

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 565 244**

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: **06.10.2008 E 08805090 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.01.2016 EP 2195702**

54 Título: **Un método para proporcionar una lente oftálmica para gafas calculando o seleccionando un diseño**

30 Prioridad:

05.10.2007 EP 07301437

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

01.04.2016

73 Titular/es:

ESSILOR INTERNATIONAL (COMPAGNIE GÉNÉRALE D'OPTIQUE) (100.0%)

**147, rue de Paris
94220 Charenton-le-Pont, FR**

72 Inventor/es:

**MARIN, GILDAS y
HERNANDEZ, MARTHA**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 565 244 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

Un método para proporcionar una lente oftálmica para gafas calculando o seleccionando un diseño

5 El invento se refiere de manera general al campo de mejoras en la visión y más específicamente concierne a un método para proporcionar una lente oftálmica para gafas calculando o seleccionando un diseño o modelo. La lente oftálmica para gafas puede ser, por ejemplo, una lente progresiva, una lente unifocal. El invento también concierne a un método para fabricar una lente oftálmica para gafas. Además, el invento concierne a una pieza de software configurada para implementar el método de cálculo para el diseño de una lente oftálmica de gafas del invento.

10 Las lentes oftálmicas para gafas son usadas y ampliamente utilizadas para corregir muchos tipos diferentes de deficiencias de visión. Estas incluyen defectos tales como los problemas de visión de cerca (miopía) y los problemas de visión de lejos (hipermetropía), astigmatismo, y defectos en la visión de cerca usualmente asociados con la edad (presbicia).

Los oftalmólogos y optometristas mejoran rutinariamente la agudeza visual corrigiendo errores de refracción en términos de esfera, cilindro y eje. Dichos errores de refracción son aberraciones de orden bajo.

15 El astigmatismo ocurre cuando el error de refracción en un ojo es dependiente del meridiano. Esto es usualmente debido a una o más superficie de refracción, muy comúnmente la córnea anterior, que tiene una forma toroidal. El error de refracción astigmático es una aberración de segundo orden.

El documento EP 09 90939 describe un método para determinar por optimización, una lente oftálmica para un usuario de gafas al que le ha sido prescrito un astigmatismo.

20 El documento WO 2004/072709 describe un método para diseñar lentes personalizadas, teniendo en cuenta aberraciones de orden más elevado.

El documento FR 2 912 820 describe un método para corregir la visión periférica o foveal de un portador.

Un problema que el invento pretende resolver es satisfacer mejor las necesidades visuales de usuarios de lentes y mejorar el confort de los usuarios de lentes, particularmente de usuarios de lentes progresivas, y facilitar su adaptación a las lentes.

25 Con este propósito, un objeto del invento es un método para proporcionar una lente oftálmica para gafas a un usuario de acuerdo con la reivindicación 1.

En el marco del presente invento, un "diseño" de una lente oftálmica para gafas ha de ser comprendido como la parte del sistema óptico de dicha lente que no está determinada por los parámetros de prescripción estándar del usuario que consisten de valores de esfera, cilindro, eje y adición de potencia determinados para dicho usuario.

30 De acuerdo con realizaciones del presente invento, el cálculo o selección del diseño para el usuario se refiere a un ojo o a ambos ojos del usuario.

35 Además de las aberraciones de segundo orden, los ojos humanos usualmente tienen otras varias aberraciones en las superficies de refracción. Recientes perfeccionamientos en la tecnología, tales como sensores de frente de onda oftálmicos, han proporcionado un grado más elevado de medición que el error de refracción promediado esférico-cilíndrico estándar. Los polinomios de Zernike son utilizados típicamente para describir errores de refracción para sistemas ópticos. Los conjuntos base de Zernike pueden describir exactamente un mapa del error de refracción completo.

40 Las lentes oftálmicas para gafas, y particularmente la lente progresiva, están cargadas con aberraciones residuales, en la mayoría astigmatismo. Así, el invento proporciona medios para personalizar la gestión de astigmatismo residual basado en las aberraciones de orden más elevado de los ojos del usuario y optimizar así el compromiso de agudeza/distorsión. De hecho, los inventores han sido capaces de verificar que el impacto de astigmatismo residual en la visión depende de la presencia de aberraciones de orden más elevado. El astigmatismo y las aberraciones de orden más elevado se combinan para mejorar o reducir el rendimiento visual basado en sus orientaciones respectivas. Específicamente, cuanto más elevados son estos órdenes, menor será la sensibilidad al astigmatismo de un sujeto.

45 Los aberrómetros, que son sensores de frente de onda para la medición específica del ojo, son instrumentos diseñados para medir el frente de onda del ojo, incluyendo esfera, cilindro y las aberraciones de orden más elevado.

Utilizar tales instrumentos hace posible medir y/o calcular el nivel de aberraciones de un ojo y separar la contribución de las aberraciones de orden bajo y más elevado.

50 De acuerdo con una realización del presente invento, el cálculo o selección del diseño para el usuario es realizado gracias a parámetros de aberraciones de orden más elevado calculado con los datos medidos de aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario y en que dicho parámetro de aberración de orden más elevado es elegido de una lista

consistente en valores (HOA RMS) de RMS (media cuadrática) de aberraciones de orden más elevado, la Relación de Strehl, la Relación de Pupila, el volumen de Función de Transferencia de modulación (MTF). Ha de observarse que cuanto menor es el nivel de aberración de orden más elevado, menor es el valor de HOA RMS pero mayor es la Relación de Strehl (valor máximo: 1) y mayor es el volumen de MTF.

- 5 Entre los parámetros conocidos en el estado de la técnica que son característicos de las aberraciones de orden más elevado de un sistema óptico están los siguientes que no son limitativos: "valor de RMS (media cuadrática) de aberraciones de orden más elevado", "Relación de Strehl", "Relación de Pupila", el "volumen de función de Transferencia de Modulación".

Es entonces posible calcular aquellos utilizando la medición con aberrómetros de un ojo.

- 10 "La Media Cuadrática de aberraciones de orden más elevado" es usualmente escrita como HOA RMS, su unidad es usualmente el micrón (μm).

En ausencia de aberraciones, la intensidad es máxima en un punto de imagen Gaussiano. La "Relación de Strehl" es utilizada para caracterizar aberraciones: es la relación de la intensidad en el punto de imagen Gaussiano (el origen de la esfera de referencia es el punto de máxima intensidad en el plano de observación) en presencia de aberraciones de orden más elevado, dividida por la intensidad que se obtendría si no hubiera presentes aberraciones.

