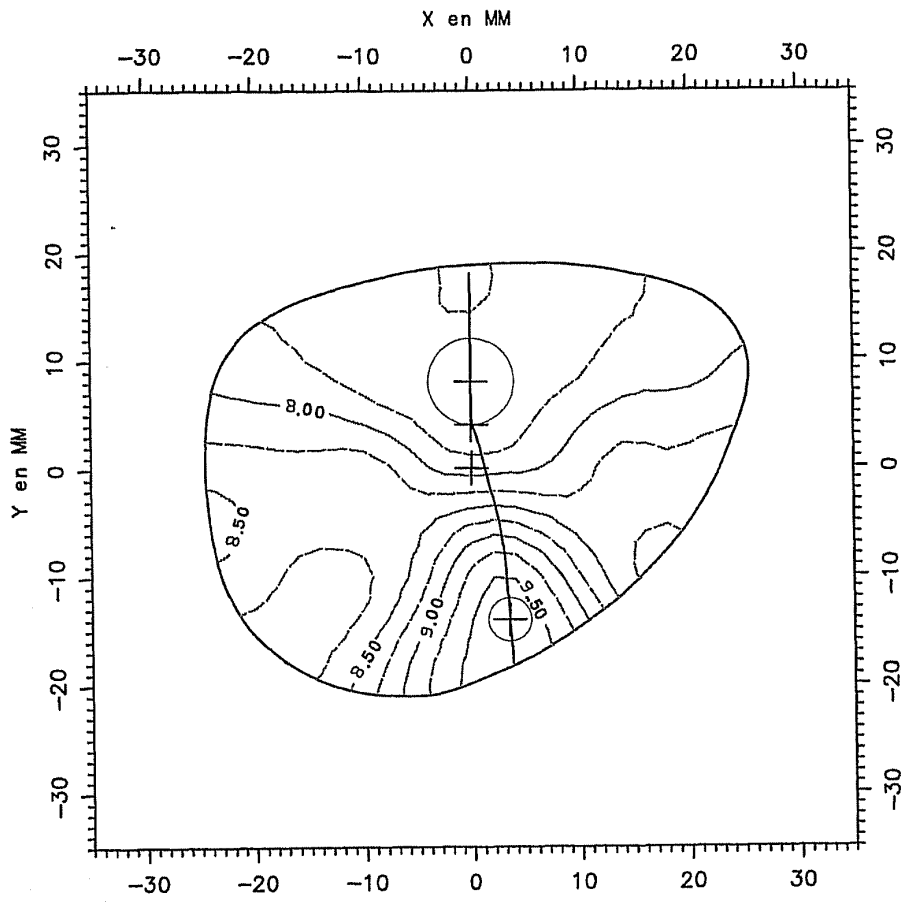


fig. 4

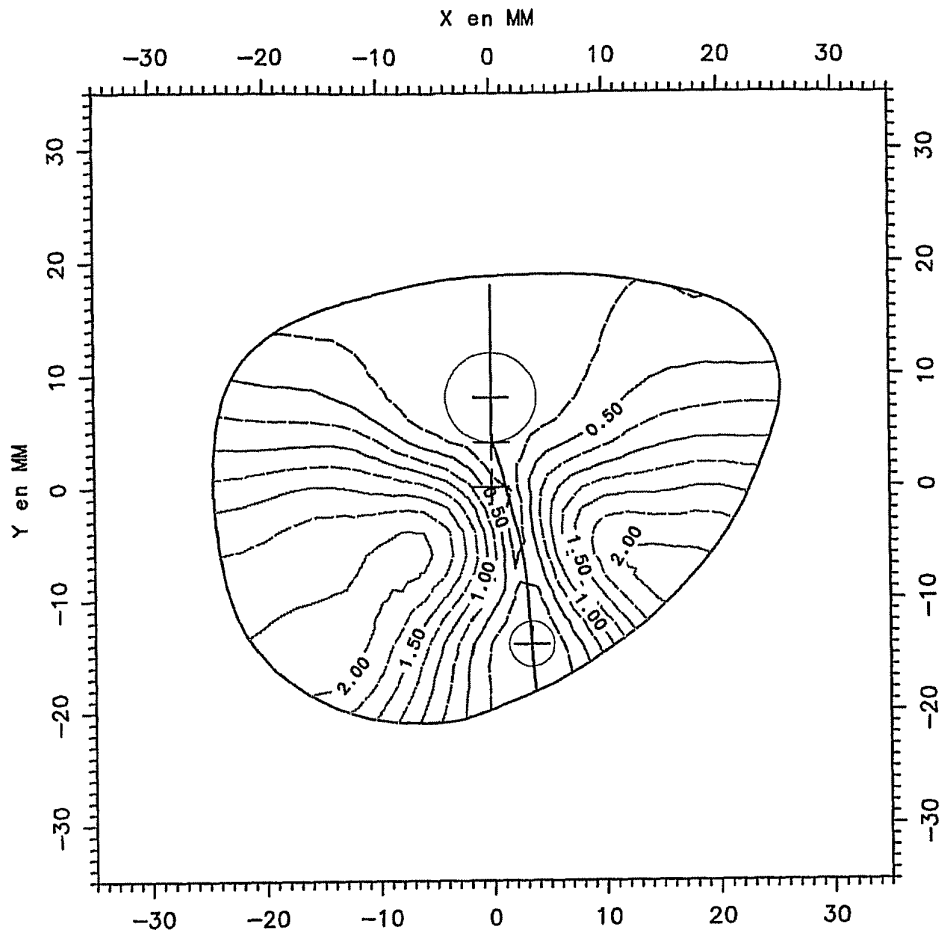


fig. 5

