

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 591 053**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/103** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.08.2009 PCT/EP2009/005781**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.02.2010 WO10017938**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.08.2009 E 09777773 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.06.2016 EP 2309916**

54 Título: **Sistema y método para prescripción de ayudas visuales**

30 Prioridad:

**15.08.2008 US 192463**

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

**24.11.2016**

73 Titular/es:

**CARL ZEISS VISION GMBH (100.0%)  
Turnstrasse 27  
73430 Aalen, DE**

72 Inventor/es:

**CABEZA-GUILLEN, JESÚS-MIGUEL;  
KRATZER, TIMO y  
MORRIS, MICHAEL A.**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 591 053 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

Sistema y método para prescripción de ayudas visuales

## ANTECEDENTES

La descripción se refiere a sistemas y métodos para determinar una prescripción de ayudas visuales.

- 5 El ojo humano emélope tiene errores refractivos que en primera aproximación pueden ser descritos en términos de una esfera, un cilindro y una orientación de eje. Esto está basado en la asunción de que el defecto visual puede ser corregido de forma aproximada a través de una lente con superficies simples tales como toroides o esferas. Esta aproximación es adecuada para corregir un error en la refracción de rayos de luz que entran en el centro de la pupila del ojo.

- 10 Aunque es corriente determinar los errores refractivos del ojo humano basándose en la refracción subjetiva del paciente bajo examen cuando se le presentan una pluralidad de optotipos a través de lentes de diferente poder refractivo (refracción subjetiva o manifiesta), la posibilidad de medir los errores refractivos del ojo no ha estado disponibles durante varios años (refracción objetiva). Además, es posible medir el poder refractivo del ojo en toda la pupila y en particular también en las áreas periféricas de la pupila. Los errores mensurables incluyen por ejemplo aberración esférica, coma, error de aberración triangular, órdenes superiores de aberración esférica, etc. En ciertas implementaciones, el método de refracción objetiva está basado en determinar el frente de onda de un haz luminoso que se propaga. El principio funcional de un refractor de frentes de onda está descrito en el documento DE 601 21 123 T2, que también incluye una sinopsis de una pluralidad de diferentes variantes.

- 15 El documento US 2007/0109498 A1 describe proporcionar secuencialmente cinco lentes de ensayo a un paciente. Un dispositivo de medición del frente de ondas mide el frente de ondas de un haz que se propaga a través de la lente de ensayo respectiva, el ojo y hacia atrás después de ser reflejado por el ojo y genera una indicación visual de la visión del paciente como es corregida por la lente de ensayo. Las indicaciones son presentadas siguientemente en una pantalla de presentación dependiendo de la potencia de la lente. Las lentes de ensayo pueden ser por ejemplo lentes individuales, cóncavo-convexas o combinaciones de los componentes ópticos, incluyendo lentes cilíndricas y prismas.

- 20 El documento US 2007/0115432 A1 describe un método para determinar una prescripción de gafas para un ojo, comprendiendo el método la obtención de datos de medición de un frente de ondas indicativos de las propiedades refractivas del ojo, establecimiento mediante una unidad de cálculo de un espacio de optimización multidimensional correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo por lo que el espacio de optimización comprende las dimensiones correspondientes a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción de unas gafas, y determinación por la unidad del cálculo de un valor para una función de mérito para cada una de las posibles prescripciones en el espacio de optimización, donde el valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando es corregida utilizando la prescripción posible correspondiente. Una optimización de la función de mérito sobre el espacio de optimización es realizada para determinar una prescripción refractiva óptica ideal.

- 25 Los errores refractivos o errores de formación de imágenes del ojo humano también pueden ser descritos por medio de los así denominados polinomios de Zernike. Los errores del ojo cerca del centro de la pupila con respecto a esfera, cilindro y eje pueden ser descritos, por ejemplo, a través de los polinomios de Zernike de segundo orden. Estos errores son por ello denominados a menudo como errores de segundo orden. Los errores alejados del centro pueden ser descritos a través de polinomios de Zernike de orden superior. Estos errores son por ello en general denominados también como errores de orden superior.

- 30 La información obtenida a partir de un refractor de frente de onda puede ser utilizada en el desarrollo de ayudas de visión mejoradas o métodos de corrección de la visión mejorados. Un ejemplo bien conocido para un método de corrección de la división es el procedimiento de cirugía refractiva guiada por frentes de onda. En este procedimiento, un volumen de cualquier geometría deseada es retirado de la superficie de la córnea con el fin de corregir errores refractivos, incluyendo los de un orden superior.

## RESUMEN

- 35 En general, con el fin de determinar una prescripción para ayudas visuales, un profesional del cuidado ocular determina varios parámetros. En el caso de lentes para gafas, por ejemplo, los más importantes son: valores refractivos, usualmente dados en forma de esfera, cilindro y eje; parámetros de ajuste, tales como distancia de pupilas, alturas de ajuste, ángulo pantoscópico y otros; y adición de visión de cerca, por ejemplo, en el caso de lentes progresivas. Para lentes de contacto, el conjunto de parámetros incluye usualmente al menos los valores refractivos, de manera similar a las lentes para gafas, y la curvatura de la córnea.

- 40 Convencionalmente, la determinación de valores refractivos implica el uso de técnicas de refracción manifiesta. Típicamente, esto se realiza mediante el establecimiento en primer lugar de un primer conjunto de valores (esfera, cilindro, eje) como punto de partida para una optimización. El punto de partida puede ser obtenido, por ejemplo, a través de retinoscopia, una medición autorrefractora, a través de la medición de las lentes para gafas usadas actualmente, u otros métodos. A continuación se pone en marcha un proceso de optimización iterativo, en el que se ofrecen

correcciones refractivas diferentes, es decir, conjunto de valores (esfera, cilindro, eje) al paciente, hasta que consigue un máximo de agudeza visual en un diagrama ocular.

5 Aunque hay disponibles técnicas de refracción objetivas avanzadas más nuevas, no han conseguido una adopción global debido a que muchos profesionales del cuidado ocular son reticentes a cambiar desde la refracción manifiesta ensayada y de confianza, y también porque las técnicas de refracción objetivas no proporcionan necesariamente margen para la consideración de una variedad de factores que pueden hacer una cierta prescripción más deseable para un paciente que la prescripción correspondiente al máximo global proporcionada por una refracción objetiva. Como ejemplo, una prescripción que deja el valor del eje del cilindro sin cambios a partir de una prescripción previa puede ser preferida sobre una prescripción máxima global que requiere un cambio en el eje del cilindro.

10 La descripción caracteriza métodos para determinar valores de refracción para una prescripción para gafas de un paciente que utiliza refracción objetiva pero que también permite que un profesional del cuidado ocular considere otros factores. Por ejemplo, en ciertas realizaciones, los métodos proporcionan guiado a un profesional del cuidado ocular en la estrategia de optimización de la refracción manifiesta para alcanzar un máximo global para la agudeza visual de una manera fiable basada en la medición de aberraciones de orden superior del ojo utilizando un aberrómetro.