- 15

La MTF es la función que representa la amplitud de la modulación (por el contraste de una estructura periódica sinusoidal) en la imagen obtenida a partir del objeto por el sistema óptico para cada frecuencia espacial (véase por ejemplo: Handbook of lens design ("Manual de diseño de lentes"), Malacara D. & Malacara Z., páginas 295 a 303, 1994 Marcel Dekker Inc.). Es posible calcular el volumen de la MTF integrando esta función sobre un rango de frecuencia espacial que está típicamente entre 0 e infinito. Muchos otros parámetros críticos están descritos en "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations" ("Exactitud y precisión de refracción objetiva a partir de aberraciones del frente de onda"), Larry N. Thibos, Xin Hong, Arthur Bradley, Raymond A. Applegate, Journal of Vision (2004) 4, véanse páginas 329 a 351.

- 20

El valor RMS de aberraciones de orden más elevado puede ser medido utilizando un análisis de frente de onda. Un aberrómetro está concebido para medir el frente de onda de los ojos incluyendo esfera, cilindro, y las aberraciones de orden más elevado. La aberrometría de Shack-Hartmann es conocida como el modo más popular de medir aberraciones del ojo humano en uso hoy en día. Los aberrómetros oftálmicos comerciales de Shack-Hartmann son por ejemplo vendidos por Wave Front Sciences Inc., VISX, ALCON, Imagine Eyes (véase por ejemplo el aberrómetro irx3).

- 25

Dichos aberrómetros miden la forma del frente de onda midiendo la distancia entre la superficie del frente de onda retractada por una óptica del ojo y un plano de referencia situado en la pupila de entrada del ojo. Esta distancia es conocida como el error de frente de onda. Un conjunto de datos de Shack-Hartmann consiste en una gran agrupación de números (errores de frente de onda) para una posición diferente en el plano de la pupila. En su totalidad, el conjunto de datos completos es llamado el frente de onda.

- 30

El frente de onda puede ser analizado utilizando los polinomios de Zernike. Tal análisis es por ejemplo recomendado por la Optical Society of America ("Sociedad Óptica de América") (OSA) para describir aberraciones oculares del frente de onda, pero otros polinomios, tales como por ejemplo las series de Taylor o curvas segmentarias ("splines") pueden también ser utilizados para describir matemáticamente un frente de onda.

- 35

La expansión de Zernike presenta las aberraciones en un conjunto ortogonal de polinomios. Puede ser presentada en forma de una pirámide. Cada fila verticalmente representa una forma típica de aberración; estos son llamados órdenes (radiales). La parte superior es denominada el orden cero, que realmente no es aberración sino una constante que puede ser añadida por ejemplo para hacer un escalado. La segunda fila (el primer orden) representa efectos prismáticos. Cada presentación de una aberración es denominada un término. Los efectos prismáticos son de base vertical (2 términos Z, hacia arriba o hacia abajo) y horizontal (3 términos Z hacia adentro o hacia fuera). Como los órdenes cero y primero (1-3 términos Z) están ligados a defectos visuales específicos, o a condiciones de medición específicas, estos no son representados usualmente. Comienzan a resultar interesantes cuando son de segundo orden. En el centro de la pirámide, puede encontrarse una desfocalización (término Z 4). Está situada en la línea del eje de la pirámide. Esto es debido a que la desfocalización (parte esférica de una refracción) es simétrica rotacional (frecuencia angular cero). A ambos lados de la desfocalización, pueden ser encontrados los términos astigmáticos Z-3 y Z-5. Éstas son condiciones especiales de desfocalización debido a que trabajan solamente en un meridiano. Consecuentemente éstos deben ser indicados con una dirección (eje del cilindro), Z-3 para astigmatismo oblicuo y Z-5 para astigmatismo horizontal. Las aberraciones de tercer orden incluyen coma y aberración triangular, cada una tiene una dirección, así no hay término Z en esta fila en el centro. A continuación hay 5 términos del 4º orden. Las aberraciones esféricas (Z-12) son simétricas rotacionales, los otros términos (con una dirección) son astigmatismo secundario y aberración cuadrática. Para describir aberraciones en ópticas la pirámide continúa con muchos más órdenes y términos. Usualmente no están presentes en el ojo o lo están muy poco. Incluso dentro de los 14 términos Z como se ha descrito no todos los términos son de igual importancia para el ojo. Para el ojo las aberraciones de segundo orden son llamadas "aberraciones de orden bajo" e incluyen el valor de esfera y cilindro de la refracción. Las de tercer orden y superiores son llamadas "aberraciones de

- 40
- 45
- 50
- 55

orden más elevado".

Un valor de Media Cuadrática (RMS) de aberraciones de orden más elevado puede entonces, por ejemplo, ser calculado utilizando los valores componentes de los polinomios de Zernike de la función de aberraciones de frente de onda, cuyo orden es igual o mayor que 3.

- 5 Con el fin de comparar valores de RMS de aberraciones de orden más elevado de ojos diferentes, es útil normalizar dicho valor de RMS de acuerdo a una pupila con diámetro de referencia.

10 Los inventores han elegido normalizar los valores de RMS medidos de acuerdo a una pupila de 5 mm de diámetro pero también funciona cualquier otro diámetro de pupila. Cada persona ha sido caracterizada por el valor medio de HOA RMS (valor de RMS de aberraciones de orden más elevado) de ambos ojos. El frente de onda de cada ojo de la persona ha sido medido. Clásicamente, en los software ligados al frente de onda, la RMS (Media Cuadrática) del frente de onda es calculada sobre un diámetro especificado que es menor que el diámetro de la pupila. Se ha utilizado el siguiente método de cálculo:

- ajustar un polinomio de Zernike del frente de onda limitado al diámetro dado;
- calcular la RMS de aberraciones de orden más elevado de este polinomio de Zernike;
- 15 - los resultados son HOA RMS_R para el ojo derecho, y HOA RMS_L para el ojo izquierdo.

De acuerdo con una realización del presente del invento, la lente oftálmica para gafas es una lente de adición progresiva para gafas.

De acuerdo con una realización del presente invento, el cálculo o la selección del diseño para el usuario es realizado de acuerdo con un parámetro de dureza de lente de adición progresiva.

20 En el marco del presente invento, un "parámetro de dureza de lente" ha de ser comprendido como un parámetro adecuado para caracterizar la gestión de aberraciones periféricas de una lente oftálmica. Dicha gestión de aberraciones se refiere a las aberturas de campos de visión en las zonas de visión de lejos y de cerca y así al grado de variación de la aberración a lo largo de la periferia de la lente oftálmica. De acuerdo con ejemplos no limitativos, un parámetro de dureza de lente es el gradiente de astigmatismo máximo sobre una superficie de lente, o el gradiente de potencia dióptrica máxima sobre una superficie de lente, o una combinación de los mismos.

25 Los diseños de lente progresiva están ampliamente categorizados bien como diseños de tipo "duro" o bien como diseños de tipo "blando" basados en la distribución de potencia y de astigmatismo.

