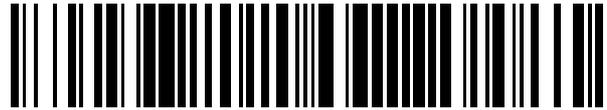


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 518 927**

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: **17.06.2002 E 02291502 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.08.2014 EP 1376202**

54 Título: **Modelado de una superficie de una lente oftálmica**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.11.2014

73 Titular/es:

**ESSILOR INTERNATIONAL (COMPAGNIE
GENERALE D'OPTIQUE) (100.0%)
147, RUE DE PARIS
F-94220 CHARENTON-LE-PONT, FR**

72 Inventor/es:

**LE SAUX, GILLES y
ALLIONE, PASCAL**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 518 927 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

Modelado de una superficie de una lente oftálmica

El presente invento se refiere a las lentes oftálmicas, y más precisamente al modelado de una superficie compleja de una lente, por ejemplo una superficie multifocal progresiva. Se aplica, en particular, al cálculo de una superficie de prescripción, esférica o tórica de una lente oftálmica.

Las lentes oftálmicas multifocales son bien conocidas; se pueden distinguir entre estas lentes multifocales lentes llamadas lentes progresivas, y lentes más específicamente dedicadas a la visión de cerca. Las lentes oftálmicas multifocales progresivas sin utilizadas para corregir la presbicia y permiten al portador de las gafas observar objetos en una amplia gama de distancias, sin tener que quitarse sus gafas. Tales lentes incluyen típicamente una zona de visión de lejos, situada en la parte alta de la lente, una zona de visión de cerca, situada en la parte baja de la lente, una zona intermedia que une la zona de visión de cerca y la zona de visión de lejos, así como una meridiana principal de progresión que atraviesa estas tres zonas. Está previsto un punto de referencia para la visión de lejos en la zona de visión de lejos y un punto de referencia para la visión de cerca en la zona de visión de cerca. Estas lentes se han descrito, por ejemplo, en los documentos FR-A-2 699 294, US-A-5 270 745, US-A-5 272 495, FR-A-2 683 642, FR-A-2 699 294 o FR-A-2 704 327.

También existen lentes dedicadas más específicamente a la visión de cerca; estas lentes no presentan una zona de visión de lejos con un punto de referencia definido como en las lentes progresivas clásicas. Estas lentes son prescritas en función de la potencia necesaria para el portador en visión de cerca, independientemente de la potencia en visión de lejos. Este tipo de lentes está descrito en un artículo de l'Opticien Lunetier de abril de 1988, y es comercializado por la solicitante bajo la marca Essilor Interview. Esta lente también se ha descrito en el documento FR-A-2 588 973.

Habitualmente, las lentes multifocales, ya sean progresivas o dedicadas a la visión de cerca, incluyen una cara esférica multifocal, por ejemplo la cara opuesta al portador de las gafas, y una cara esférica o tórica, llamada cara de prescripción. Esta cara esférica o tórica permite adaptar la lente a la ametropía del usuario, prescrita por el oftalmólogo. Una lente multifocal es por lo tanto generalmente un producto semiacabado, que debe adaptarse al portador por mecanización de la cara de prescripción. Tal lente multifocal puede ser definida proporcionando ciertos parámetros que definen la altitud de un gran número de puntos de la superficie. Un procedimiento de adaptación de la cara esférica o tórica está descrito en detalle en el documento EP-A-0 990 939; se ha propuesto utilizar para definir la cara posterior o trasera un programa de trazado de rayos y proceder por optimización. En este caso, la cara anterior o delantera es modelada mediante polinomios de Zernike. El documento EP-A-0 990 939 menciona también como una superficie esférica es generalmente definida por la altitud de todos los puntos de la superficie, o entonces por los valores de esfera media y de cilindro en todos los puntos de la superficie. Estando la esfera y el cilindro en un punto clásicamente definidos como la semisuma y la diferencia de las curvaturas máxima y mínima de la superficie en este punto, multiplicadas por un factor $(n-1)$, siendo n el índice de refracción del material de la lente.

El documento US-A-5 444 503 propone definir la superficie de prescripción de la lente a partir de las aberraciones sobre toda la superficie de la lente, haciendo variar de manera apropiada una superficie continua parametrizada, por ejemplo una superficie definida por splines, con la ayuda de algoritmos matemáticos de optimización conocidos.

El documento US-A-6 089 713 (EP-A-0 857 993) describe una lente que presenta una cara delantera esférica o esférica que presenta una simetría de rotación. La cara posterior está adaptada al portador, para impartir a la lente la esfera, el astigmatismo y el prisma prescritos, así como su distribución en la lente. La superficie multifocal es definida para cada usuario.

El documento US-A-2 878 721 propone una lente multifocal, con una cara de prescripción sobre la parte anterior de la lente. La cara de prescripción es utilizada para adaptar la lente al usuario, sin que sea precisada la naturaleza de esta adaptación.