15 En un aspecto, la invención caracteriza un método para determinar una prescripción de gafas para un ojo. El método incluye la obtención de una medición de un frente de ondas indicativo de las propiedades refractivas del ojo, del establecimiento mediante una unidad de cálculo de un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo, determinación mediante la unidad de cálculo de un valor para una función de mérito para cada una de las posibles prescripciones en el espacio de optimización, donde el valor de la función de mérito  
20 corresponde a una función visual del ojo cuando es corregida utilizando la posible prescripción correspondiente, generación de una representación de los valores de función de mérito, y emisión de la representación a un profesional del cuidado ocular.

Implementaciones del método pueden incluir una o más de las siguientes características y/o características de otros aspectos. Por ejemplo, el establecimiento del espacio de optimización puede incluir definir rangos para uno o más  
25 parámetros que caracterizan la prescripción. El uno o más parámetros que caracterizan la prescripción pueden incluir uno o más de los siguientes: esfera, cilindro, eje, M, J0, y J45.

El espacio de optimización puede ser un espacio único, tal como, por ejemplo, un espacio que tiene tres o más dimensiones. La una o más dimensiones pueden incluir esfera, cilindro, y eje o M, J0 y J45. En algunas realizaciones, el espacio de optimización comprende dos o más subespacios. Uno de los subespacios puede incluir la dimensión para  
30 esfera. Otro de los subespacios puede incluir una dimensión para cilindro y una dimensión para eje. En ciertas realizaciones, uno de los subespacios puede incluir una dimensión para M otro de los subespacios incluye una dimensión para J0 y una dimensión para J45.

La determinación del valor de la función de mérito puede incluir la determinación de una pluralidad de frentes de onda corregidos cada uno de los cuales es indicativo de las propiedades refractivas del ojo y de la posible prescripción  
35 correspondiente.

La representación puede ser una representación gráfica.

La representación puede ser emitida de manera que el profesional del cuidado ocular puede identificar una prescripción correspondiente a un valor de función de mérito máximo a partir de la representación. En algunas realizaciones, la representación es emitida de manera que el profesional del cuidado ocular puede identificar una o más prescripciones  
40 correspondientes a prescripciones en las que la visión resulta borrosa. La representación puede ser emitida de manera que el profesional del cuidado ocular puede identificar una o más prescripciones que corresponden a prescripciones que tienen un valor relativamente pequeño para cilindro, que tienen el eje del cilindro relativamente próximo a 0° o a 90°, que tienen un valor esférico medio relativamente más grande, correspondiente a una lente oftálmica relativamente ligera, que dan una distorsión relativamente pequeña en un diseño de lente oftálmica particular, que corresponden a una pequeña profundidad de ablación para cirugía refractiva, y/o que están relativamente próximos a ciertos valores preestablecidos.

La representación puede incluir uno o más gráficos que muestran la función de mérito como una función de uno o más parámetros que definen el espacio de optimización. El uno o más gráficos pueden incluir un gráfico bidimensional. El gráfico bidimensional puede mostrar los valores de la función de mérito como una función de esfera. El uno o más gráficos pueden incluir un gráfico tridimensional. El gráfico tridimensional puede mostrar los valores de la función de  
50 mérito como una función de cilindro y eje.

La representación puede ser generada basándose en la medición de múltiples frentes de onda indicativos de las propiedades refractivas del ojo. Diferentes frentes de onda puede corresponder a diferentes condiciones de visión para el ojo.

En algunas realizaciones, el método incluye además realizar un ensayo adicional del ojo basado en la representación. El ensayo adicional puede ser realizado utilizando un foróptero automatizado. Alternativa o adicionalmente, el ensayo adicional puede ser realizado utilizando una pantalla de presentación sobre la cabeza.

En otro aspecto, la invención caracteriza un sistema de tratamiento electrónico configurado para ejecutar el método. La ejecución del método puede incluir enviar datos sobre una red. El sistema de tratamiento electrónico puede incluir un ordenador con un dispositivo de presentación y un dispositivo de entrada, estando configurado el ordenador para ejecutar una o más operaciones del método.

- 5 En otro aspecto, la invención caracteriza un medio legible por ordenador que tiene instrucciones ejecutables por ordenador para realizar el método.

En general, en otro aspecto, la invención caracteriza un sistema que incluye un aberrómetro de frentes de onda configurado para medir un frente de onda indicativo de las propiedades refractivas de un ojo durante el funcionamiento del sistema, una unidad de cálculo configurada de manera que durante la operación del sistema, la unidad de cálculo  
10 recibe información acerca del frente de onda medido procedente del aberrómetro del frente de onda, establece un espacio de optimización multidimensional correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo; por lo que el espacio de optimización comprende las dimensiones correspondientes a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción de gafas y determina un valor para una función de mérito para una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo, correspondiendo cada valor de función de mérito a una función visual del ojo cuando es  
15 corregida utilizando la posible prescripción correspondiente. El sistema incluye también un dispositivo de emisión o salida configurado de modo que durante el funcionamiento del sistema el dispositivo de emisión recibe información basada en los valores de función de méritos y emite una representación gráfica de los valores de función de mérito a un profesional del cuidado ocular.

Realizaciones del sistema pueden incluir una o más de las siguientes características y/o características de otros  
20 aspectos. Por ejemplo, el aberrómetro de frente de onda puede ser un sensor de Hartmann-Shack, un aberrómetro de Tscherning, un aberrómetro de Talbot, o un aberrómetro de doble pasada. La unidad de cálculo puede incluir un procesador electrónico y un medio legible por ordenador, almacenando el medio legible por ordenador instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador electrónico, hacen que el procesador electrónico determine los valores de la función de mérito basándose en la información procedente del aberrómetro de frente de onda. El dispositivo de emisión  
25 puede incluir un dispositivo de presentación electrónico. En algunas realizaciones, el dispositivo de emisión comprende una impresora.

A menos que se haya decidido de otra manera, todos los términos técnicos y científicos utilizados aquí tienen el mismo significado que el comúnmente comprendido por un experto en la técnica a la que pertenece esta invención.

Otras características y ventajas de la invención resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada.

### 30 BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1(a) muestra un gráfico de un frente de ondas de un ojo medido.

La fig. 1(b) muestra un gráfico del frente de ondas mostrado en la figura 1(a) en el que las contribuciones procedentes de aberraciones de orden superior han sido filtradas.

La fig. 2 es un diagrama de flujo que muestra operaciones en un método para determinar una prescripción para ayudas  
35 visuales.