30 Los diseños de lente dura concentran las ópticas progresivas en regiones menores de la superficie de la lente, expandiendo por ello las áreas de visión clara a costa de elevar los gradientes y la magnitud total de la potencia cilíndrica indeseada en la periferia.

Los diseños de lente blanda dispersan las ópticas progresivas a través de regiones mayores de la superficie de la lente, reduciendo por ello los gradientes y la magnitud total de potencia cilíndrica indeseada a costa de estrechar las áreas de visión clara.

35 Los diseños de lente blanda utilizan típicamente una longitud de corredor progresivo más larga con una progresión relativamente lenta de potencia de adición, mientras que los diseños de lente dura usan típicamente una longitud de corredor más corta con una progresión relativamente rápida de potencia de adición.

De acuerdo con las realizaciones del presente invento:

40 - el parámetro de aberración de orden más elevado es el valor de HOA RMS y el cálculo o la selección del diseño para el usuario es realizado de modo que cuanto más bajo es el valor de HOA RMS, más duro es el diseño para el usuario y consecuentemente cuanto mayor es el valor de HOA RMS, más blando es el diseño para el usuario; ha de comprenderse que la misma enseñanza se aplica a parámetros de aberración de orden más elevado que disminuyen cuando disminuye el nivel de aberraciones de orden más elevado, mientras que el presente invento enseña que cuanto más elevado, o respectivamente más bajo, es el valor del parámetro de aberración de orden más elevado, más duro, o respectivamente más blando, es el diseño para el usuario cuando aumenta el valor del parámetro de aberración de orden más elevado o cuando disminuye el nivel de aberraciones de orden más elevado, tal como la relación de Strehl, o el volumen de función de transferencia de modulación;

45 - el parámetro de aberración de orden más elevado es el valor de HOA RMS y, si el valor de HOS RMS es menor que 0,2 μm para una pupila de 5 mm, el diseño calculado o seleccionado para el usuario es un diseño duro, y si el valor de HOA RMS es mayor de 0,2 μm para una pupila de 5 mm, el diseño calculado o seleccionado para el usuario es un diseño blando;

50 - el parámetro de aberración de orden más elevado es el valor de RMS, y las aberraciones de orden más

elevado son medidas tanto para los ojos izquierdo (L) como derecho (R) y en el que un parámetro de diseño (DP1) es utilizado para calcular o seleccionar el diseño para el usuario, en el que:

$$DP1 = ((HOA_RMS^2_R + HOA_RMS^2_L)^{1/2} = HOA_RMS_{min}) / HOA_RMS_{max}$$

y donde:

- 5 HOA_RMS_R y HOA_RMS_L son respectivamente los valores de HOA RMS para el ojo derecho y para el ojo izquierdo; HOA_RMS_{min} y HOA_RMS_{max} son respectivamente un valor de umbral mínimo y un valor de umbral máximo; de acuerdo a un ejemplo HOA_RMS_{min} es 0,1 µm y HOA_RMS_{max} es 0,4 µm.

- un parámetro de diseño (DP2) es utilizado para calcular o seleccionar el diseño para el usuario, en el que:

$$DP2 = EHC + (1 - EHC) \times DP$$

- 10 donde: EHC es el coeficiente de Ojo-cabeza.

DP es un parámetro de diseño tal grado gracias a un parámetro de aberraciones de orden más elevado. De acuerdo con un ejemplo DP = DP1.

- 15 En el marco del presente invento, el "coeficiente de Ojo-cabeza" es un coeficiente adecuado para caracterizar las magnitudes relativas de movimientos respectivamente de los ojos y de la cabeza de un usuario cuando la dirección de la mirada del usuario está cambiando. Un coeficiente de ojo-cabeza puede ser medido para un usuario gracias a un ensayo de coordinación del movimiento "ojo/cabeza".

- 20 De acuerdo con una realización, el EHC es una función de desviación angular (α_T) de la cabeza del usuario dividida por una excentricidad angular (E) de un objetivo que está mirando el usuario. Dicho EHC es igual a 1 para un usuario que ha girado solamente su cabeza cuando está mirando al objetivo e igual a 0 para el usuario que ha girado sólo sus ojos cuando está mirando al objetivo.

El invento también se refiere a un método para fabricar una lente oftálmica para gafas para un usuario, comprendiendo el método las siguientes operaciones:

- a) medir las aberraciones de orden más elevado al menos en un ojo del usuario;
- 25 b) calcular un diseño de la lente oftálmica para gafas o seleccionar un diseño de una base de datos de diseños de lente oftálmica para gafas adaptando la gestión de astigmatismo residual basado en la medida de aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario;
- c) proporcionar un sustrato de lente;
- d) fabricar la lente oftálmica para gafas de acuerdo al sistema óptico (OS) correspondiente al diseño calculado o seleccionado en la operación b).

- 30 De acuerdo con realizaciones diferentes, dicho método para fabricar incorpora las características descritas previamente y las diferentes realizaciones del método precedente para proporcionar una lente oftálmica para gafas a un usuario.

- 35 El invento también se refiere a un producto de programa informático que comprende una o más secuencias de instrucciones almacenadas que son accesibles a un procesador y que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador lleve a cabo al menos una de las operaciones de las diferentes realizaciones de los métodos precedentes.

El invento también se refiere a un medio legible por ordenador que lleva a cabo una o más secuencias de instrucciones del producto de programa informático precedente.

- 40 A menos que se haya establecido específicamente de otro modo, como es evidente a partir de las siguientes descripciones, se ha apreciado a lo largo de toda la memoria descripciones que utilizan términos tales como "computar", "calcular" "generar", o similar, se refieren a la acción y/o procesos de un ordenador o sistema informático, o dispositivo informático electrónico similar, que manipula y/o transforma datos representados como cantidades físicas, tales como electrónicas, dentro de los registros y/o memorias del sistema informático a otros datos similarmente representados como cantidades físicas dentro de las memorias, registros u otros de tales dispositivos de almacenamiento de información, transmisión o presentación del sistema informático,

- 45 Realizaciones del presente invento pueden incluir aparatos para realizar las operaciones aquí descritas. Este aparato puede ser construido de manera especial para los propósitos deseados, o puede comprender un ordenador de propósito general o un procesador de señal digital ("DSP") activado o reconfigurado selectivamente por un programa de ordenador almacenado en el ordenador. Tal programa informático puede estar almacenado en un medio de almacenamiento legible por ordenador, tal como, pero no limitado a, cualquier tipo de disco que incluye discos flexibles, discos ópticos, CD-ROM,

discos magnético-ópticos, memorias sólo de lectura (ROM), memorias de acceso aleatorio (RAM) memorias sólo de lectura programables eléctricamente (EEPROM), memorias sólo de lectura borrables y programables eléctricamente (EEPROM), tarjetas magnéticas u ópticas, o cualquier otro tipo de medio adecuado para almacenar instrucciones electrónicas, y capaz de ser acoplado a un bus de sistema informático.