Para los cristales unifocales, la potencia es habitualmente calculada por la aplicación de la fórmula de Gullstrand, en el centro óptico de la lente. Basta por tanto con conocer el índice n del material, los radios de curvatura de cada cara de la lente y su orientación, y el grosor e en el centro óptico para conocer las potencias de la lente. Por ejemplo, si la cara anterior y la cara posterior de la lente son localmente esféricas en el centro óptico, y si C_1 es la curvatura de la cara anterior y C_2 la de la cara posterior en el centro óptico, la fórmula de Gullstrand se escribe, como ya es conocido para el experto en la técnica:

$$P = (n - 1)(C_1/(1 - e(n-1)C_1/n) - C_2)$$

La aproximación no es de hecho válida más que si el punto considerado para el cálculo presenta localmente la forma de una esfera o de un toroide – como es el caso para los cristales unifocales, más que si el prisma local de la lente en el punto considerado es pequeño y más que si el radio para el que se calcula la potencia de la lente forma con ella un ángulo de incidencia nulo.

Se denomina a continuación “lente compleja para el punto considerado” o simplemente «lente compleja», cualquier lente

oftálmica para la que no se puede calcular la potencia en este punto por simple aplicación de la fórmula de Gullstrand: las lentes complejas comprenden por tanto en particular:

- las lentes multifocales progresivas;
- las lentes unifocales esféricas,

5 - las lentes esféricas en forma de prisma,
o de forma más general cualquier lente considerada fuera de su centro óptico.

Se denomina a continuación "superficie compleja" de una "lente compleja" cualquier superficie que no es globalmente ni esférica ni tórica.

10 Cualquiera que sea el procedimiento utilizado para realizar la cara de prescripción de una lente compleja, se recurre a características de la superficie compleja de la lente. Es por lo tanto necesario conocer las características de la superficie compleja y manipular estas características, por ejemplo para proporcionarlas a una máquina de tratamiento.

Un objetivo del invento, en ciertos modos de realización, es modelar la superficie compleja de una lente, precisa y simplemente en un punto o alrededor de un punto, con el fin de poder calcular potencias en este punto, en diferentes configuraciones, sin que sea necesario conocer de forma exhaustiva la geometría de la superficie compleja de la lente.

15 El invento propone por lo tanto un modelado de una superficie compleja de lente oftálmica, que incluye:

- el suministro de:

- un punto de referencia de prisma y un punto de prescripción;
- la normal a la superficie compleja en el punto de referencia del prisma y
- características locales de la superficie compleja en el punto de prescripción o alrededor del punto de prescripción, comprendiendo dichas características locales la normal y las curvaturas principales con sus orientaciones en este punto en una referencia dada; y
- el modelado de la superficie compleja de la lente para dichas características locales.

20

En un modo de realización, las características locales alrededor del punto de prescripción comprenden características locales en una pastilla centrada sobre el punto de prescripción y de diámetro superior o igual a 2 mm.

25 Se puede también prever que las características locales alrededor del punto de prescripción comprenden características locales en una pastilla centrada sobre el punto de prescripción y de diámetro inferior o igual a 12 mm. Alternativamente, puede preverse que las características locales alrededor del punto de prescripción comprenden características locales en una pastilla centrada sobre el punto de prescripción y que no recubre el punto de referencia de prisma.

30 En todos los casos, las características locales en el punto de prescripción pueden comprender la normal y las curvaturas principales con sus orientaciones en este punto en una referencia dada.

El invento también propone un modelado de una lente que presenta una primera superficie y una segunda superficie esférica o tórica, que comprende

- tal modelado de la primera superficie de la lente;
- el grosor del componente óptico medido según el eje definido por dicha normal;
- el plano tangente a la segunda superficie de la lente sobre el eje;
- las curvaturas principales y sus orientaciones de la segunda superficie.

35

El invento propone aún un procedimiento de cálculo de la superficie de prescripción de una lente semiacabada que presenta una superficie, que comprende:

- el suministro de una prescripción que incluye al menos una potencia y un prisma;

40 - el suministro de tal modelado de la superficie;

- el cálculo de una superficie de prescripción esférica o tórica utilizando un trazado de rayo que pasa por el punto de prescripción o alrededor del punto de prescripción.

En este caso, la etapa de cálculo puede comprender:

- la elección de un grosor de lente;
- el suministro de una superficie de prescripción de partida que presenta sobre el eje definido por la normal, el prisma prescrito;
- la variación de las curvaturas y sus orientaciones de la superficie de prescripción de partida, de prisma constante, para que las potencias calculadas por el trazado de rayos se aproximen a las potencias prescritas.

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

La fig. 1, una representación esquemática de la superficie de una lente;

La fig. 2, una representación esquemática en corte de una lente, según la línea AA de la fig. 1;

- 10 Las figs. 3 a 7, diversas etapas de un procedimiento de cálculo de la superficie de prescripción en configuración de portador de una lente con la ayuda de un modelado según el invento;

Las figs. 8 y 9, representaciones esquemáticas de una lente y de la boca de un frontofocómetro, para diversas configuraciones de la medida de potencia.

- 15 El invento propone un modelado de una superficie compleja o de una lente que presenta una superficie compleja, que es de tal naturaleza que permite el conjunto de las operaciones habituales en un laboratorio de prescripción – en particular el cálculo de una superficie de prescripción. El modelado del invento evita tener que conocer todas las características de la superficie compleja de la lente.

- 20 La fig. 1 muestra una vista de la superficie compleja de una lente. Se ha representado una lente semiacabada de una forma circular, que presenta típicamente un diámetro de 60 mm. Un punto de la lente es utilizado por el laboratorio de prescripción para la referencia de prisma; se trata en general del centro de la lente, referencia 2 en la figura. El punto de referencia de prisma es habitualmente materializado sobre la lente por una marca visible. El punto de referencia de prisma es utilizado por el laboratorio de prescripción para adaptar la lente al prisma prescrito al portador por el oftalmólogo.