La fig. 3(a) es un gráfico de valores de función de mérito para un espacio de optimización para desfocalización esférica con corrección constante de astigmatismo. Los valores trazados corresponden a una función de mérito para la medición de frente de onda mostrada en la fig. 1(a).

La fig. 3(b) es un gráfico de valores de función de mérito para un espacio de optimización para desfocalización esférica con corrección constante de astigmatismo. Los valores trazados corresponden a una función de mérito para la medición de frente de onda mostrada en la fig. 1(b).  
40

La fig. 4(a) es un gráfico de valores de función de mérito para un espacio de optimización para cilindro y eje con un error de potencia media de cero. Los valores trazados corresponden a una función de mérito para la medición de frente de onda mostrada en la fig. 1(a).

La fig. 4(b) es un gráfico de valores de función de mérito para un espacio de optimización para cilindro y eje con un error de potencia media de cero. Los valores trazados corresponden a una función de mérito para la medición de frente de onda mostrada en la fig. 1(b).  
45

### DESCRIPCIÓN DETALLADA

La fig. 1(a) muestra un ejemplo de un frente de ondas medido de un ojo de un paciente. La fig. 1(b) muestra el mismo frente de ondas en el que el tercer componente y los componentes de orden superior son filtrados, dejando un frente de ondas "liso". Una comparación visual de ambas imágenes hace obvia la diferencia: en un frente de ondas liso las curvaturas principales de la superficie son constantes sobre toda la pupila. Estas curvaturas están relacionadas  
50

directamente con la refracción, por ello la refracción es también constante sobre toda la pupila. En contraste, en un ojo real, la refracción no es constante sobre la pupila, de manera que los rayos que entran en la pupila en diferentes puntos son refractados de manera diferente. Además, en condiciones de visión diferentes (por ejemplo brillo frente a ambientes con iluminación reducida), la pupila puede tener diferentes tamaños, dando como resultado propiedades refractivas diferentes del ojo. Por consiguiente, cuando se aplica una corrección al ojo, esta corrección puede ser buena para algunas de las áreas de la pupila, pero mala para otras. En otras palabras, en tales condiciones un máximo global para una corrección no está bien definido o es fácilmente identificable, particularmente utilizando una refracción manifiesta.

A la inversa, métodos objetivos pueden identificar un máximo global basado en una función de mérito que caracteriza la agudeza visual del ojo a partir de un frente de ondas medido. Sin embargo, los métodos puramente objetivos no tienen en cuenta necesariamente una variedad de factores subjetivos que pueden causar que una prescripción ideal para un paciente se desvíe de una prescripción correspondiente a un máximo global de la función de mérito. Por ello son deseables métodos que consideren tanto factores objetivos como subjetivos.

En general, métodos para determinar una prescripción para ayudas visuales incluyen evaluar una función de mérito correspondiente a la agudeza visual de un ojo de un paciente basado en una medición de un frente de ondas reflejado desde la retina. Subsiguientemente, los valores de la función de mérito son presentados a un profesional de cuidado ocular quien identifica entonces la prescripción basada en esos valores. Los valores de la función de mérito son presentados de manera que identifiquen fácilmente el máximo global, pero también permiten al profesional del cuidado ocular evaluar la agudeza visual para prescripciones que están próximas al máximo global, pero no lo son. El profesional del cuidado ocular puede entonces evaluar, basado en otros factores, si una prescripción correspondiente al máximo global para agudeza visual, o alguna otra prescripción, es óptima para el paciente.

Con referencia a la fig. 1, los métodos incluyen generalmente número de operaciones, como se ha ilustrado por el diagrama de flujo 100. En una primera operación, 110, el error de fase óptica de un ojo de un paciente es medido utilizando un método objetivo. Típicamente, esto implica la medición de un frente de ondas reflejado desde el ojo utilizando un sensor apropiado. Ejemplos de sensores incluyen distintos aberrómetros de frente de ondas, tales como los sensores de frente de onda de Hartmann-Shack, aberrómetros de Tscherning, aberrómetros de Talbot, y aberrómetros de doble pasada. El principio funcional de un aberrómetro de frente de ondas está descrito en el documento DE 601 21 123 T2, que incluye también una sinopsis de un número de variantes diferentes.

Los datos de medición son utilizados como una entrada para una unidad de cálculo, que incluye típicamente un procesador electrónico (por ejemplo, un ordenador). La unidad de cálculo establece un espacio de optimización multidimensional (operación 120), para el que la unidad de cálculo calcula una función de mérito correspondiente a la agudeza visual del ojo. Las dimensiones del espacio de optimización corresponden típicamente a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción de gafas (por ejemplo, esfera, cilindro, y eje). Los rangos para cada una de las dimensiones del espacio de optimización pueden ser establecidos por el profesional del cuidado ocular, o preestablecidos por la unidad de cálculo. Por ejemplo, el algoritmo para establecer el espacio de optimización puede ser defectuoso a un cierto rango para cada dimensión, o el defecto puede ser ignorado por el profesional del cuidado ocular basándose en la experiencia del profesional con el paciente. Los valores para las correcciones esférico-cilíndricas dentro de cada rango pueden ser establecidos como se desee. Por ejemplo, cada dimensión puede incluir un número preestablecido de valores (por ejemplo, 10 o más, 100 o más), de manera que el cambio incremental entre los valores es determinado por el rango. Alternativa, o adicionalmente, el cambio incremental entre los valores puede ser preestablecido, en cuyo caso el número de valores cada dimensión es determinado estableciendo el rango. En algunas realizaciones, los valores pueden corresponder a valores de lente en stock dentro del rango en cada dimensión.

Como ejemplo, puede ser establecido un espacio de optimización basado en la prescripción preexistente del paciente, en que los rangos para esfera y cilindro son establecidos desde -5 D a + 5 D aproximadamente a los valores de esfera y cilindro de la prescripción preexistente. Los valores pueden ser incrementados, por ejemplo, en 0,25 D dentro de cada rango.

Típicamente, el resultado es un espacio de optimización que está compuesto de un número finito de (esfera, cilindro, eje) o coordenadas (potencia media ( $M$ ),  $J_0$ ,  $J_{45}$ ) para las que puede ser evaluada una función de mérito.

En algunas realizaciones, el espacio de optimización está compuesto de un único espacio. Por ejemplo, cada punto en el espacio de optimización puede ser un vector de tres componentes, por ejemplo, que tiene componentes correspondientes a esfera, cilindro y eje o alternativamente los componentes del cilindro de Jackson ( $M$ ,  $J_0^\circ$ ,  $J_{45}^\circ$ ).

En ciertas realizaciones, el espacio de optimización está dividido en múltiples subespacios de optimización, tales como dos subespacios de optimización. Por ejemplo, cada punto en el primer subespacio puede ser un valor para la corrección de esfera o desfocalización, y los componentes de un punto en el segundo subespacio pueden ser valores para cilindro y eje o los componentes del cilindro de Jackson ( $J_0^\circ$ ,  $J_{45}^\circ$ ).