5 Los procesos y presentaciones presentadas aquí no están relacionados de manera inherente a ningún ordenador particular u otro aparato. Pueden ser utilizados distintos sistemas de propósito general con programas de acuerdo con las enseñanzas aquí recogidas, o pueden probar ser convenientes para construir un aparato más especializado para realizar el método deseado. La estructura deseada para una variedad de estos sistemas aparecerá a partir de la descripción siguiente. Además, realizaciones del presente invento no están descritas con referencia a ningún lenguaje de programación particular. Se apreciará que puede utilizarse una variedad de lenguajes de programación para implementar las enseñanzas de los inventos como han sido descritos aquí.

Las características del presente invento, así como el propio invento, tanto en cuanto a su estructura como a su funcionamiento, serán mejor comprendidas a partir de los dibujos y ejemplos adjuntos no limitativos, tomados en unión con la descripción adjunta, en los que:

15 La fig. 1 muestra los datos resultantes de características visuales de cinco sujetos;

Las figs. 2 a 4 muestran resultados de los efectos de astigmatismo sobre la agudeza visual;

Las figs. 5 y 6 muestran dos diseños de lente de adición progresiva;

La fig. 7 muestra resultados de derivada de agudeza visual de acuerdo con aberraciones de orden más elevado;

20 Las figs. 8a y b ilustra en un principio de medición de movimientos de los ojos y de la cabeza para un usuario de una lente para gafas.

La fig. 1 muestra los efectos medios en cinco sujetos de tres correcciones sobre agudeza visual y la Media Cuadrática (en lo que sigue denominada como RMS) del frente de onda aberrante con relación a un frente de onda plano. En estas tres correcciones, la focalización fue idéntica y ajustada para la agudeza visual óptima del sujeto.

25 En el gráfico de barras, las barras etiquetadas "A" (A-1 a A-3) muestran la pérdida de agudeza visual como el logaritmo de la Resolución Angular Mínima (MAR) en minutos de arco, denominado en lo que sigue como logMAR, calculado para cada una de las tres correcciones con relación a un valor de referencia obtenido con la corrección usual. En el gráfico de barras, las barras etiquetadas "B" (B-1 a B-3) muestran la RMS de aberraciones residuales de orden más elevado que permanecen después de la corrección, en micrones (μm). En el gráfico de barras, las barras etiquetadas "C" (C-1 a C-3) muestran la RMS de la suma de las aberraciones residuales que permanecen después de la corrección y que incluyen astigmatismo, en micrones (μm).

30 En el lado izquierdo correspondiente a los datos A-1, B-1, C-1 la corrección total de aberraciones (incluyendo las de orden más elevado), con una RMS residual de órdenes más elevados de $0,12 \mu\text{m}$ y una RMS residual de la suma de las aberraciones de $0,15 \mu\text{m}$, corresponde a los valores mínimos obtenidos después de corrección utilizando un sistema óptico adaptable con un espejo ajustable. Estas dos barras muestran qué difícil es obtener una buena corrección completa, incluso cuando se utiliza un sistema complejo con un espejo ajustable.

35 En el centro correspondiente a los datos A-2, B-2, C-2 y en el lado derecho correspondiente a los datos A-3, B-3, C-3, se han mostrado dos correcciones obtenidas utilizando el mismo sistema cuando solamente se ha corregido el astigmatismo además de la focalización. La RMS de los órdenes más elevados (barras etiquetadas "C", C-2 y C-3) son idénticas en ambos casos y corresponden al valor no corregido ($0,25 \mu\text{m}$). En el lado derecho, la corrección objetiva corresponde a la mejor corrección óptica del astigmatismo. Para esta corrección, la RMS total (barra etiquetada "B", B-2 y B-3, $0,28 \mu\text{m}$) era prácticamente idéntica a la RMS de los órdenes más elevados (barra etiquetada "C", C-2 y C-3, $0,25 \mu\text{m}$), considerando la sensibilidad del sistema. En el centro la corrección subjetiva es la corrección de astigmatismo preferida por el sujeto. Puede ser obtenida por un método de refracción estándar.

45 La pérdida de agudeza visual resultante de cada una de las tres correcciones está mostrada por las barras etiquetadas "A". Una pérdida negativa indica una mejora de agudeza visual. Los resultados muestran que la corrección subjetiva hace posible alcanzar la mejor agudeza visual a pesar del hecho de que corresponde a la calidad óptica con el menor valor, cuando es medido por la RMS de aberraciones. Por ello, el astigmatismo residual deseado por el sujeto se compensa para los órdenes más elevados no corregidos. Un buen compromiso entre astigmatismo residual y órdenes más elevados puede proporcionar resultados que son más satisfactorios para el usuario de la lente.

50 Las figs. 2 y 3 muestran los efectos del astigmatismo en la agudeza visual dependiendo de su módulo (tres niveles de RMS, o sea $0,25 \mu\text{m}$, para curva 21, 31; $0,5 \mu\text{m}$ para curva 22, 32; y $0,75 \mu\text{m}$ para curva 23, 33) y su eje, bien con corrección de los órdenes más elevados del ojo (fig. 2) o sin corrección de los órdenes más elevados del ojo (fig. 3).

En ambos casos, la focalización fue idéntica y ajustada para optimizar la agudeza visual. En la fig. 2, sin corrección de los

órdenes más elevados, la agudeza variaba prácticamente con el eje de astigmatismo, particularmente para el nivel intermedio: astigmatismo combinado con los órdenes más elevados en aumentar o disminuir la agudeza visual. En la fig. 3, con corrección de los órdenes más elevados, el efecto del eje era menos notable: el efecto de astigmatismo fue prácticamente independiente del eje.

5 La fig. 4 muestra los efectos de astigmatismo sobre la agudeza visual dependiendo de su módulo (nivel de RMS en μm), promediado a través de todos los ejes, para distintas correcciones originales de los órdenes más elevados del ojo. La corrección total (línea continua), que incluye la corrección de los órdenes más elevados, da como resultado la pendiente más escalonada: así, cuando los órdenes más elevados eran corregidos, la persona era más sensible a cualquier astigmatismo residual.

10 A partir de los resultados proporcionados anteriormente, podemos deducir que es preferible ajustar el astigmatismo residual de las lentes de acuerdo a las aberraciones de orden más elevado en los ojos del usuario de la lente.

