

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 737 857**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.09.2010 PCT/US2010/050988**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.01.2012 WO12008975**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.09.2010 E 10763289 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.05.2019 EP 2593830**

54 Título: **Lente progresiva con optimización de frente de onda**

30 Prioridad:

16.07.2010 US 365033 P

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

16.01.2020

73 Titular/es:

**CARL ZEISS VISION, INC. (50.0%)
2277 Pine View Way
Petaluma CA 94955, US y
CARL ZEISS VISION INTERNATIONAL GMBH
(50.0%)**

72 Inventor/es:

**SPRATT, RAY STEVEN;
MEISTER, DARRYL y
KRATZER, TIMO**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 737 857 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

Lente progresiva con optimización de frente de onda

Referencia cruzada a aplicaciones relacionadas

5 La presente solicitud reivindica prioridad sobre la solicitud de patente provisional N° 61/365.033, titulada "WAVEFRONT OPTIMIZED PROGRESSIVE LENS", presentada el 16 de julio de 2010, cuyo contenido completo se incorpora a la presente memoria por referencia.

Campo técnico

La presente invención se refiere a lentes oftálmicas y, más particularmente, a lentes progresivas y a métodos para diseñar dichas lentes.

10 Antecedentes

Las aberraciones de frente de onda son el resultado de diferencias en la longitud de la trayectoria óptica entre un frente de onda ideal que resultaría en un enfoque perfecto a través de un sistema óptico, por ejemplo, una lente oftálmica y el ojo, y el frente de onda aberrado que es producido por el sistema óptico real. Las aberraciones de frente de onda se clasifican frecuentemente por su orden radial, que indica la dependencia de la aberración del tamaño de la pupila. Los componentes ópticos del ojo humano adolecen de aberraciones de frente de onda tanto de "orden inferior" como de "orden superior". Las aberraciones de orden inferior de interés para la corrección de la visión son en realidad un subconjunto de las aberraciones de orden inferior, a las que se hace referencia como aberraciones de frente de onda de "segundo orden". Las aberraciones de segundo orden varían en función del cuadrado de la distancia desde el centro de la pupila o la abertura. Típicamente, estas aberraciones de frente de onda se corrigen con una prescripción de anteojos que incluye una componente de potencia esférica, una componente de potencia cilíndrica y una componente de eje que describe la orientación de la potencia cilíndrica.

Las aberraciones de orden superior (HOAs) representan aberraciones de frente de onda que varían como una función de orden cúbico o superior de la distancia desde el centro de la pupila o la abertura. Las HOAs del ojo incluyen aberraciones tales como, por ejemplo, coma, aberraciones de astigmatismo triangular y esféricas. Aunque estas aberraciones son frecuentemente de menor magnitud que las aberraciones de orden inferior, las HOAs del ojo pueden degradar también la calidad de la visión y limitar el rendimiento de la visión.

Es posible mejorar la calidad de la visión mediante la corrección de las HOAs del ojo, además de las aberraciones de orden inferior. Sin embargo, los procedimientos de examen ocular y de diseño de lentes para las prescripciones de anteojos (Rx) convencionales, típicamente, solo producen una corrección que minimiza la aberración de orden inferior del ojo. Esto es generalmente cierto para lentes monofocales, lentes bifocales y lentes progresivas.

Las lentes progresivas, a las que se hace referencia también como lentes de adición progresiva (PALs), lentes de potencia progresiva, lentes de prescripción graduadas y lentes varifocales o multifocales, son lentes correctivas usadas en los anteojos para corregir la presbicia y otros trastornos de adaptación. Se caracterizan por un gradiente de potencia creciente de la lente, que se añade a la corrección para el usuario para los otros errores de refracción. Típicamente, el gradiente empieza en la prescripción de visión lejana del usuario, en la parte superior de la lente y alcanza una potencia de adición máxima, o la adición de lectura completa, en la parte inferior de la lente. La potencia de adición final está entre 0,75 a 3,00 dioptrías para la mayoría de los usuarios. El valor de adición prescrito generalmente depende del nivel de presbicia del paciente y, frecuentemente, está estrechamente relacionado con la edad y, en menor medida, con la prescripción existente.

40 Con referencia a la Fig. 1, las PALs de propósito general pertenecen típicamente a una clase de superficies que incluyen cuatro características estructurales específicas: una zona 110 de visión lejana, una zona 120 de visión cercana, un corredor 130 progresivo y una región 140 difusa. La zona 110 de visión lejana es una región estabilizada en la parte superior de la lente que proporciona la prescripción de visión lejana especificada. La zona 120 de visión cercana proporciona una región estabilizada en la parte inferior de la lente que proporciona una potencia adicional especificada para la lectura. El corredor 130 progresivo conecta la zona 110 de visión lejana con la zona 120 de visión cercana y proporciona una visión intermedia o de rango medio. Las regiones 140 difusas son regiones periféricas de la lente y contienen astigmatismo de superficie, que produce desenfoque y distorsión y ofrecen sólo una mínima utilidad visual.