- 25 La lente también presenta un punto utilizado para el cálculo o la medida de las características prescritas al portador; puede tratarse de una potencia, en ausencia de prescripción de astigmatismo al portador. También se puede tratar de una potencia, de un cilindro y de un eje, si el portador está afectado de un astigmatismo que deber ser corregido. Tal prescripción equivale a proporcionar dos potencias y un eje. A continuación, se utilizan las palabras “punto de prescripción” para designar este punto de la lente.

- 30 En el caso de una lente progresiva, se utiliza generalmente el punto de referencia para la visión de lejos como punto de prescripción. Se considera entonces la prescripción del oftalmólogo en visión de lejos. Se puede utilizar también en el caso de una lente progresiva el punto de referencia para la visión de cerca como punto de prescripción: en este caso, la prescripción es la propuesta por el oftalmólogo en visión de cerca. Para una lente de dicada a la visión de cerca, se utiliza el punto de referencia para la visión de cerca como punto de prescripción. Se ha representado en la figura el caso de una lente multifocal progresiva, con el punto 4 de referencia para la visión de lejos; como en las lentes comercializadas por la solicitante, este punto está 8 mm por encima del centro de la lente.

- 35 Se llaman en lo que sigue “puntos característicos” de la lente el punto de referencia de prisma (o PRP) y el punto de prescripción – ya se trate del punto de referencia para la visión de lejos o del punto de referencia para la visión de cerca, o aún de otro punto de la lente.

- 40 La lente presenta también clásicamente una cruz de montaje 8. Se trata de un punto que es materializado sobre la superficie de la lente y que es utilizado por el óptico para el montaje de la lente en la montura. En las lentes de la solicitante, este punto está situado cuatro milímetros por encima del PRP. Este punto no es un “punto característico” en el sentido de la presente descripción pero es útil en el posicionamiento de la lente delante del ojo del portador.

El invento propone proporcionar, para modelar una superficie compleja de una lente, los elementos siguientes:

- el punto de referencia de prisma y el punto de prescripción;
- 45 - la normal a la superficie compleja en el punto de referencia de prisma y
- las características locales de la superficie compleja en el punto de prescripción.

Estos diferentes elementos pueden ser proporcionados de diferentes formas: basta con que sea posible posicionar la superficie compleja, es decir

- colocar en un punto dado el punto de referencia de prisma, con la normal en una dirección dada y

- conocer entonces la posición de punto de prescripción y
- las características locales de la superficie compleja en el punto de prescripción o alrededor de éste.

Es así posible, como se ha explicado más abajo, calcular una superficie de prescripción o calcular la potencia de la lente en el punto de prescripción en diferentes configuraciones.

- 5 Los elementos que forman el modelado pueden ser expresados en una referencia ortonormal cuyo origen es el punto de referencia de prisma, cuyo eje x tiene la misma dirección que la normal a la superficie compleja en este punto y cuyo eje z está dado por la tangente a la superficie compleja en el punto de referencia de prisma contenido en un plano horizontal en la posición de utilización de la lente, el eje y es entonces el eje ortogonal a los dos precedentes. La figura muestra en este caso los ejes x e y. La referencia también podría ser definida indicando que los ejes y y z son tangentes de la
- 10 superficie compleja en el punto de referencia de prisma y corresponden a la orientación de la lente durante su utilización. Así, en las lentes progresivas de la solicitante, la vertical está definida por el centro de la lente (que es también el punto de referencia de prisma) y por la cruz de montaje, que son los dos materializados sobre la lente. Se podría, en este caso, definir la referencia indicando simplemente que el plano (y, z) es tangente a la lente en el punto de referencia de prisma y que el plano (x, y) contiene la cruz de montaje.
- 15 En todos los casos, el suministro del punto de referencia de prisma, del punto de prescripción y de la normal a la superficie compleja en el punto de referencia de prisma permite posicionar la superficie compleja de la lente y dirigir un rayo hacia el punto de prescripción.

- Las características locales de la superficie son proporcionadas en el punto de prescripción o alrededor de éste. Se puede utilizar para proporcionar estas características la referencia mencionada más arriba, centrada sobre el punto de
- 20 referencia de prisma, o una referencia centrada sobre el punto de prescripción. Si se utiliza una segunda referencia, centrada sobre el punto de prescripción, se puede asegurar que el plano tangente al punto de prescripción es el plano (y, z) de esta segunda referencia; es, sin embargo, necesario conocer las direcciones de los eje de la segunda referencia en la primera referencia, de manera que se pueda proceder libremente a un cambio de referencia.

- Si se suministran las características locales de la superficie en el punto de prescripción, puede tratarse de las derivadas primeras y segundas de la superficie en el punto de prescripción – lo que representa cinco coeficientes.
- 25

- Las características locales alrededor del punto de prescripción puede ser proporcionadas en una pastilla 10 de forma circular, cuyo centro es el punto de prescripción y se extienden sobre la superficie compleja alrededor del punto de prescripción; el diámetro de la pastilla es superior o igual a dos milímetros, de manera que proporciona las características de la superficie al menos en la proximidad inmediata del punto de prescripción. El diámetro de la pastilla es inferior o
- 30 igual a 12 mm – siendo suficiente este tamaño para un modelado de la superficie compleja y limitando la cantidad de información necesaria para modelar la superficie. También se podría, como alternativa a este diámetro de 12 mm, limitar el tamaño de la pastilla de manera que no recubra dos puntos característicos de la lente: en este caso, la pastilla se extiende alrededor del punto de prescripción – punto VL o punto VP – y no comprende el punto de referencia de prisma.