15 Por ello, la implementación relativa a lentes progresivas consiste en personalizar el diseño de acuerdo a los órdenes más elevados en los ojos: para prescribir una lente, es necesario obtener una medida de las aberraciones oculares en los ojos del usuario de la lente. Subsiguientemente, el diseño puede ser para los de acuerdo al nivel medio de los órdenes más elevados del usuario de la lente. Cuanto menor es la RMS de aberraciones de orden más elevado, mayores deberían ser las áreas sin ningún astigmatismo. El diseño puede aún ser un diseño estándar, sin ninguna corrección de los órdenes más elevados del ojo.

20 Las figs. 5 y 6 muestran dos ejemplos de un diseño de lentes progresivas, con una distribución de astigmatismo típicamente ajustada a dos categorías de usuarios de lentes, dependiendo del nivel de RMS de los órdenes más elevados.

La fig. 5 muestra la distribución de astigmatismo de un diseño ajustado para personas cuyo HOA RMS calculado sobre una pupila de 5 mm es preferiblemente menor de $0,2 \mu\text{m}$ (más preferiblemente menor de $0,15 \mu\text{m}$).

25 La fig. 6 muestra la distribución de astigmatismo de un diseño ajustado a personas cuyo HOA RMS calculado sobre una pupila de 5 mm es preferiblemente mayor de $0,2 \mu\text{m}$ (y más preferiblemente mayor de $0,4 \mu\text{m}$). Debido a que los niveles más elevados de astigmatismo son tolerados en áreas de problemas de visión de lejos (o FS) y en áreas de problemas de visión de cerca (o NS), este segundo diseño es mucho más blando que el primero, y por tanto adaptarlo será mucho más fácil en términos de distorsiones.

30 Es evidente a partir de los resultados obtenidos que la lente puede ser también optimizada ajustando los ejes de astigmatismo residual de una manera personalizada para maximizar las prestaciones visuales basado en los órdenes más elevados del ojo y en sus orientaciones.

35 Similarmente, el tipo de aberración predominante más elevado desempeña una misión en la combinación con el astigmatismo. Por ejemplo, cuando los órdenes más elevados están presentes en su mayor parte como aberración esférica, el eje de astigmatismo no tendrá efecto. Cuando los órdenes más elevados están presentes en su mayoría como coma, el eje desempeñará una misión fundamental. Por ello, el diseño puede ser ajustado dependiendo no sólo del nivel sino también del tipo predominante de aberración en los órdenes más elevados del ojo del usuario de la lente.

40 El método de acuerdo con el invento puede ser también utilizado para optimizar la selección de un diseño de lente ya existente. En particular, es posible o bien utilizar o bien no utilizar una función que permite un ajuste mejor con una corrección prescrita en la totalidad del campo visual, o una función que tiene en cuenta parámetros de conjunto y modo de usar, dependiendo de aberraciones de orden más elevado., Por ejemplo, tales funciones pueden ser utilizadas ventajosamente para personas cuyo HOA RMS calculado sobre una pupila de 5 mm es menor de $0,2 \mu\text{m}$.

La fig. 7 muestra resultados de la derivada de la agudeza visual (VA) de acuerdo a valores de RMS de aberraciones de orden más elevado (en μm). La derivada de la agudeza visual (VA) es calculada como la pendiente de la variación de la agudeza visual en función de la potencia de astigmatismo añadida.

45 Los inventores han establecido que dicha derivada de la agudeza visual (VA) depende mucho de los valores de HOA RMS y es trazada una línea recta 71 de dependencia media.

50 Se puede así determinar que el ojo de un usuario cuyo HOA RSM es bajo, como por ejemplo comprendido entre $0,05$ y $0,15 \mu\text{m}$, es muy sensible (derivada de agudeza visual importante), mientras que la agudeza del ojo de un usuario cuyo HOA RMS es alto, como por ejemplo comprendido entre $0,25$ y $0,40 \mu\text{m}$, es de baja sensibilidad (derivada de agudeza visual baja). Gracias a esta enseñanza, se puede proporcionar ventajosamente una lente oftálmica para gafas de "diseño duro" a un usuario cuyo HOA RMS es elevado.

Las figs. 8a y b ilustran un principio de medición de movimientos de ojos y de cabeza para un usuario 80 de una lente para gafas cuando está mirando un primer objetivo R situado enfrente del usuario. El usuario mira en primer lugar a dicho objetivo R como se ha mostrado en la fig. 8a y a continuación se le pide que mire a un objetivo de ensayo T sin mover sus hombros como se ha mostrado en la fig. 8b. El desplazamiento angular entre ambos objetivos es llamado la

- 5 excentricidad y denominado como E. α_T es el desplazamiento angular de la cabeza para el usuario 80 y α_V es el desplazamiento angular de sus ojos mientras que $E = \alpha_T + \alpha_V$. Un coeficiente EHC de ojo-cabeza puede ser definido como una función de crecimiento de la relación entre α_T y E. De acuerdo con un ejemplo, $EHC = \alpha_T / E$. Detalles de dicho método de medición de ojos y cabeza están dados en la publicación de patente WO 2008/104695 (en particular en las páginas 5 y 6 de dicho documento).
- El EHC determinado para un usuario puede ser entonces utilizado como un parámetro utilizado para calcular el parámetro de diseño DP2 descrito anteriormente.
- 10 De acuerdo con una realización del presente invento, el diseño de la lente oftálmica para gafas para un usuario es seleccionado entre una pluralidad de diseños de lente oftálmica para gafas de acuerdo con el presente invento y el sistema óptico de la lente para el usuario es obtenido combinando el diseño elegido y los datos de prescripción para el usuario.
- De acuerdo con otra realización del presente invento, un diseño es calculado para un usuario adaptando la gestión de astigmatismo residual basado en la medición de aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario.
- 15 Dicho cálculo de diseño puede ser implementado de acuerdo con métodos de cálculo de diseño conocidos para un experto en la técnica en los que un parámetro de cálculo es relacionado a las aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario.
- De acuerdo con un método de cálculo de diseño adecuado para el presente invento, es seleccionado un primer diseño y a continuación modificado con el fin de tener en cuenta dichas aberraciones de orden más elevado. Pueden implementarse métodos de optimización en los que un parámetro de optimización es un parámetro de aberración de orden más elevado.
- 20 De acuerdo con una realización, un parámetro de optimización es el parámetro de diseño DP1.
- De acuerdo con otra realización, un parámetro de optimización es el parámetro de diseño DP2.
- De acuerdo con una realización del presente invento, el método para fabricar una lente oftálmica para gafas para un usuario puede ser implementado gracias al método descrito en la Solicitud de Patente Internacional con número 25 PCT/FR2008/051618, presentada el 11 septiembre 2008, a nombre de ESSILOR INTERNATIONAL (Compagnie Générale d'Optique), en que el valor de "*gain G qui a été calculée pour le porteur*" (el factor de ganancia G que ha sido calculado para un usuario) sería igual al parámetro de diseño DP2 del presente invento.
- El invento ha sido descrito anteriormente con ayuda de realizaciones sin limitación del concepto inventivo general, en particular numerosos métodos de cálculo y/o fabricación conocidos para el experto en la técnica podían ser utilizados con el fin de adaptar la gestión de astigmatismo residual de acuerdo con el presente invento.
- 30