50 El documento WO 2008/089999 A1 divulga un método, un producto de programa informático y un sistema para diseñar o producir una lente para gafas para un usuario de gafas. Dicho método consiste en las siguientes etapas: se obtienen datos de usuario individuales o datos de aplicación del usuario de gafas; se determina el concepto de diseño para la lente para gafas que tiene múltiples puntos de evaluación; se determina una trayectoria de haz principal a través de la

5 pluralidad de puntos de evaluación; se especifica un frente de onda local para cada uno de los haces principales en las proximidades del haz principal respectivo; se determinan las propiedades ópticas de la lente para gafas en los puntos de evaluación mediante la determinación de una influencia de la lente para gafas sobre los frentes de onda locales en las proximidades del punto de evaluación respectivo; y se evalúa el concepto de diseño según las propiedades ópticas determinadas y los datos de usuario individuales. En particular, este documento describe cualitativamente la influencia del coma y de la aberración esférica sobre la potencia reflectora.

10 El documento WO 01/92948 A1 divulga un método para diseñar una superficie de un elemento óptico que incluye las etapas de prescribir los frentes de onda iniciales, seleccionar una representación parametrizada inicial de la superficie, elegir una función de coste que depende de los parámetros y optimizar la función de coste con respecto a los parámetros. La etapa de optimización incluye las etapas de calcular un frente de onda refractado para cada uno de los frentes de onda iniciales y calcular de manera analítica la derivada de la función de coste. El método puede incluir también las etapas para calcular previamente las funciones eikoniales entre puntos en las proximidades de los frentes de onda iniciales. A continuación, los frentes de onda refractados se calculan a partir de las funciones electrónicas calculadas previamente.

15 El documento US 2006/119791 A1 divulga un método para producir una lente que corrige las aberraciones de orden superior, tales como las que ocurren cuando el tejido retinal está dañado debido a un glaucoma o una degeneración macular. El método de fabricación permite muchas aplicaciones diferentes, incluyendo, pero sin limitarse a, lentes de supervisión y de transición.

20 El documento WO 02/098290 A2 divulga un método para proporcionar una refracción manifiesta objetiva del ojo de un paciente. El método incluye obtener al menos información de aberración de cuarto orden del frente de onda con polinomios de Zernike, ajustar un polinomio de solo segundo orden a los datos de al menos cuarto orden, y usar esta información para predecir la refracción manifiesta del paciente con una precisión que se aproxima a la refracción manifiesta subjetiva del paciente. El documento describe también un método para prescribir una corrección de visión precisa en base a la refracción manifiesta objetiva.

25 Sumario

Los diseños de lentes progresivas convencionales se basan típicamente en el supuesto de que los ojos del usuario están libres de aberraciones de orden superior (HOAs). Sin embargo, las lentes progresivas producen importantes aberraciones de tercer orden, tales como coma y astigmatismo triangular, en el interior del corredor progresivo y en los límites entre las zonas de visión centrales de la lente y las regiones periféricas. Tanto las aberraciones de orden inferior como las HOAs son inevitables en ciertas áreas de las lentes adicionales progresivas debido al uso de regiones difusas que proporcionan un cambio suave de potencia adicional sin líneas de demarcación visibles.

30 Es posible tener en cuenta las HOAs en el diseño de PAL mediante la evaluación de una función de coste en la que una descripción detallada del ojo (incluyendo las HOAs del ojo) se combina con una descripción detallada de la superficie de la lente (incluyendo las HOAs de la lente) en múltiples ubicaciones discretas sobre la superficie de la lente. Sin embargo, dichas funciones de coste pueden ser extremadamente costosas, en términos computacionales.

Los presentes inventores han descubierto que una función de coste en la optimización PAL puede permanecer esencialmente inalterada y no está acoplada directamente a la distribución detallada de las HOAs del ojo. Por el contrario, una distribución de vergencia objetivo para el ojo puede ser alterada usando solo la aberración en la lente y los coeficientes escalares derivados a partir de la aberración del ojo.

40 Este proceso puede permitir el uso de herramientas de diseño de lentes progresivas personalizadas actuales y bien probadas (tales como las divulgadas en los documentos US 4.838.675, US 6.956.682, US 7.334.245 y US 7.731.359, por ejemplo) para fabricar lentes con optimización de frente de onda (es decir, lentes que tienen en cuenta las HOAs del ojo). El método usa la función de coste original y solo altera la distribución de vergencia objetivo. No hay necesidad de combinar directamente las HOAs del ojo con las HOAs de la lente.