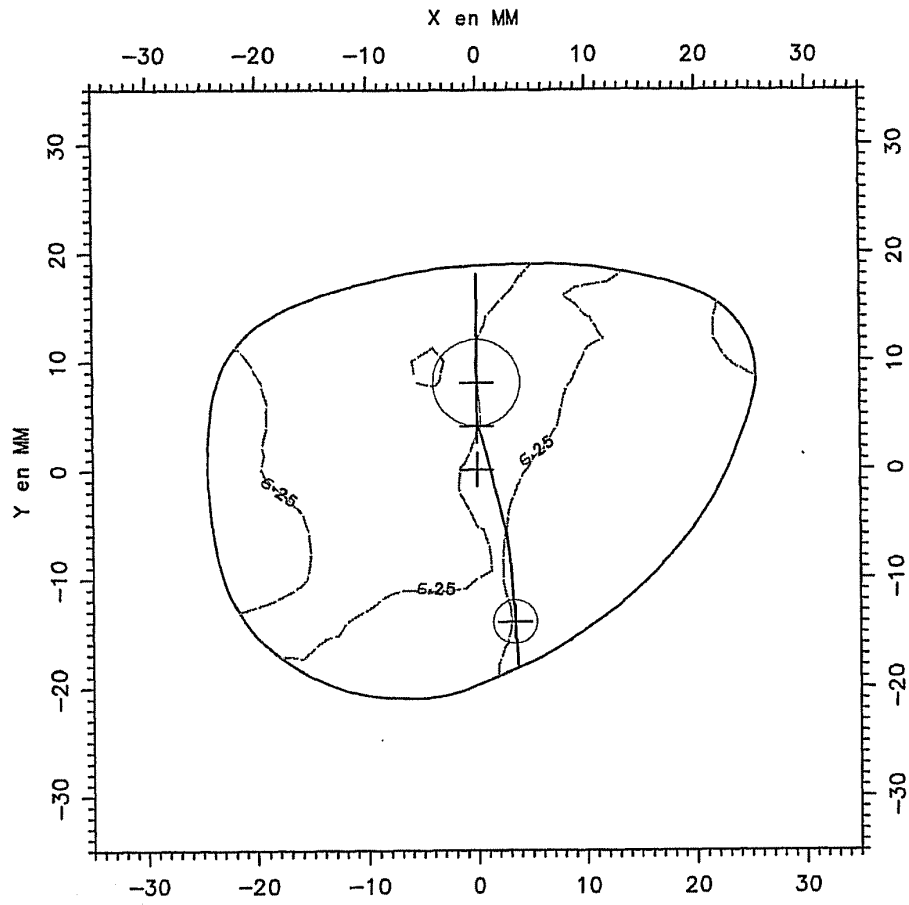


fig.6

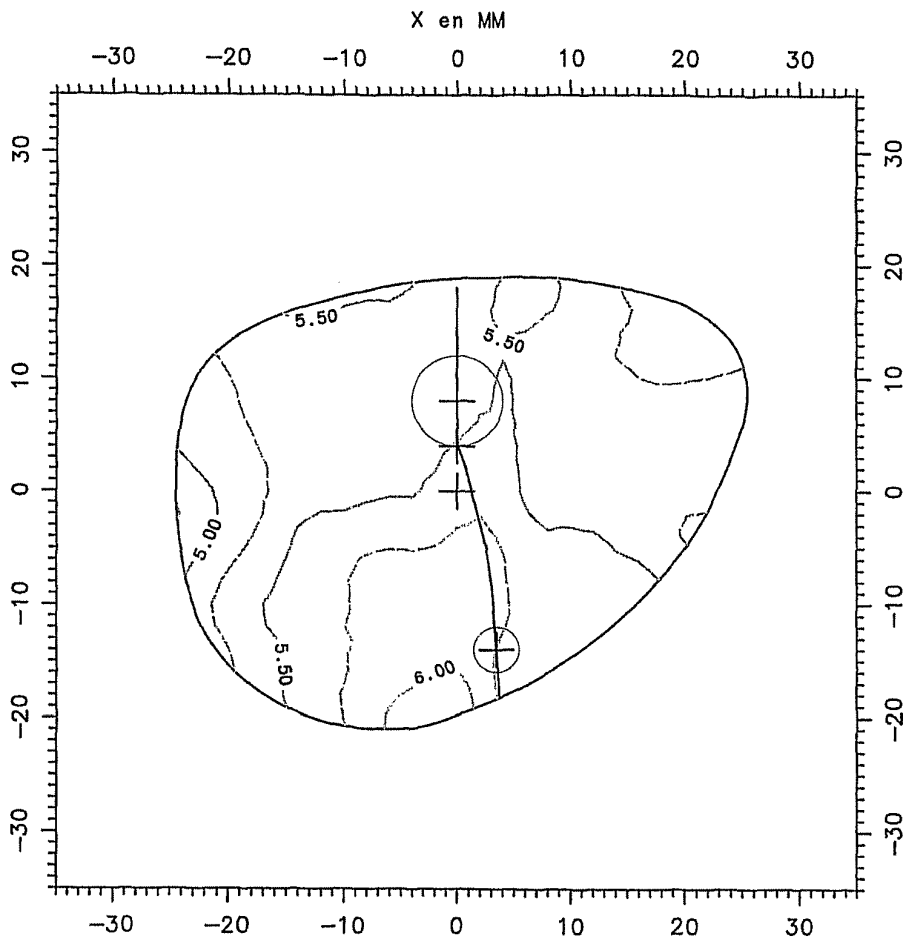


fig. 7