En una tercera operación, en cualquier caso, una superficie que representa el frente de ondas de la corrección óptica para cada coordenada en el espacio o subespacio de optimización es creada y sustraída del frente de ondas original, lo que produce una serie de frentes de onda corregidos (operación 130).

A continuación en una cuarta operación, para cada uno de esos frentes de onda es calculada una función de mérito (operación 140), que se correlaciona con cualquier agudeza visual, sensibilidad al contraste, o cualquier otra medida de rendimiento visual, o se correlaciona con una combinación de aquellas medidas de rendimiento visual.

5 En una quinta operación, 150, la función de mérito evaluada en los puntos del espacio o subespacios de optimización es presentada gráficamente en un dispositivo de presentación electrónica o impresa en una copia permanente. En general, la representación gráfica de los valores de la función de mérito es de una forma apropiada para el tipo de información que es presentada. En realizaciones, los valores de la función de mérito son presentados o bien como gráficos bidimensionales o bien como gráficos tridimensionales (por ejemplo, gráficos de contorno o gráficos de superficie tridimensionales).

10 En algunas realizaciones, los valores de la función de mérito pueden ser presentados en un único volumen. Por ejemplo, cada punto en el volumen puede tener las coordenadas (esfera, cilindro, eje, función de mérito) o (esfera, J0, J45, función de mérito).

15 En ciertas realizaciones, los valores de función de mérito pueden ser presentados en más de un volumen. Por ejemplo, cuando el espacio de optimización es dividido en dos subespacios, entonces la representación de la función de mérito puede incluir una presentación gráfica para cada uno de los subespacios. En algunas realizaciones, un gráfico bidimensional (por ejemplo un gráfico lineal), puede ser utilizado para la esfera, en el que cada punto en la línea es definido en términos de (esfera, función de mérito). En ciertas realizaciones, un gráfico tridimensional (por ejemplo un gráfico de contorno) puede ser utilizado para el cilindro, en el que cada punto en la superficie es definido por (cilindro, eje, función de mérito) o (J0, J45, función de mérito).

20 En general, cuando el espacio de optimización es dividido en más de un subespacio, la corrección para la primera sustancia (por ejemplo, esfera) debería ser determinada en primer lugar, y a continuación sustraída del frente de ondas medido antes de determinar la corrección para el segundo subespacio (por ejemplo, cilindro y eje).

25 A modo de ejemplo, las figs. 3(a) y 3(b) muestran valores de la función de mérito en una representación de un espacio de optimización para esfera para los frentes de onda mostrados en las figs.1(a) y 1(b) respectivamente. Con el fin de calcular los datos mostrados en las figs. 3(a) y 3(b), para cada punto en el espacio de optimización, se ha calculado un frente de ondas corregido correspondiente. El frente de ondas corregido es el frente de ondas medido corregido por el valor de corrección esférico correspondiente. Específicamente, en ciertas realizaciones, el frente de ondas corregido es el frente de ondas original sobre el que, dependiendo del punto en el espacio de optimización, es añadida una superficie esférica (aquí denominada como valor de corrección esférico). La forma de esta superficie esférica en cualquier elongación radial,  $r_2$ , viene dada por la siguiente ecuación:

$$\text{spherical\_shape} = \text{new\_zernike\_defocus} \times (2 \times r_2 - 1).$$

donde el  $\text{new\_zernike\_defocus}$  viene dado por  $-r_0^2 \times [\text{point\_in\_optimspace}]/(4 \times \text{SQRT}(3))$ , donde  $r_0$  es el radio de la pupila que pertenece al frente de ondas medido y  $[\text{point\_in\_optimspace}]$  es el punto en el espacio de optimización dado en dioptrías.

35 A continuación, se ha calculado un valor de función de mérito para cada uno de los frentes de ondas corregidos resultantes. En general, los valores de función de mérito pueden ser calculados en una variedad de formas. En ciertas realizaciones, la función de mérito es calculada de acuerdo con los métodos descritos en la solicitud de patente norteamericana US 2009/0015787 titulada "APPARATUS AND METHOD FOR DETERMINING AN EYEGLASS PRESCRIPTION FOR A VISION DEFECT OF AN EYE", presentada el 17 de Agosto de 2007.

40 Por ejemplo, en algunas realizaciones, al menos dos submétricas pueden ser determinadas para uno de los conjuntos de parámetros en diferentes etapas de la propagación de la luz a través del sistema óptico representado por el ojo y una óptica correspondiente a la prescripción de las gafas. En otras palabras, la luz pasa a través del sistema óptico representado por el ojo y la óptica. Se considera a continuación una desviación del rayo de luz comparado con el caso ideal, como es expresado a través de una métrica de calidad (submétrica), cuando el rayo de luz ha atravesado (se ha propagado a través de) el sistema representado por el ojo y la corrección por diferentes distancias de desplazamiento.

45 Una propagación en dirección inversa, por ejemplo, dirigida desde el sistema representado por el ojo y la óptica hacia el objeto, puede ser concebida de manera similar. La propagación que es considerada aquí que no está ligada a una dirección física a través del sistema representado por el ojo y la corrección, sino que puede ser llevada a cabo para cualquier número deseado de direcciones (por ejemplo, en direcciones generales de la línea de visión).

50 Estas sub métricas pueden incluir, por ejemplo, métricas de calidad del rayo tales como por ejemplo métricas que miden la relación de Strehl o la energía de la función de lavado de imagen puntual encerrada dentro del disco de Airy.

Una métrica total que refleja en particular la calidad del cáustico ("métrica cáustica") puede ser determinada a partir de una suma ponderada de las submétricas previamente determinadas. En algunas realizaciones, todas las métricas tienen igual peso en la determinación de la métrica total (métrica cáustica). En ciertas realizaciones, una submétrica de una etapa de propagación preferida es ponderada con más peso que las submétricas en las etapas de propagación antes y/o después de esta etapa de propagación preferida. Si se utilizan por ejemplo submétricas que tienen en cuenta la calidad

de imagen en diferentes planos, entonces la submétrica para la imagen en la retina (que corresponde a la submétrica en la etapa de propagación preferida) se le daría preferiblemente más peso que a la submétrica para una imagen antes o detrás de la retina del ojo. La relación de peso podría ser por ejemplo de 60/40.

5 Los ejes y en los gráficos mostrados en las figs. 3(a) y 3(b) presentan el valor de la función de mérito para los diferentes frentes de ondas corregidos. Como es evidente a partir de las figuras, para un frente de ondas liso (por ejemplo como se ha mostrado en la fig. 3(b)) hay un máximo de holgura. Como es evidente en la fig. 3(a) sin embargo, para el frente de ondas que incluye aberraciones de orden superior, hay varios máximos locales que están relativamente próximos al máximo global.