- En el interior de esta pastilla, las características locales de la superficie compleja pueden ser proporcionadas en una u otra de las referencias mencionadas más arriba en diferentes formas. Se puede proporcionar así un mapa de altitud de los diferentes puntos de la superficie compleja; también puede proporcionarse una representación de la superficie compleja por descomposición polinómica, por ejemplo con la ayuda de familias de polinomios disponibles en los programas de cálculo de superficie del comercio. Por ejemplo, en el caso de polinomios de Zernike (o de otros polinomios), puede utilizarse una descomposición del orden 3, para un diámetro de pastilla de 2 mm o hasta del orden 5 para un diámetro de pastilla de 10 mm o más. La elección de un orden mínimo de 3 resulta del hecho de que una descomposición en el segundo orden no aporta más información que una representación de la superficie en el punto de prescripción proporcionando por el simple dato de sus derivadas primeras y segundas. La precisión del modelado aumenta con el orden de los polinomios; se deduce de acuerdo con los ensayos de la solicitante que un valor superior a 5 no aumenta manifiestamente la precisión con la que puede calcularse una superficie de prescripción, para la región de
- 35 diámetros considerados.
- 40

Ensayos efectuados por la solicitante preconizan la utilización de polinomios de Zernike que llegan hasta un grado 5 para un diámetro de pupila que va de 8 mm a 12 mm, un grado 4 para un diámetro que va de 3 mm a 7 mm y un grado 3 para un diámetro estrictamente inferior a 3 mm.

- El modelado de superficie compleja descrito anteriormente también puede servir para el modelado «local» de una lente. En este caso, el modelado es utilizado para la superficie compleja de la lente. Si la otra superficie de la lente es una superficie tórica o esférica, es necesario proporcionar además del modelado de la superficie compleja, las indicaciones siguientes para disponer de un modelado del conjunto de la lente:
- 50

- el grosor de la lente en el PRP;
- el plano tangente de la otra superficie de la lente; y

- la o las curvaturas principales de la otra superficie de la lente y sus orientaciones.
- el índice del material que compone la lente

El grosor de la lente es medido según un eje dado en un punto dado; se trata en general del punto de referencia de prisma y de la normal a la superficie anterior en este punto.

5 El plano tangente de la otra superficie de la lente es dado, por ejemplo en la intersección de la lente con el eje a lo largo del cual es medido el grosor. Se puede dar el plano tangente por el simple suministro del vector unitario normal a la otra superficie de la lente en el punto de intersección con el eje.

10 Las curvaturas y sus orientaciones de la otra superficie de la lente pueden ser dadas directa o indirectamente por el dato de una prescripción en una configuración dada. En este último caso las curvaturas y sus orientaciones son calculadas con el fin de satisfacer la prescripción dada.

15 La fig. 2 muestra una vista en corte de una lente compleja, en un plano vertical. Se ha representado en la figura el punto de referencia de prisma, el punto de prescripción y la pastilla de la superficie compleja, referenciadas como en la fig. 1. La superficie compleja tiene una normal en el punto de referencia de prisma confundida con el eje x de la lente. El grosor e es medido según el eje x; se ha llevado aún el vector normal 12 que define el plano tangente de la superficie de prescripción sobre el eje x.

El modelado de lente así propuesto puede utilizarse en particular para el cálculo de prescripción, como se ha indicado más adelante.

20 Se han descrito con referencia a las figs. 3 a 7 las etapas de un procedimiento de cálculo de la superficie de prescripción de una lente compleja de tal manera que la potencia prescrita sea obtenida en las condiciones de uso. Se parte de una lente semiacabada, que presenta una superficie compleja, modelada como se ha indicado más arriba.

25 La primera etapa consiste en asociar a la cara compleja de esta lente semiacabada una referencia R, cuyo origen se sitúa en el punto de referencia de prisma y cuyo eje x es normal a la cara compleja en este punto. Los ejes y y z pasan por el PRP y están en el plano tangente a la superficie compleja en este punto. El eje y pasa por el PRP y por el punto que es la proyección ortogonal según el eje x de la cruz de montaje sobre el plano tangente a la superficie compleja en el PRP. El eje z es ortogonal a los otros dos y cuyo sentido es elegido con el fin de obtener una referencia directa. La fig. 3 muestra esta referencia y un corte de la cara compleja en el plano (PRP, x, y).

30 La segunda etapa de cálculo representada en la fig. 4 consiste en posicionar el centro de la superficie de prescripción de partida 14 sobre el eje x, a una distancia del PRP igual al grosor e deseado del cristal. Esta etapa necesita conocer una superficie de prescripción de partida y un espesor de la lente. La superficie de prescripción aproximada puede ser obtenida por ejemplo sustrayendo de la prescripción de potencia para el portador, proporcionada por el oftalmólogo, la esfera media en el punto de prescripción de la superficie compleja esto corresponde a una elección de una superficie de prescripción esférica. Si la prescripción del portador comprende un cilindro, con un eje dado, se puede elegir una superficie de prescripción de partida que presenta:

- 35 – una esfera igual a la diferencia entre la prescripción de esfera proporcionada por el oftalmólogo a la que se habrá añadido la mitad del cilindro prescrito, y la esfera media en el punto de prescripción de la superficie compleja; y
- un cilindro y un eje iguales al cilindro y al eje prescritos por el oftalmólogo.