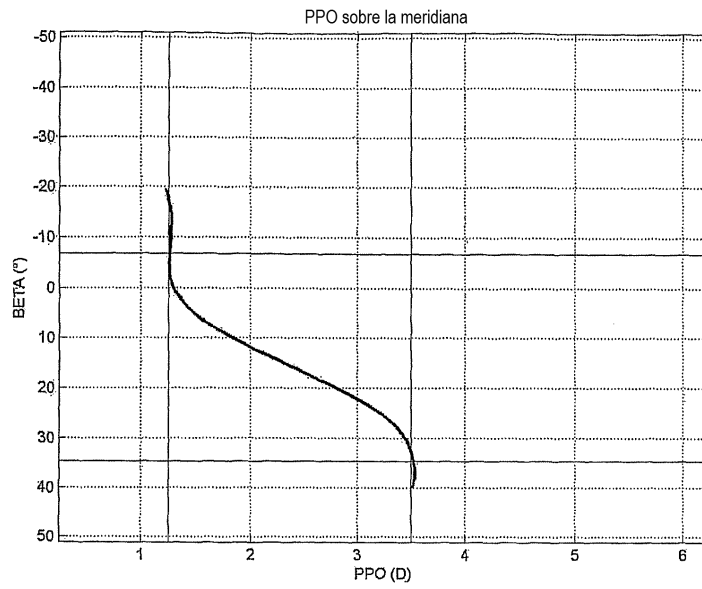


fig. 8

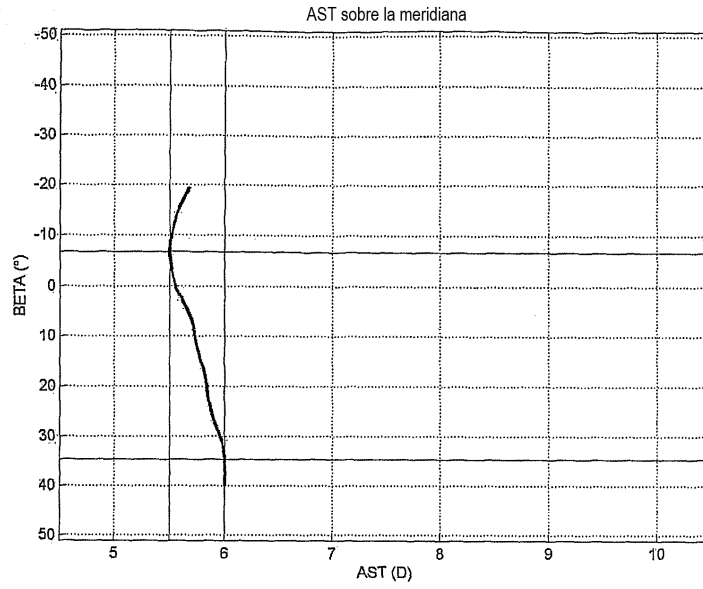


fig. 9