REIVINDICACIONES

1. Un método, implementado por medios informáticos, para proporcionar una lente oftálmica de adición progresiva para gafas a un usuario, comprendiendo el método las siguientes operaciones:

- medir las aberraciones de orden más elevado en al menos un ojo del usuario;

5 - calcular un diseño de la lente oftálmica de adición progresiva para gafas o seleccionar un diseño en una base de datos de diseños de lente oftálmica de adición progresiva para gafas adaptando la gestión del astigmatismo residual basado en la medición de aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario, en que el cálculo o la selección del diseño para el usuario es realizado de acuerdo con un parámetro de dureza de la lente de adición progresiva y en que el parámetro de aberración de orden más elevado es el valor de HOA RMS y en el que el cálculo o la selección del diseño para el usuario es realizado de modo que cuanto menor es el valor de HOA RMS, más duro es el diseño para el usuario y por consiguiente cuanto mayor es el valor de HOA RMS, más blando es el diseño para el usuario.

2. El método según las reivindicaciones precedentes en el que el cálculo o selección del diseño para el usuario es realizado gracias a un parámetro de aberraciones de orden más elevado calculado con los datos medidos de aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario y en el que dicho parámetro de aberración de orden más elevado es elegido en una lista que consiste de valores (HOA RMS) de RMS (media cuadrática) de aberraciones de orden más elevado, la Relación de Strehl, la Relación de Pupila, el volumen de Función de Transferencia de Modulación (MTF).

3. El método según cualquiera de las reivindicaciones precedentes en el que el parámetro de aberraciones de orden más elevado es el valor de HOA RMS y en el que si el valor de HOA RMS es menor de 0,2 µm para una pupila de 5 mm, el diseño calculado o seleccionado para el usuario es un diseño duro y si el valor de HOA RMS es mayor de 0,2 µm para una pupila de 5 mm, el diseño calculado o seleccionado para el usuario es un diseño blando.

4. El método según una cualquiera de las reivindicaciones precedentes en el que el parámetro de aberraciones de orden más elevado es el valor RMS, en el que las aberraciones de orden más elevado son medidas tanto para los ojos izquierdo (L) como derecho (R) y en el que un parámetro de diseño (DP1) es utilizado para calcular o seleccionar el diseño para el usuario, en el que:

$$DP1 = ((HOA_RMS^2_R + HOA_RMS^2_L)^{1/2} = HOA_RMS_{min}) / HOA_RMS_{max}$$

y donde:

HOA_RMS_R y HOA_RMS_L son respectivamente los valores de HOA RMS para el ojo derecho y para el ojo izquierdo; HOA_RMS_{min} y HOA_RMS_{max} son respectivamente un valor de umbral mínimo y un valor de umbral máximo.

5. El método según la reivindicación 2 en el que un parámetro de diseño (DP2) es utilizado para calcular o seleccionar el diseño para el usuario, en el que:

$$DP2 = EHC + (1 - EHC) \times DP$$

donde: EHC es el coeficiente Ojo-cabeza;

DP es un parámetro de diseño calculado gracias a un parámetro de aberraciones de orden más elevado.

6. Un método para fabricar una lente oftálmica de adición progresiva para un usuario, comprendiendo el método las operaciones de:

a) medir las aberraciones de orden más elevado en al menos un ojo del usuario;

40 b) calcular un diseño de la lente oftálmica de adición progresiva para gafas o seleccionar un diseño en una base de datos de diseños de lente oftálmica de adición progresiva para gafas adaptando la gestión del astigmatismo residual basado en la medición de aberraciones de orden más elevado en el ojo del usuario, en que el cálculo o la selección del diseño para el usuario es realizado de acuerdo con un parámetro de dureza de la lente de adición progresiva y en que el parámetro de aberración de orden más elevado es el valor de HOA RMS y en el que el cálculo o la selección del diseño para el usuario es realizado de modo que cuanto menor es el valor de HOA RMS, más duro es el diseño para el usuario y por consiguiente cuanto mayor es el valor de HOA RMS, más blando es el diseño para el usuario.

45 c) proporcionar un sustrato de lente;

d) fabricar la lente oftálmica para gafas de acuerdo al sistema óptico (OS) correspondiente al diseño calculado o seleccionado en la operación b).

7. Producto de programa informático que comprende una o más secuencias almacenadas de instrucciones que son accesibles a un procesador y que, cuando son ejecutadas por el procesador, hacen que el procesador lleve a cabo las

operaciones de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6.

8. Un medio legible por ordenador que lleva una o más secuencias de instrucciones del producto de programa informático de la reivindicación 7.