El grosor de la lente puede ser elegido en función de la potencia prescrita al portador, o todavía en función de las tensiones de montaje en la montura. El grosor, como muestra la continuación de la descripción, no varía ya en el procedimiento propuesto: puede por lo tanto ser igual al grosor según el eje de la lente adaptada.

40 La fig. 5 muestra una tercera etapa del procedimiento. En esta etapa, se gira la superficie de prescripción de partida, para obtener el prisma deseado, manteniendo siempre fijo el grosor en el centro. En el ejemplo de la figura, se trata de una rotación alrededor del eje z, en el sentido directo. Más generalmente, la inclinación es proporcionada por el prisma prescrito al portador por el oftalmólogo; la inclinación de la superficie de prescripción es por tanto elegida de manera que el ángulo del plano tangente al nivel del eje x proporciona el prisma prescrito. Se comprende en esta etapa por qué el punto de referencia de prisma de la superficie compleja es llamado así.

45 La fig. 6 muestra la cuarta etapa del procedimiento que consiste en posicionar la lente constituida de la cara delantera compleja y de la cara de prescripción de partida (con un grosor e y el prisma prescrito) en la configuración de prescripción llamada configuración de portador.

50 En esta configuración se debe posicionar la lente inicial delante del ojo del portador para el que está destinada la lente. Otras configuraciones serán descritas a continuación.

Aparece en la figura la lente inicial 22, el ojo del portador 24, la representación esquemática de la pupila 26, el centro de rotación del ojo, indicado CRO, así como el eje horizontal 28 que pasa por el centro de rotación del ojo.

Esta lente inicial es colocada delante del ojo de manera que ocupe la posición que tendría si estuviera realmente montada en la montura del portador. Para hacer esto, es trasladada según el eje y de tal manera que la cruz de montaje esté enfrente del CRO, luego girada alrededor del eje que pasa por la cruz de montaje y de dirección z en un ángulo igual al ángulo pantoscópico de la montura. Se podrá proceder igualmente según el eje y para tener en cuenta el perfil eventual de la montura. Finalmente, la lente es trasladada según el eje 28 de tal manera que la distancia entre el CRO y la cara de prescripción sea la que existiría entre el CRO del portador y el cristal final una vez montado en su montura y colocado delante del ojo.

Estos parámetros de montaje de la lente son o bien proporcionados por el fabricante o bien estimados, para un portador medio de una población dada, como ya es conocido por el experto en la técnica.

La fig. 7 muestra una quinta etapa del procedimiento. En esta etapa, se calcula, por trazado de rayos, pasando por el punto de prescripción de la superficie compleja, la o las potencias de portador obtenidas con la superficie de prescripción considerada. Este cálculo permite determinar si la superficie de prescripción considerada proporciona o no las potencias prescritas. Es a continuación posible modificar, si es necesario, la superficie de prescripción, como se ha indicado más adelante. El trazado de rayo puede efectuarse de forma simple: se conoce por modelado la superficie compleja y en particular las características locales de la superficie de prescripción en el punto de prescripción o alrededor de él. En esta etapa, el trazado de rayo supone también conocido el índice del material que forma la lente. El conocimiento de las características geométricas de la superficie de prescripción y de la posición de la superficie de prescripción permite seguir el trazado de rayo a través de la lente.

En la configuración de la fig. 7, se pueden calcular los puntos de focalización F_1 y F_2 de una pluralidad de rayos paralelos al rayo 30, y vecinos de este último. La figura muestra a título de ejemplos dos rayos 34 y 36.

Las potencias de portador calculadas durante esta quinta etapa – pero sigue siendo verdad en todas las demás configuraciones, son iguales a la inversa de una distancia de focalización. Estas distancias necesitan definir una referencia. En la configuración de portador esta referencia es la esfera llamada esfera de los vértices o partes superiores referenciada 32 en la figura. Tiene por centro el CRO y pasa por el punto de intersección del eje horizontal 28 y de la superficie posterior de la lente. Así la proximidad de uno de los puntos de focalización es definida como la inversa $1/JF$ de la distancia JF entre el punto J de intersección del rayo 30 con la esfera de los vértices y el punto F de focalización de los rayos 30 y de sus vecinos considerados. En esta configuración, la potencia es definida como la proximidad $1/JF$. El mismo razonamiento en un plano perpendicular nos permite encontrar el otro punto de focalización y definir dos focos de astigmatismo y sus orientaciones como se ha descrito en «Ray-tracing through progressive ophtalmic lenses» de B. Bourdoncle, J.P. Chauveau, J.L. Mercier en SPIE Vol. 1354 International Lens Design Conference (1990). También se podría considerar la proximidad relativamente al centro de rotación del ojo y no ya con relación al punto J.

En términos de frente de onda, también es siempre posible calcular, para un frente de onda incidente plano – es decir, para rayos paralelos – la forma del frente de onda después de atravesar la lente. El frente de onda después de atravesar la lente presenta entonces valores de curvaturas – curvaturas principales y ángulos, o esfera, cilindro y eje – que deben permitir alcanzar los valores prescritos por el oftalmólogo.