10 También el espacio de optimización para cilindro cambia dramáticamente en presencia de aberraciones de orden superior. Las figs. 4(a) y 4(b) muestran los valores de la función de mérito en un espacio de optimización para cilindro y eje de cilindro para los frentes de ondas mostrados en las figs. 1(a) y 1(b) respectivamente. Los gráficos fueron calculados de un modo similar a como se ha descrito anteriormente para la corrección esférica: primero se corrigió la esfera media de los frentes de ondas medidos. Después de ello, se calcularon los frentes de ondas corregidos para las diferentes correcciones de cilindro cruzado. Finalmente, los valores de función de mérito fueron evaluados a partir de los frentes de ondas corregidos. Los valores de función de mérito son presentados como contornos en los gráficos polares. Los colores son las líneas de contorno a 0,1, 0,25, 0,50, 0,75 y 0,95 del valor máximo normalizado. Los valores del cilindro cruzado fueron calculados en forma de amplitud y eje y presentados en coordenadas polares. Como es evidente por comparación de las figs. 4(a) y 4(b), los contornos de los valores de la función de mérito en presencia de aberraciones de orden superior (fig. 4(a)) son muy irregulares comparados con los valores de la función de mérito de un frente de ondas liso (fig. 4(b)).

20 Con referencia de nuevo a la fig. 2, en una sexta operación, el profesional del cuidado ocular, utiliza las representaciones gráficas de la función de mérito como una guía para determinar finalmente la prescripción para el paciente (operación 160). Generalmente, el profesional del cuidado ocular determinará la prescripción basada no sólo en los valores de la función de mérito, sino en otros factores también. Por ejemplo, el profesional del cuidado ocular considerará factores tales como la prescripción existente del paciente, las condiciones de división en las que van a ser probablemente utilizadas las ayudas visuales prescritas (por ejemplo, condiciones de brillo, condiciones de reducción de flujo luminoso) y/o otros factores.

25 En general, además de presentar los valores de la función de mérito, la representación gráfica puede proporcionar información adicional al profesional del cuidado ocular también. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la representación incluye una sugerencia para una corrección preferida, por ejemplo en forma de (esfera, cilindro y eje) o (M, J0, J45). La sugerencia puede corresponder al valor mayor de la función de mérito o a algún otro valor.

30 Como otro ejemplo, en algunas realizaciones, puede ser mostrado el rango de correcciones dentro de los límites en que justo comienza a ser apreciable la visión borrosa. Alternativa o adicionalmente, la unidad de cálculo puede mostrar un número de correcciones sugeridas diferentes, estando la totalidad de ellas dentro de los límites en los que justo comienza a ser apreciable la visión borrosa. Las coordenadas de tal límite de visión borrosa pueden estar basadas, por ejemplo, en funciones psicométricas de la 'diferencia justo apreciable' (JND) para visión borrosa cuando se correlaciona al tipo de métrica que es trazado, siendo derivada tal función experimentalmente para cada tipo de métrica. Alternativa, o adicionalmente, las coordenadas del límite de visión borrosa pueden ser determinadas mediante funciones psicométricas derivadas experimentalmente para una percepción de visión borrosa del umbral superior definida por criterios objetivos tales como 'visión borrosa desagradable' o 'visión borrosa problemática'.

35 En algunas realizaciones, la unidad de cálculo preselecciona y presenta correcciones sugeridas que están dentro de los límites en los que justo comienza a ser apreciable la visión borrosa, y que podrían ser preferidas basándose en otros factores. Por ejemplo, la unidad de cálculo puede presentar una corrección que tiene un pequeño valor para cilindro, una corrección que tiene el eje de cilindro más próximo a 0° o a 90°, una corrección que tiene la potencia esférica media mayor, una corrección correspondiente a una lente oftálmica relativamente ligera, una corrección que da una distorsión relativamente pequeño sobre un diseño de lente oftálmica particular, una corrección correspondiente a una pequeña profundidad de ablación en el caso de que la prescripción va a ser utilizada para cirugía refractiva, una corrección que es la más próxima a ciertos valores preestablecidos (por ejemplo correspondientes a lentes de stock, lentes intraoculares, u otras lentes), y/o una corrección correspondiente a una combinación de los criterios antes mencionados y/o de otros criterios.

45 En algunas realizaciones, la función de mérito es evaluada para múltiples mediciones de frente de ondas del mismo ojo. Por ejemplo, los frentes de onda procedentes del ojo pueden ser medidos varias veces en condiciones diferentes. Las condiciones diferentes pueden corresponder a diferentes tamaños de pupila o convergencias del objetos de referencia correspondientes a un rango de distancias de visión. Por ejemplo, las condiciones de luz natural corresponderían a una pupila menor mientras que las condiciones de luz reducida corresponderían a una pupila mayor. Como otro ejemplo, las mediciones de frente de ondas pueden ser hechas mientras el sujeto se acomoda a una serie de estímulos adaptables diferentes que corresponden a diferentes distancias de visión. Subsiguientemente, el profesional del cuidado ocular puede considerar las condiciones diferentes cuando se finaliza la prescripción del paciente.

5 En ciertas realizaciones, la salida procedente de la unidad de cálculo puede ser utilizada para guiar el ensayo adicional del paciente. Por ejemplo, la unidad de cálculo puede dirigir correcciones sugeridas a un foróptero automatizado, que automáticamente se ajusta a esta corrección para ensayar sobre el paciente. En algunas realizaciones, la unidad de cálculo proporciona una salida en forma de un conjunto de correcciones sugeridas a un foróptero automatizado que  
ajustar consecutivamente las correcciones de modo que el paciente puede decidir subjetivamente mirando, por ejemplo, en un diagrama de ensayo o en un objetivo para ensayar la visión de cerca cuál de esas correcciones prefiere.

10 Son también posibles otras implementaciones. Por ejemplo, en algunas realizaciones, la unidad de cálculo proporciona salida a un dispositivo de presentación montado sobre la cabeza que utiliza ópticas activas para ajustar las correcciones de un modo similar a como lo haría un foróptero, pero permite una condición de ensayo más natural para el paciente llevando a cabo tareas visuales diferentes (por ejemplo, lectura, observación de una pantalla de ordenador o de televisión, observación de objetos a distancia). El dispositivo de presentación montado sobre la cabeza puede simular no solamente la prescripción sugerida de, por ejemplo, esfera, cilindro y eje, sino también el diseño óptico de la lente que el paciente va a utilizar posteriormente, por ejemplo, una lente progresiva.