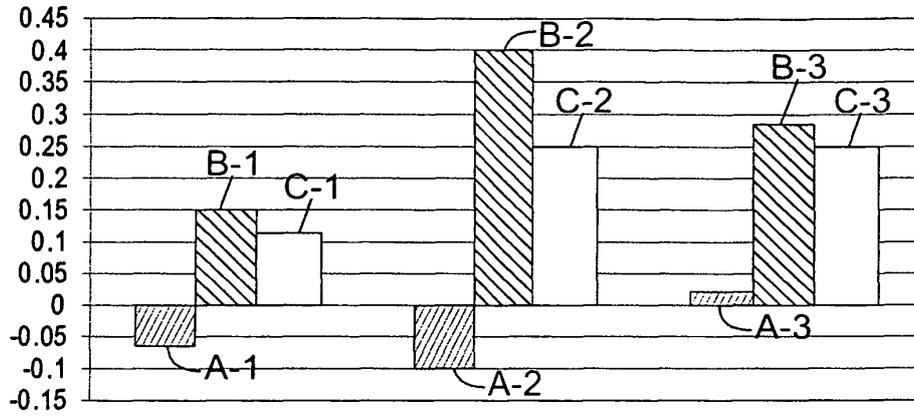


FIG. 1

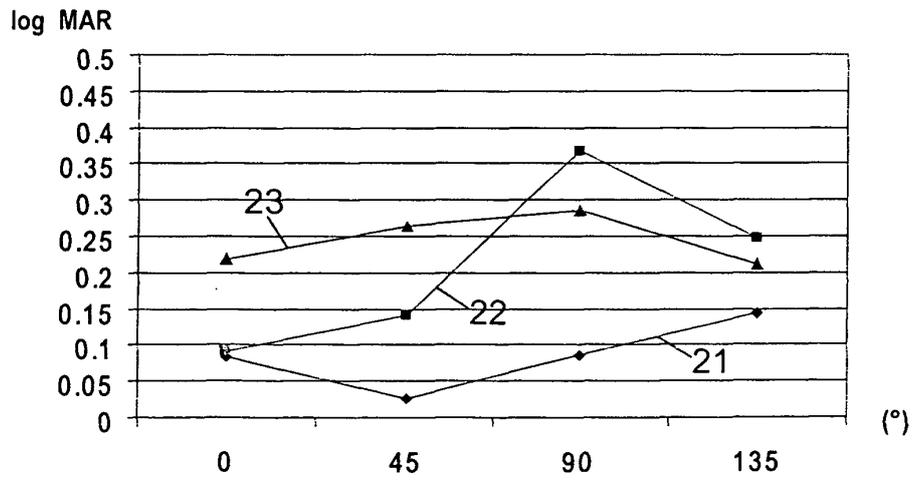


FIG. 2

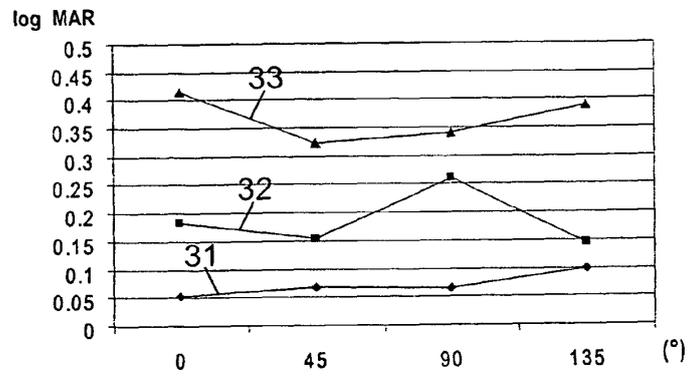


FIG. 3

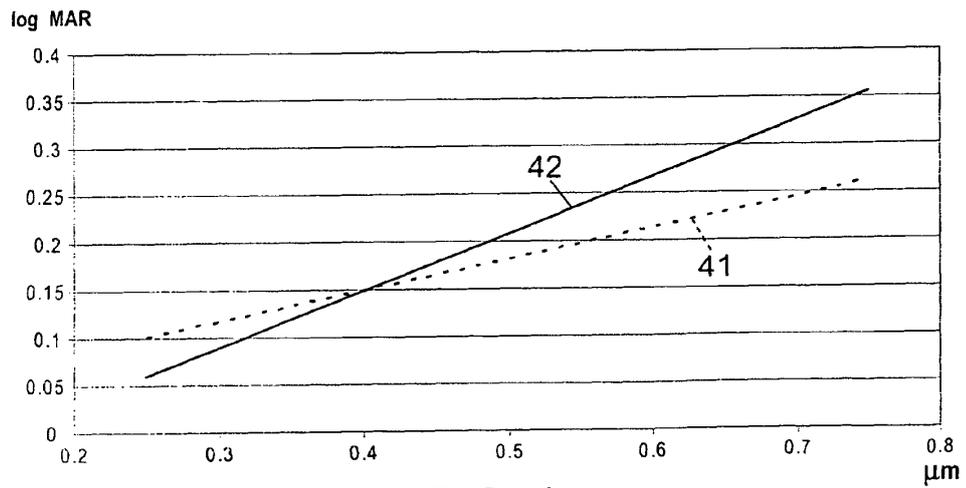


FIG. 4

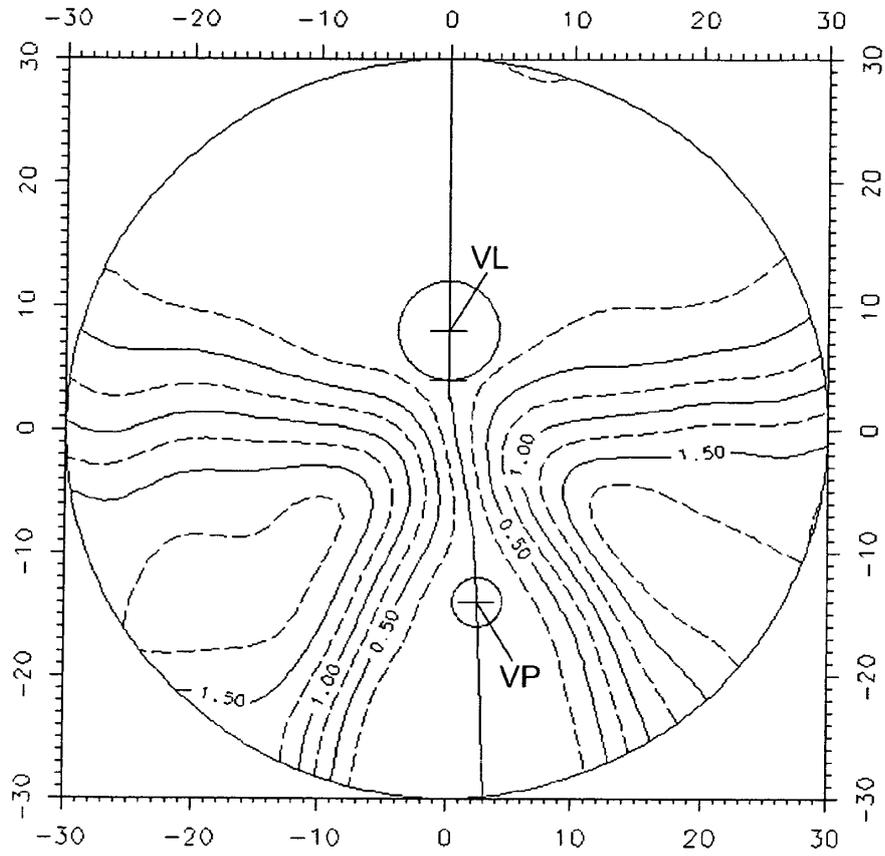