El trazado de rayos que pasan por puntos vecinos del punto de prescripción no necesita conocer el conjunto de la superficie compleja: basta con conocer las características locales de la superficie, en el punto de prescripción – en el caso de un solo rayo – o alrededor de éste – en el caso de una pluralidad de rayos alrededor de un rayo que pasa por el punto de prescripción. El cálculo de potencia es así posible sin que sea necesario disponer de informaciones sobre el conjunto de la superficie compleja.

La superficie posterior es calculada en esta etapa por un procedimiento de optimización o de búsqueda de cero de una función; la naturaleza de la optimización o la de la búsqueda de cero de una función no está detallada, en la medida en la que es posible utilizar diversas soluciones conocidas por el experto en la técnica, como los métodos de Levenberg-Marquardt y de Quasi-Newton para la optimización o los métodos de Newton y de Newton-Raphson para la búsqueda del cero de una función. En principio, la optimización consiste en fijar valores objetivo – los valores de prescripción proporcionados por el oftalmólogo – y en hacer variar las curvaturas de la superficie de prescripción para que los valores obtenidos durante el cálculo por trazado de rayos se aproximen a los valores objetivo. También puede considerarse que los valores de las potencias obtenidas por el trazado de rayos son una función de valores reales de variables que son las curvaturas de la superficie de prescripción; en este caso, la búsqueda de una superficie de prescripción vuelve a buscar los valores de las curvaturas para los que la función tiene por valores los valores prescritos por el oftalmólogo. El problema matemático es la búsqueda de los ceros de una función de valores reales de varias variables reales. Este problema puede ser resuelto por la aplicación de métodos matemáticos conocidos.

Por ejemplo, la utilización de un método de Newton con el fin de asegurar una prescripción de portador, con una precisión de 0,001 dioptrías sobre las potencias, necesita de 2 a 4 iteraciones para una gama de esferas de prescripción que va de -2 a +2 dioptrías y un agama de cilindro de prescripción que va de -2 a +2 dioptrías.

A la salida de esta quinta etapa, el invento proporciona el conjunto de las informaciones necesarias para la mecanización de la superficie de prescripción: el grosor en el centro de la lente es fijado en la segunda etapa, la inclinación de la

superficie de prescripción es fijada en la tercera etapa, el posicionamiento de la lente delante del ojo es proporcionado en la cuarta etapa, y las curvaturas de la superficie de prescripción son calculadas en la quinta etapa. Es por tanto posible proceder a la mecanización de la superficie de prescripción. Como se ha explicado anteriormente, este cálculo de la superficie posterior ha sido efectuado sin conocer el conjunto de la superficie compleja, sino a partir de características geométricas locales de la superficie compleja, en el punto de prescripción o alrededor de este punto.

Otra configuración posible para el cálculo de la potencia es la configuración llamada configuración frontofocómetro; esta configuración corresponde a una evaluación de la potencia en las condiciones de medición con la ayuda de un frontofocómetro. Un frontofocómetro es un aparato, bien conocido en sí mismo; el aparato presenta una boca, sobre la que se dispone la lente para la medición. El aparato proporciona indicaciones de la potencia, del astigmatismo y del eje.

Las figs. 8 y 9 muestran representaciones esquemáticas de una lente y de la boca de un frontofocómetro, para la medición de una potencia en diversas configuraciones de frontofocómetro. La fig. 8 muestra la lente 40, un rayo 42 que entra por el punto a medir sobre la superficie anterior 44 de la lente, la boca 46 del frontofocómetro, así como el rayo después de atravesar la lente. En la configuración de la fig. 8, tradicionalmente llamada configuración FAO ("focus on axis", focalización sobre el eje), el rayo medio del haz que sale de la boca es perpendicular a la superficie en contacto con la boca – en el ejemplo la superficie posterior. La fig. 8 es análoga a la fig. 9; sin embargo, en la configuración de la fig. 9, tradicionalmente llamada configuración IOA ("infinity on axis", infinito sobre el eje), el rayo medio 42 entra en la superficie de la lente opuesta a la boca siendo paralelo al eje de la boca, es decir, perpendicular a la superficie en contacto con la boca. No se han representado en las figuras otros rayos, ni el punto de focalización.

El invento puede ser utilizado para determinar una superficie de prescripción de una lente, de manera que los resultados de la medición de las potencias, en una de las configuraciones mencionadas, sean iguales a las prescripciones del oftalmólogo.

En una primera aproximación, la potencia representa la proximidad del punto de focalización, después de atravesar el cristal, de un haz de rayos que proviene del infinito; esta definición de la potencia presenta la ventaja de corresponder a la definición de potencia para una aproximación de lente delgada en el centro óptico. Pero en la medida en la que los rayos en cuestión pueden atravesar el cristal incidiendo de forma oblicua en una zona del cristal sin eje de simetría, en que el prisma local no es cero y por tanto en presencia de aberraciones ópticas, se puede estar obligado a considerar diferentes configuraciones para alcanzar de forma exacta la potencia prescrita.

En la práctica, los ópticos utilizan a menudo para la medición de potencias un frontofocómetro. Es posible determinar la superficie de prescripción de tal manera que la medición en el frontofocómetro proporciona los valores de potencias prescritos por el oftalmólogo.