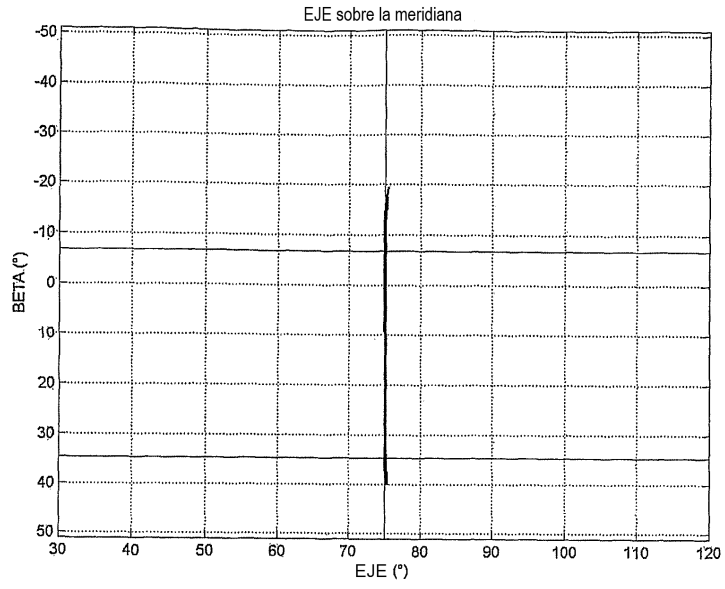


fig. 10

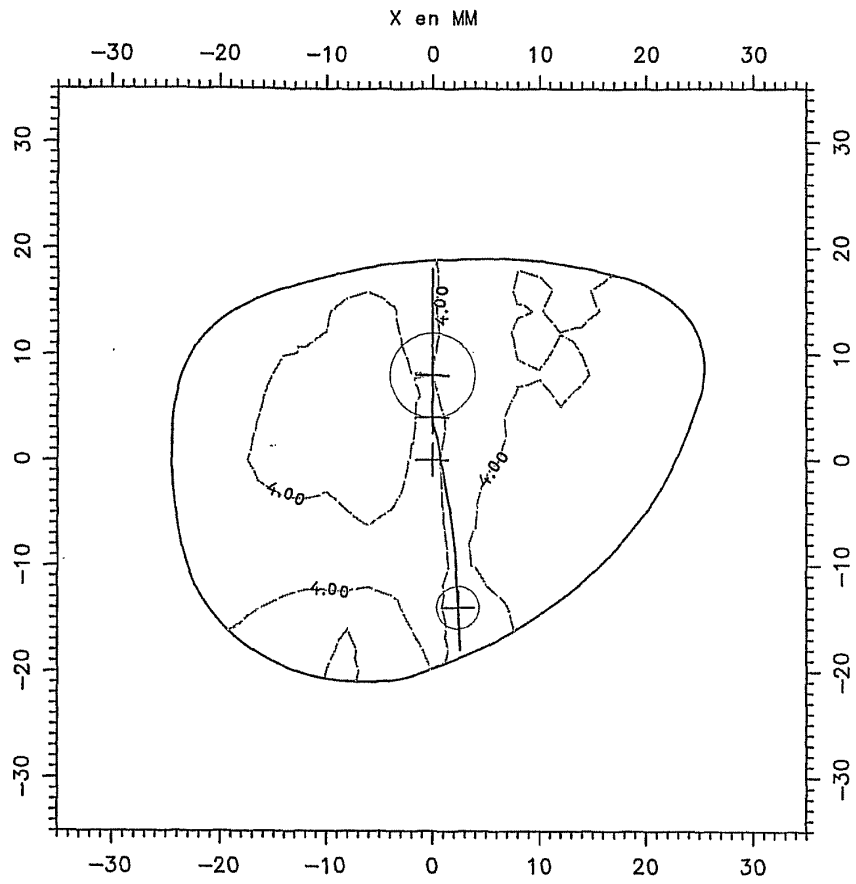


fig. 11