FIG. 5

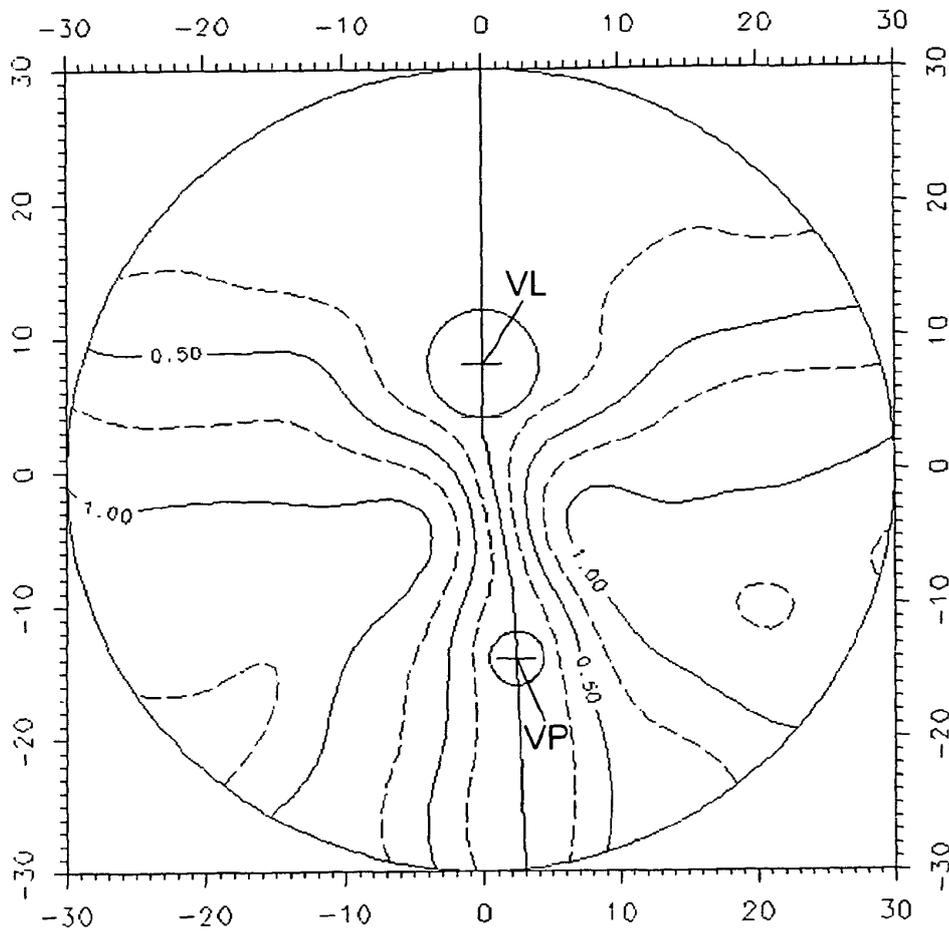


FIG. 6

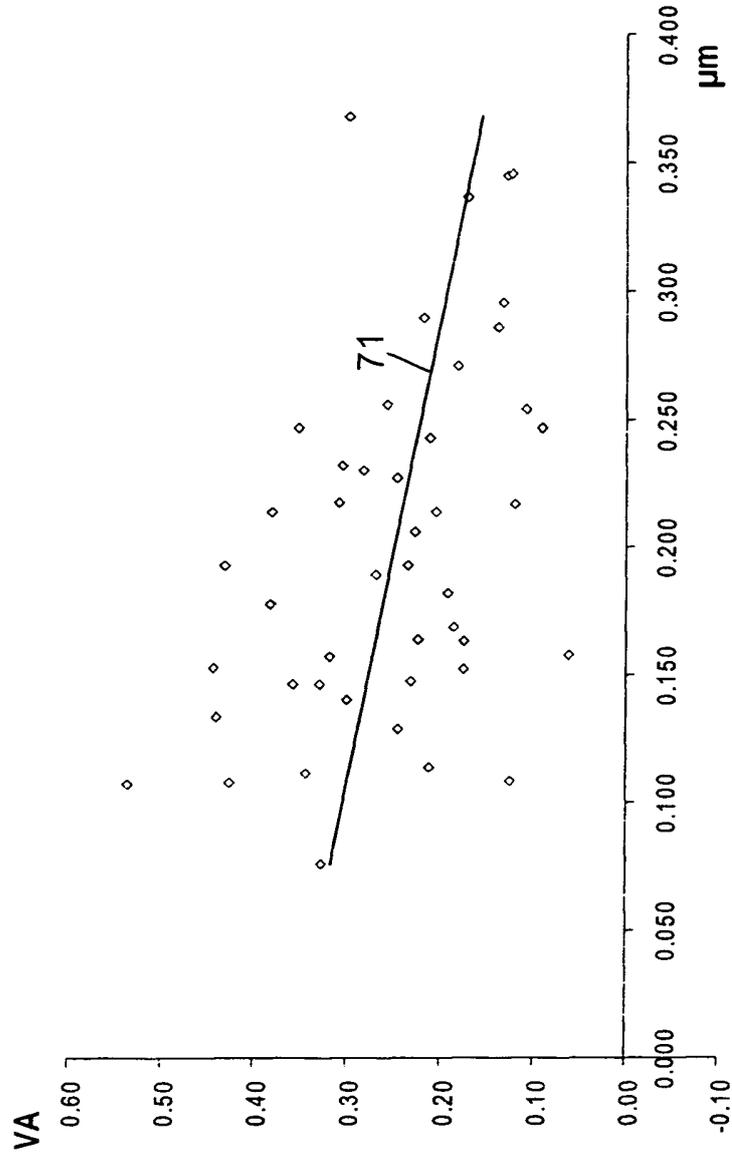


FIG. 7

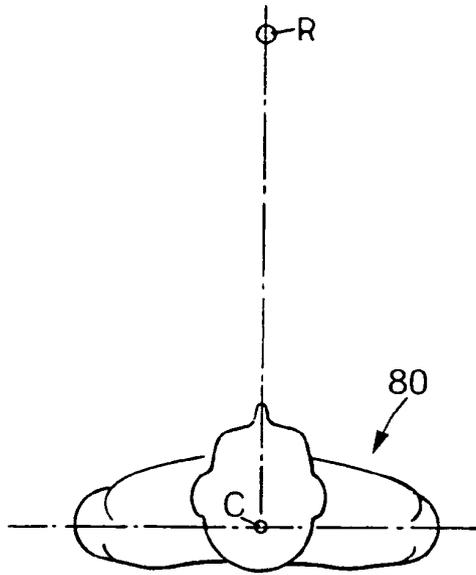


FIG. 8a

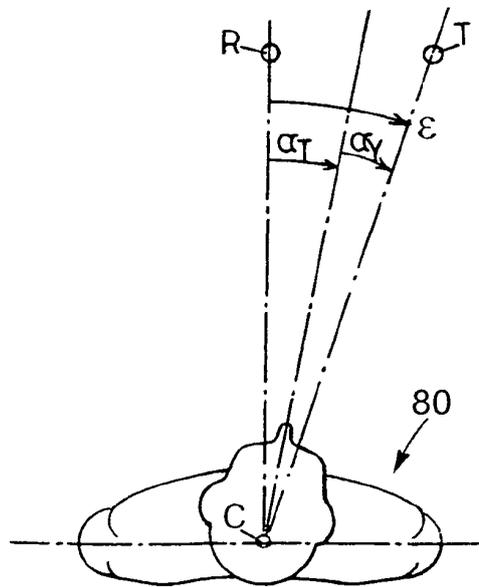


FIG. 8b