Es, sin embargo, más ventajoso que los valores prescritos por el oftalmólogo sean los valores obtenidos en la configuración de la fig. 7: en efecto, esto corresponde mejor a la percepción del portador de las lentes. En este caso, los valores medidos con la ayuda de un frontofocómetro pueden ser ligeramente diferentes de los valores prescritos por el oftalmólogo. El trazado de rayos permite, sin embargo, una vez que se ha determinado la superficie de prescripción, calcular cuales serán los resultados obtenidos en una medición en el frontofocómetro para tal superficie. Proporcionar estos valores al óptico le permiten verificar, por una medición en el frontofocómetro, la mecanización de la superficie de prescripción de la lente.

Por supuesto, el presente invento no está limitado a los modos de realizaciones descritos a título de ejemplo. En la descripción que precede, se ha considerado el caso de lentes que presentan una superficie anterior compleja y una superficie posterior de prescripción; dicho de otro modo, en uso, la superficie de prescripción es la superficie más próxima al ojo del portador. El invento se aplica también al caso de una superficie de prescripción sobre la parte anterior de la lente, que no está descrito en detalle en los ejemplos.

Se pueden utilizar otras referencias distintas de las mencionadas en los modos de realización preferidos u otras configuraciones que las de las figs. 7 a 9 para la medición de la potencia.

REINVINDICACIONES

1. Un procedimiento para modelar una superficie compleja de lente oftálmica, que incluye
 - el suministro de:
 - un punto de referencia de prisma (2) y un punto de prescripción (4);
- 5
 - la normal (12) de la superficie compleja en el punto de referencia de prisma; y
 - características locales de la superficie compleja en el punto de prescripción o alrededor del punto de prescripción, comprendiendo dichas características locales la normal y las curvaturas principales con sus orientaciones en este punto en una referencia dada; y
 - el modelado de la superficie compleja de la lente por dichas características locales.
- 10 2. El procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por que las características locales alrededor del punto de prescripción comprenden características locales en una pastilla (10) centrada sobre el punto de prescripción y de diámetro superior o igual a 2 mm.
- 15 3. El procedimiento según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado por que las características locales alrededor del punto de prescripción comprenden características locales en una pastilla (10) centrada sobre el punto de prescripción y de diámetro inferior o igual a 12 mm.
4. El procedimiento según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado por que las características locales alrededor del punto de prescripción incluyen características locales en una pastilla (10) centrada sobre el punto de prescripción y que no recubre el punto de referencia de prisma.
- 20 5. Un procedimiento para modelar una lente que presenta una primera superficie y una segunda superficie esférica o tórica, que comprende el suministro de:
 - un modelado de la primera superficie de la lente por el procedimiento de una de las reivindicaciones 1 a 4;
 - el grosor de la lente en el punto de referencia de prisma (2) según el eje definido por dicha normal;
 - el plano tangente a la segunda superficie (14) de la lente sobre el eje;
 - las curvaturas principales y sus orientaciones de la segunda superficie; y
- 25
 - el índice del material que compone la lente.
6. Un procedimiento de cálculo de la superficie de prescripción de una lente semiacabada que presenta una superficie compleja, que incluye:
 - el suministro de una prescripción que comprende al menos una potencia y un prisma;
 - el suministro de un modelado de la lente por el procedimiento de la reivindicación 5;
- 30
 - el cálculo de la superficie de prescripción (14) esférica o tórica utilizando un trazado de rayo que pasa por el punto de prescripción o alrededor del punto de prescripción.
7. El procedimiento de la reivindicación 6, caracterizado porque la etapa de cálculo comprende:
 - el suministro de una superficie de prescripción de partida que presenta sobre el eje definido por la normal, el prisma prescrito;
- 35
 - la variación de las curvaturas y sus orientaciones de la superficie de prescripción de partida, de prisma constante, para que las potencias calculadas por el trazado de rayos se aproximen a las potencias prescritas.

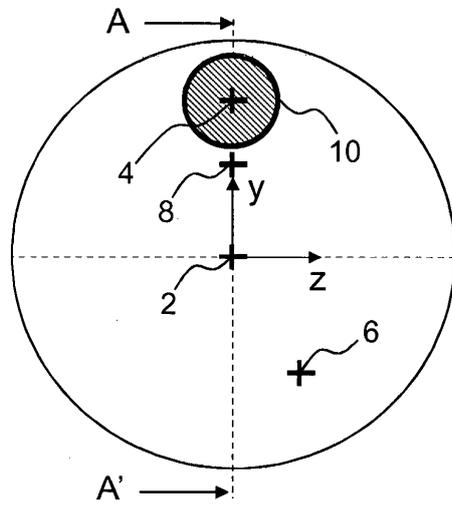


Figura 1

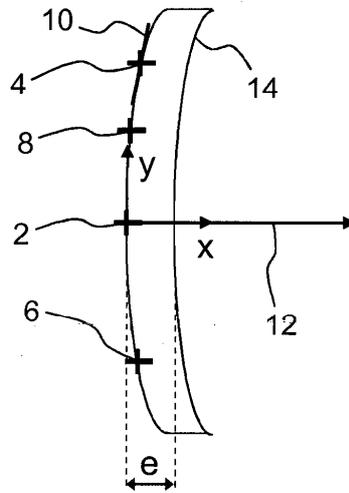


Figura 2
Corte A-A'