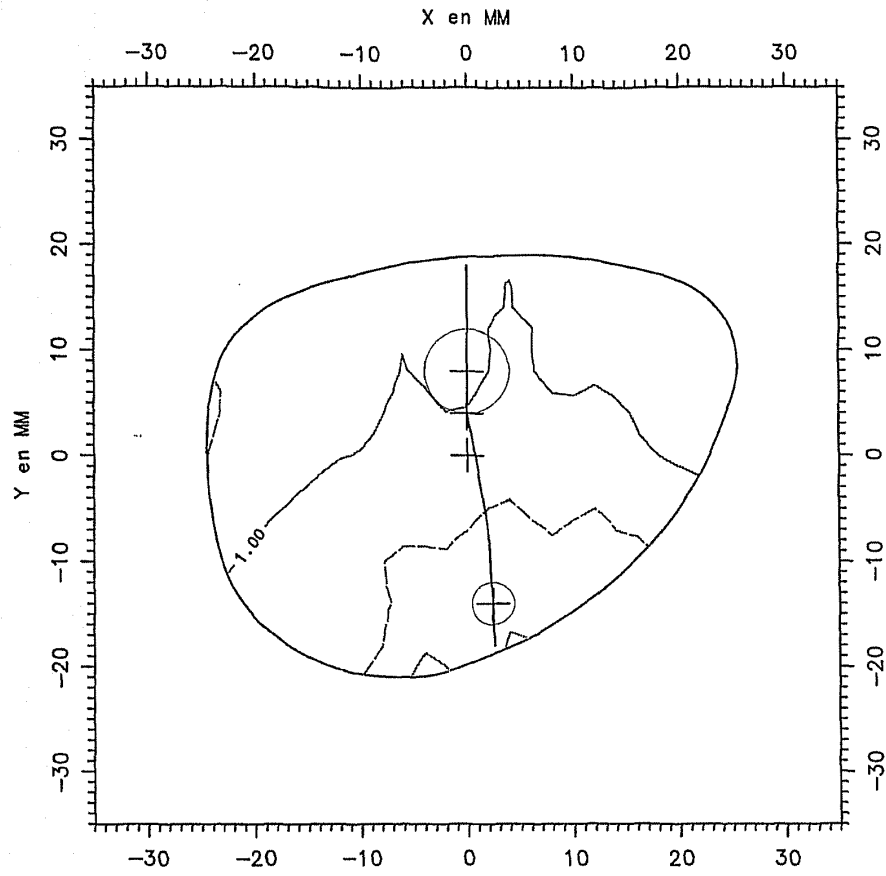


fig. 12

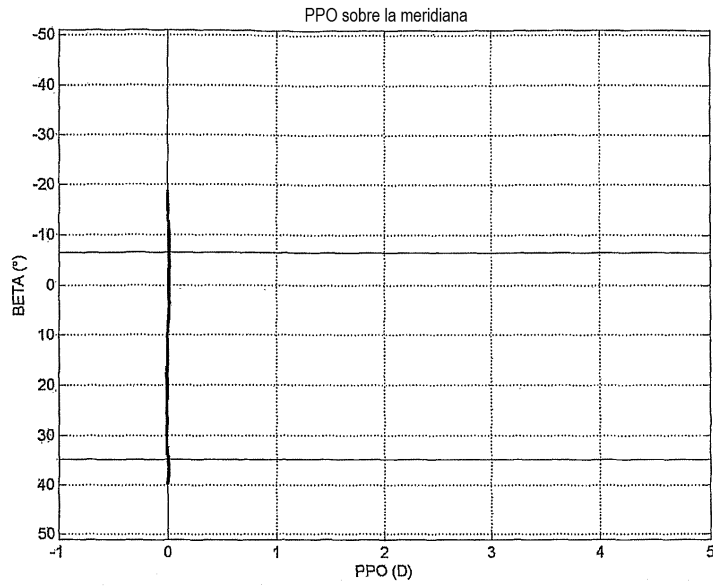


fig. 13