15 En algunas realizaciones, el sensor de frente de ondas y la unidad de cálculo están integrados juntos con el foróptero o con el dispositivo de presentación montado sobre la cabeza, respectivamente. La integración de las diferentes unidades puede mejorar el flujo de trabajo en el proceso de determinación de prescripción. Como ejemplo, el paciente puede mirar a través del foróptero a un objeto adecuado en el infinito, mientras tiene lugar una medición del frente de ondas. A continuación, la función de mérito sobre un espacio o subespacios de optimización es calculada y presentada gráficamente al profesional del cuidado ocular y una primera corrección sugerida ajustada automáticamente en el  
20 foróptero o en el dispositivo de presentación montado sobre la cabeza. El profesional del cuidado ocular navega entonces a través de diferentes correcciones sugeridas de manera que el paciente puede confirmarlas subjetivamente.

25 El diagrama del ojo puede ser conectado al foróptero de manera que automáticamente presente el objetivo de ensayo apropiado u optotipo para la corrección sugerida, por ejemplo, el tamaño del optotipo o un objetivo específico que ha sido utilizado para detectar errores imperceptibles de visión. Puede ser ventajoso cuando la presentación del espacio de optimización, el foróptero y el diagrama del ojo son controlados desde una única interfaz, por ejemplo, en un panel de pantalla táctil o dispositivo de presentación y teclado del ordenador. Esta interfaz de control puede ser integrada por la unidad de cálculo y/o el foróptero o dispositivo de presentación montado sobre la cabeza.

30 Aunque la descripción anterior se refiere a implementaciones para corregir hasta aberraciones de segundo orden, en general, la invención no está limitada a aberraciones de segundo orden. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los métodos pueden ser expandidos para permitir la refracción utilizando aberraciones de orden superior. En tales casos, el espacio de optimización es expandido por una o más dimensiones adicionales, por ejemplo, para aberraciones de orden superior, tales como aberración esférica y/o croma. Tal refracción de orden superior puede a continuación ser utilizada por el profesional del cuidado ocular para especificar una corrección oftálmica que incluye una corrección de orden superior alterando la fase del frente de ondas incidente en el plano de la pupila de acuerdo con la corrección de la  
35 aberración de orden superior prescrita.

Además, aunque las realizaciones descritas anteriormente son en referencia a ayudas visuales para gafas, en general, las técnicas pueden ser aplicadas para determinar una prescripción para lentes de contacto o cirugía refractiva también.

Un número de realizaciones han sido descritas. Otras realizaciones están en las reivindicaciones.

40 Las características preferidas de la invención están recogidas en las siguientes cláusulas que siguen a la enseñanza de la decisión de solicitud J0015/88:

A. Un método para determinar una prescripción de gafas para un ojo, comprendiendo el método:

obtener datos de medición del frente de ondas indicativos de las propiedades de refracción del ojo (operación 110);

45 establecer mediante una unidad de cálculo un espacio de optimización multidimensional correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo; por lo que el espacio de optimización comprende las dimensiones correspondientes a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción para gafas (operación 120);

determinar mediante la unidad de cálculo un valor para una función de mérito para cada una de las prescripciones posibles en el espacio de optimización, en que el valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando es corregida utilizando la prescripción posible correspondiente (operación 140);

50 generar una representación de los valores de función de mérito evaluados en los puntos del espacio de optimización (operación 150); y

emitir o enviar la representación a un profesional de cuidado ocular.

B. El método de cláusula A, en el que establecer el espacio de optimización comprende definir rangos para uno o más parámetros que caracterizan la prescripción.



- C. El método de la cláusula B, en el que el uno o más parámetros que caracterizan la prescripción comprenden uno o más parámetros seleccionados del grupo que consiste de esfera, cilindro, eje, M, J0, y J45.
- D. El método de cláusula A, en el que el espacio de optimización en un espacio único.
- E. El método de cláusula D, en el que el espacio único es un espacio que tiene tres o más dimensiones.
- 5 F. El método de cláusula E, en el que las tres o más dimensiones incluyen esfera, cilindro y eje.
- G. El método de cláusula E, en el que las tres o más dimensiones incluyen M, J0 y J45.
- H. El método de cláusula A, en el que el espacio de optimización comprende dos o más subespacios.
- I. El método de cláusula H, en el que uno de los subespacios incluye una dimensión para esfera.
- 10 J. El método de cláusula I, en el que otro de los subespacios incluye una dimensión para cilindro y una dimensión para eje.
- K. El método de cláusula H, en el que uno de los subespacios incluye una dimensión para M.
- L. El método de cláusula K, en el que otro de los subespacios incluye una dimensión para J0 y una dimensión para J45.
- M. El método de cláusula A, en el que determinar el valor para la función de mérito comprende determinar una pluralidad de frentes de onda corregidos indicativos cada uno de las propiedades refractivas del ojo y la posible prescripción correspondiente.
- 15 N. El método de cláusula A, en el que la representación es una representación gráfica.
- O. El método de cláusula A, en el que la representación es emitida de modo que el profesional del cuidado ocular puede identificar una o más prescripciones correspondientes a un valor de función de mérito máximo a partir de la representación.
- 20 P. El método de cláusula A, en el que la representación es emitida de modo que el profesional del cuidado ocular puede identificar una o más prescripciones correspondientes a prescripciones a las que la visión resulta borrosa.
- Q. El método de cláusula A, en el que la representación es emitida de modo que el profesional del cuidado ocular puede identificar uno más prescripciones que corresponden a prescripciones que tienen un valor relativamente pequeño para cilindro, que tienen el eje del cilindro relativamente próximo a 0° o a 90°, que tienen una potencia esférica media relativamente más grande, correspondiente a una lente oftálmica relativamente ligera, que da una distorsión relativamente pequeña sobre un diseño de lente oftálmica particular, correspondiente a una pequeña profundidad de ablación para cirugía refractiva, y/o que está relativamente próxima a ciertos valores preestablecidos.
- 25 R. El método de cláusula A, en el que la representación comprende uno o más gráficos que muestran la función de mérito como una función de uno o más parámetros que definen el espacio de optimización.
- 30 S. El método de cláusula R, en el que el uno o más gráficos comprende un gráfico bidimensional.
- T. El método de cláusula S, en el que el gráfico bidimensional muestra los valores de función de mérito como una función de esfera.
- U. El método de cláusula R, en el que el uno o más gráficos comprende un gráfico tridimensional.
- 35 V. El método de cláusula U, en el que el gráfico tridimensional muestra los valores de función de mérito como una función de cilindro y eje.
- W. El método de cláusula A, en el que la representación es generada basándose en la medición de múltiples frentes de onda indicativos de las propiedades refractivas del ojo.
- X. El método de cláusula W, en el que diferentes frentes de ondas corresponden a diferentes condiciones de visión del ojo.
- 40 Y. El método de cláusula A, que comprende además realizar un ensayo adicional del ojo basado en la representación.
- Z. El método de cláusula Y, en el que el ensayo adicional es realizado utilizando un foróptero automatizado.
- AA. El método de cláusula Y, en el que el ensayo adicional es realizado utilizando un dispositivo de presentación sobre la cabeza.
- BB. Un sistema de tratamiento electrónico, configurado para ejecutar la cláusula A del método.