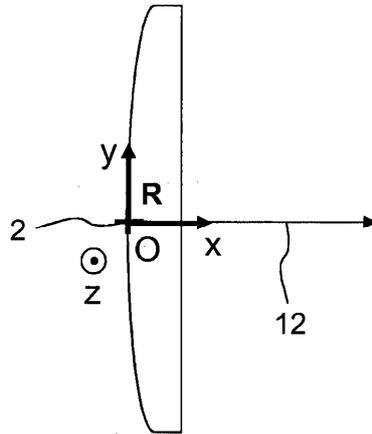


Figura 3

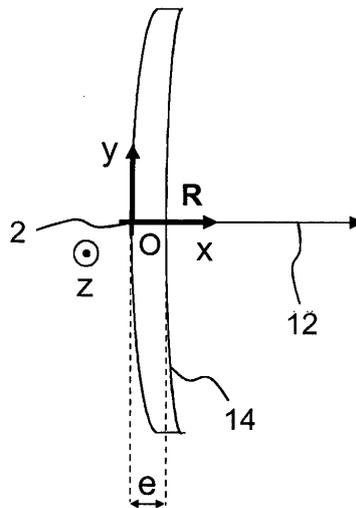


Figura 4

Figura 5

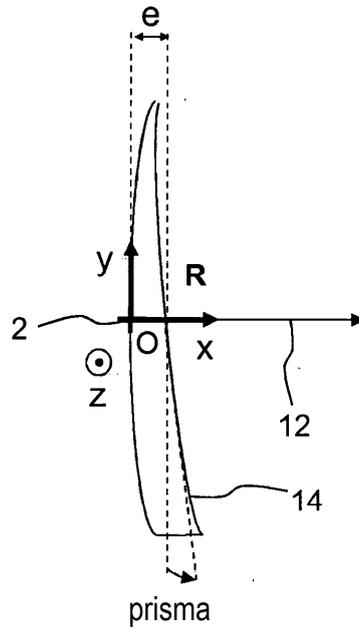
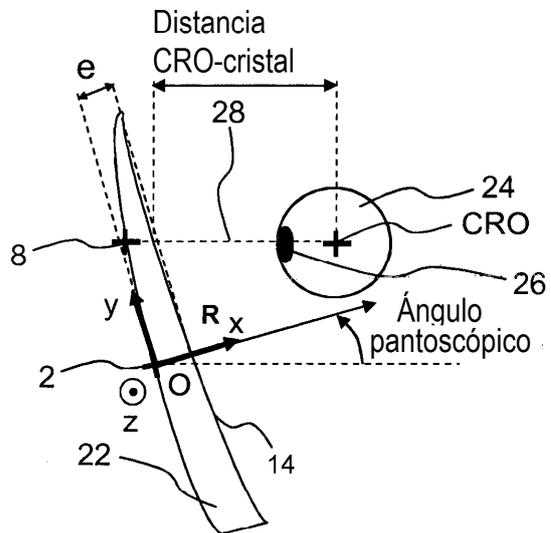


Figura 6



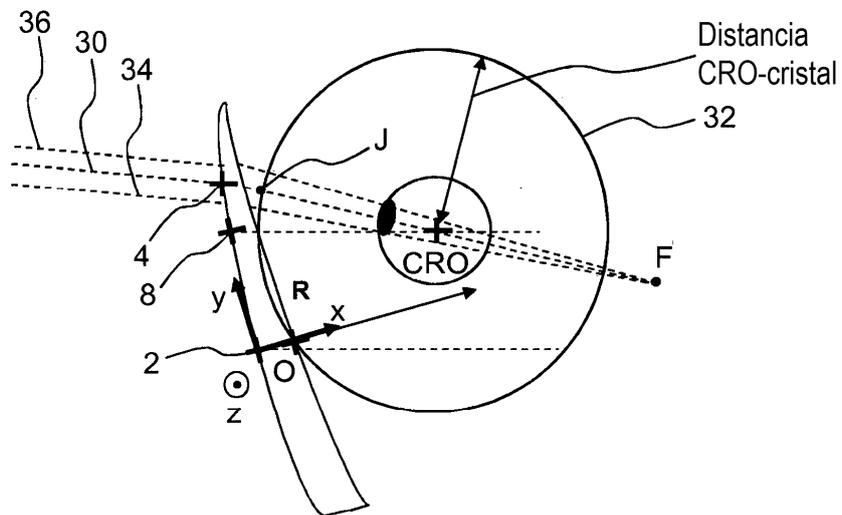


Figura 7

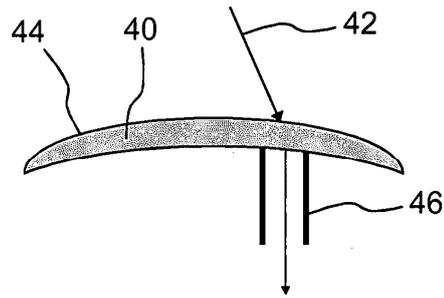


Figura 8

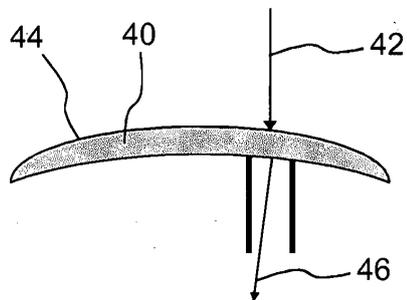


Figura 9