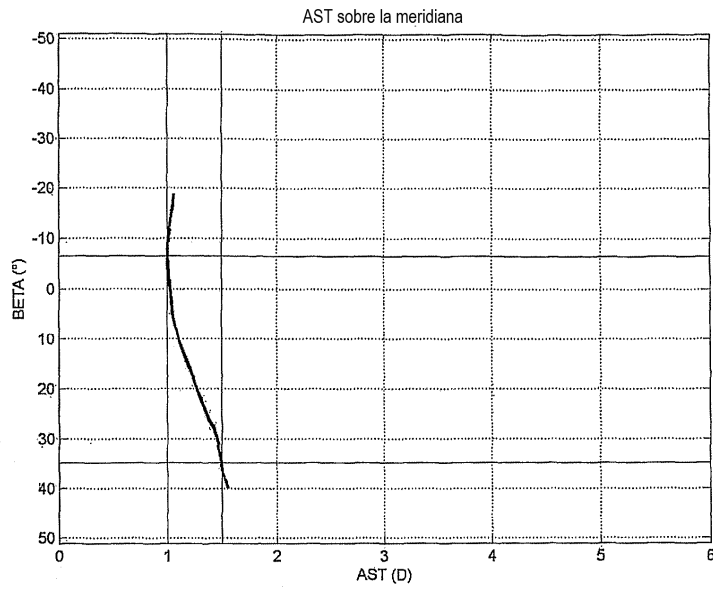


fig. 14

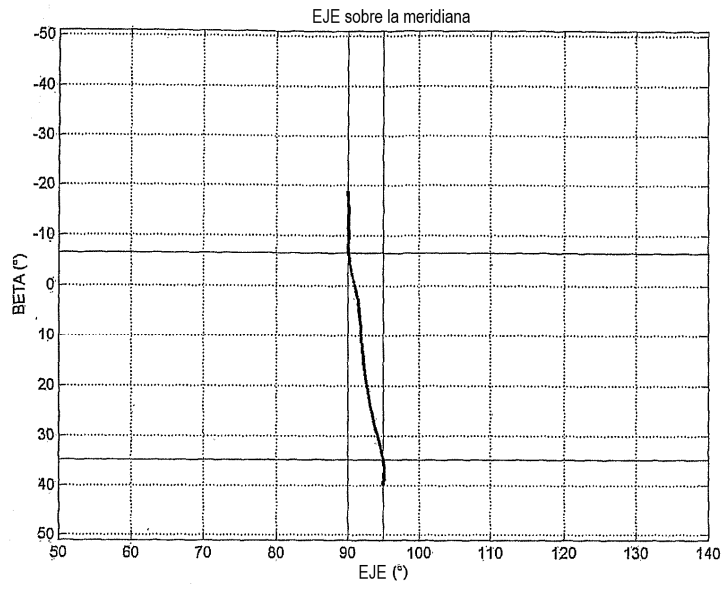


fig. 15