CC. Un medio legible por ordenador que tiene instrucciones ejecutables por ordenador para realizar la cláusula A.

DD. El sistema de tratamiento electrónico de la cláusula BB, en el que ejecutar el método de la reivindicación 1 comprende enviar datos sobre una red.

5 EE. El sistema de tratamiento electrónico de la cláusula BB, que comprende un ordenador con un dispositivo de presentación y un dispositivo de entrada, estando configurado el ordenador para ejecutar una o más operaciones del método.

FF. Un sistema que comprende:

un aberrómetro de frente de ondas configurado para medir un frente de ondas indicativo de las propiedades refractivas de un ojo durante el funcionamiento del sistema,

10 una unidad de cálculo configurada de manera que durante el funcionamiento del sistema, la unidad de cálculo recibe información acerca del frente de ondas medido a partir del aberrómetro del frente de ondas, establece un espacio de optimización multidimensional correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo; por lo que el espacio de optimización comprende las dimensiones correspondientes a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción de gafas y determina un valor para una función de mérito para la pluralidad de posibles prescripciones para el ojo, estando caracterizado por las correcciones esférico-cilíndricas, correspondiendo cada valor de función de mérito a una función visual del ojo cuando es corregida utilizando la posible prescripción correspondiente, y un dispositivo de salida configurado de modo que durante el funcionamiento del sistema, el dispositivo de salida recibe información basada en los valores de función de mérito y emite una representación gráfica de los valores de función de mérito a un profesional del cuidado ocular.

15 GG. El sistema de cláusula FF, en el que el aberrómetro del frente de ondas es un sensor de Hartmann-Shack, un aberrómetro de Tscherning, un aberrómetro de Talbot, o aberrómetro de doble pasada.

25 HH. El sistema de cláusula FF, en el que la unidad de cálculo comprende un procesador electrónico y un medio legible por ordenador, almacenando el medio legible por ordenador instrucciones que, cuando son ejecutadas por el procesador electrónico, hacen que el procesador electrónico determine los valores de la función de mérito basándose en la información procedente del aberrómetro de frente de ondas.

II. El sistema de cláusula FF, en el que el dispositivo de salida comprende un dispositivo de presentación electrónica.

JJ. El sistema de cláusula FF, en el que el dispositivo de salida comprende una impresora.

**REIVINDICACIONES**

1. Un método para determinar una prescripción de gafas para un ojo, comprendiendo el método:  
obtener datos de medición del frente de ondas indicativos de las propiedades refractivas del ojo (operación 110);  
establecer mediante una unidad de cálculo un espacio de optimización multidimensional correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo; por lo que el espacio de optimización comprende las dimensiones correspondientes a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción para gafas (operación 120);  
determinar mediante la unidad de cálculo un valor para una función de mérito para cada una de las prescripciones posibles en el espacio de optimización, en el que el valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando es corregida utilizando la posible prescripción correspondiente (operación 140);  
generar una representación de los valores de función de mérito evaluados en los puntos del espacio de optimización (operación 150); y  
emitir la representación a un profesional de cuidado ocular.
2. El método de la reivindicación 1, en el que el establecimiento del espacio de optimización (operación 120) comprende definir rangos de uno o más parámetros que caracterizan la prescripción.
3. El método de la reivindicación 2, en el que el uno o más parámetros que caracterizan la prescripción comprende uno o más parámetros seleccionados a partir del grupo que consiste de esfera, cilindro, eje, M, J0, y J45.
4. El método de la reivindicación 1, en el que la representación es una representación gráfica.
5. El método de la reivindicación 1, en el que la representación es emitida de modo que el profesional de cuidado ocular puede identificar una prescripción correspondiente a un valor de función de mérito medido a partir de la representación.
6. El método de la reivindicación 1, en el que la representación comprende uno o más gráficos que muestran la función de mérito como una función de uno o más parámetros que definen el espacio de optimización.
7. El método de la reivindicación 6, en el que el uno o más gráficos comprende un gráfico bidimensional.
8. El método de la reivindicación 7, en el que el gráfico bidimensional muestra los valores de función de mérito como una función de esfera.
9. El método de la reivindicación 6, en el que el uno o más gráficos comprende un gráfico tridimensional.
10. El método de la reivindicación 9, en el que el gráfico tridimensional muestra los valores de función de mérito como una función de cilindro y eje.
11. El método de la reivindicación 1, que comprende además realizar un ensayo adicional del ojo basado en la representación.
12. Un sistema de tratamiento electrónico, configurado para ejecutar el método de la reivindicación 1.
13. Un medio legible por ordenador que tiene instrucciones ejecutables por ordenador para realizar la reivindicación 1.
14. El sistema de tratamiento electrónico de la reivindicación 12, que comprende un ordenador con un dispositivo de presentación y un dispositivo de entrada, estando configurado el ordenador para ejecutar una o más operaciones del método.
15. Un sistema que comprende:  
un aberrómetro de frente de ondas configurado para medir un frente de ondas indicativo de las propiedades refractivas de un ojo durante el funcionamiento del sistema,  
una unidad de cálculo configurada de manera que durante el funcionamiento del sistema, la unidad de cálculo recibe información acerca del frente de ondas medido procedente del aberrómetro del frente de ondas, establece un espacio de optimización multidimensional correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones para el ojo; por lo que el espacio de optimización comprende las dimensiones correspondientes a las correcciones esférico-cilíndricas que caracterizan una prescripción de gafas y determina un valor para una función de mérito para la pluralidad de posibles prescripciones para el ojo, estando caracterizado por las correcciones esférico-cilíndricas, correspondiendo cada valor de función de mérito a una función visual del ojo cuando es corregida utilizando la posible prescripción correspondiente, y un dispositivo de salida configurado de modo que durante el funcionamiento del sistema, el dispositivo de salida recibe información basada en los valores de función de mérito y emite una representación gráfica de los valores de función de mérito a un profesional del cuidado ocular.



FIG. 1A



FIG. 1B

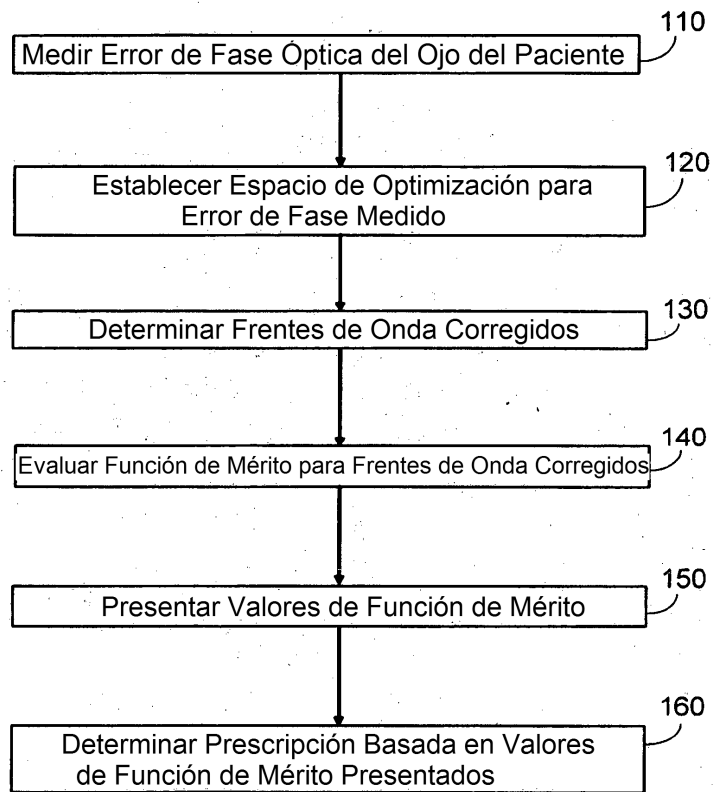


FIG. 2

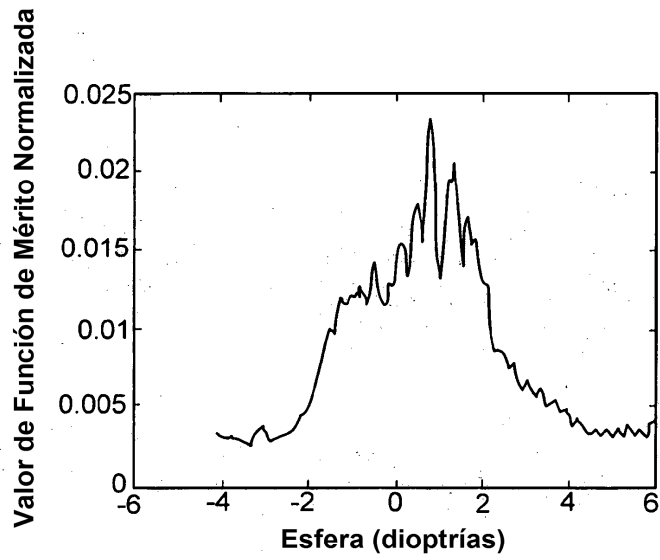


FIG. 3A

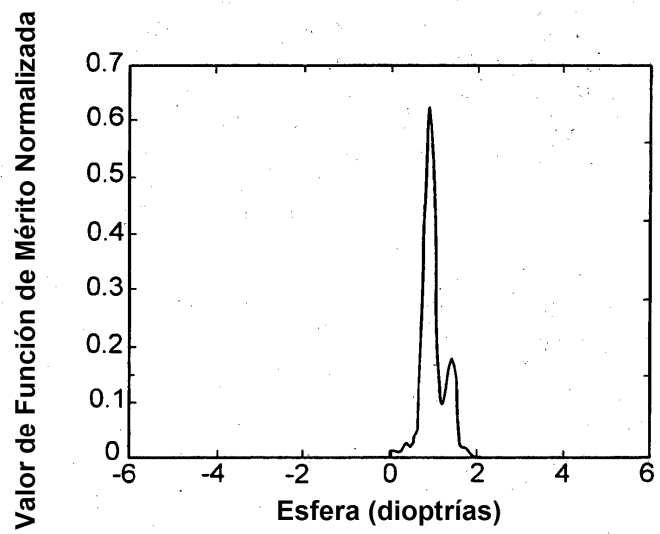


FIG. 3B

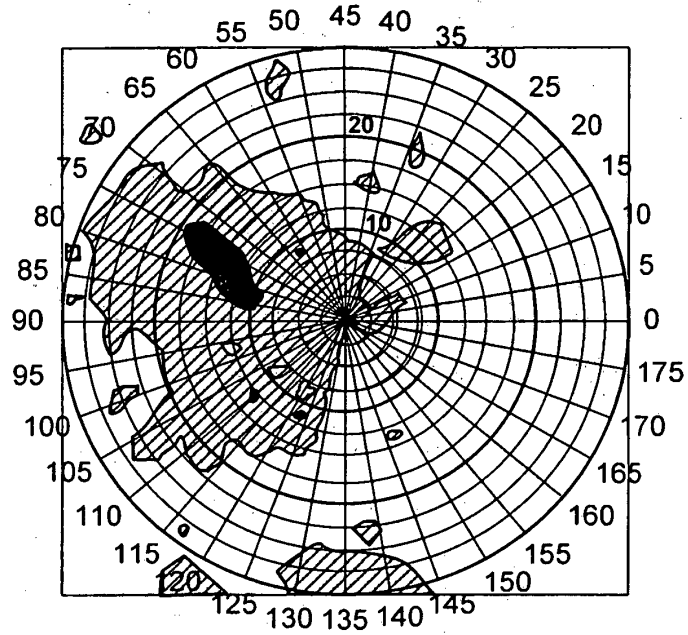


FIG. 4A

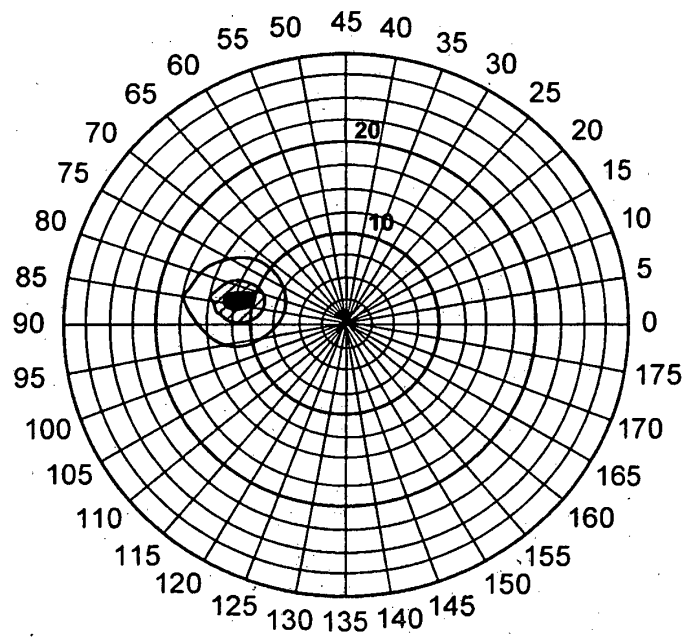


FIG. 4B