45 En general, el diseño de las lentes progresivas implica combinar métodos para obtener una Rx óptima, solo con corrección de segundo orden, en base a las aberraciones experimentadas por el ojo y optimizar una función de coste basada en ponderaciones espacialmente variables y una distribución de vergencia objetivo espacialmente variable. En general, las principales variables en este enfoque son cuántas HOAs considerar y cuántos coeficientes (por ejemplo, coeficientes de la serie de Taylor) calcular y aplicar para las diferentes HOAs. En general, se incluye un término de corrección de la serie de Taylor para el coma en la lente. La inclusión de HOAs de orden superior de la lente y términos de mayor potencia de la serie Taylor puede ser también beneficiosa.

50 Aunque un enfoque con serie de Taylor puede ser especialmente eficiente, pueden usarse otras formas de modificación de la vergencia objetivo distintas de escalar las HOAs de la lente usando los coeficientes de Taylor derivados a partir del ojo. Por ejemplo, podrían calcularse los coeficientes que acoplan las HOAs a las aberraciones de

segundo orden usando mínimos cuadrados. En algunas realizaciones, puede usarse una expansión en serie de Fourier o una expansión que usa polinomios de Chebychev.

A continuación, se resumen diversos aspectos de la invención, que se define en las reivindicaciones.

5 En general, en un primer aspecto, la invención presenta un método para diseñar una lente progresiva, en el que el método incluye obtener una medición de frente de onda de un ojo, en el que la medición de frente de onda incluye información acerca de las aberraciones de segundo orden del ojo y acerca de las aberraciones de orden superior del ojo; determinar un diseño inicial para la lente progresiva en base a la medición del frente de onda, en el que el diseño inicial incluye, para uno o más puntos en la lente, información acerca de las aberraciones de segundo orden de la lente progresiva y de las aberraciones de orden superior de la lente progresiva, en el que el diseño inicial proporciona una corrección objetivo para el ojo en ausencia de aberraciones de orden superior del ojo; determinar información acerca de la manera en la que los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a una corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo en base a la información derivada a partir de la medición del frente de onda; modificar el diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final de la lente progresiva, en el que la modificación tiene en cuenta una variación esperada de la corrección con relación a la corrección objetivo debida a una o más aberraciones de orden superior del diseño inicial de la lente progresiva y la información acerca de la manera en la que los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo; y generar el diseño final de la lente. El método de la reivindicación 1, en el que el diseño inicial de la lente progresiva se basa en la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo determinadas a partir de la medición del frente de onda.

20 Las implementaciones del método pueden incluir una o más de las siguientes características. Por ejemplo, el diseño inicial puede ser un diseño de lente progresiva corriente correspondiente a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo.

25 La determinación de la información acerca de la manera en la que una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo puede incluir determinar una expansión en una serie de potencias de las aberraciones del ojo. La expansión en una serie de potencias puede ser una expansión en una serie de Taylor. La expansión en una serie de potencias puede incluir un término lineal para al menos una aberración de tercer orden del ojo. La expansión en una serie de potencias puede incluir un término lineal para el coma.

30 La determinación de la información acerca de la manera en la que los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo puede incluir determinar una cantidad escalar que acopla cada una de las una o más de las aberraciones de orden superior del ojo con cada una de las correcciones de segundo orden.

Las aberraciones de orden superior del ojo pueden incluir aberraciones de tercer orden y/o aberraciones de cuarto orden.

35 La modificación del diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final de la lente progresiva puede incluir encontrar una vergencia del diseño inicial, modificar esa vergencia a una nueva vergencia objetivo, y optimizar un diseño de lente para que se corresponda con la nueva vergencia objetivo, en el que el diseño de lente optimizado es el diseño final de la lente progresiva.

40 La modificación del diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final de la lente progresiva puede incluir compensar previamente los valores de corrección de segundo orden en múltiples ubicaciones en el diseño inicial en base a una o más aberraciones de orden superior del diseño inicial de la lente progresiva en cada ubicación y a la información acerca de la manera en la que los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo. La modificación del diseño inicial de la lente puede incluir además optimizar un diseño de lente que tiene valores de corrección de segundo orden compensados previamente. La optimización puede ser realizada usando una función de coste. La optimización puede ser realizada determinando una suma de mínimos cuadrados de la función de coste.

45 El método puede incluir realizar una medición del ojo para obtener la medición del frente de onda.

El método puede incluir la fabricación de un elemento de lente progresiva en base al diseño final de la lente progresiva.

En otro aspecto, la invención presenta un elemento de lente progresiva producido según un diseño final de lente progresiva determinado usando el método anterior.

50 En general, en un aspecto adicional, la invención presenta un medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, codificado con instrucciones ejecutables que incluyen instrucciones operables en un procesador para determinar un diseño inicial para la lente progresiva en base a una medición del frente de onda del ojo, en el que el

diseño inicial incluye, para uno o más puntos en la lente, información acerca de las aberraciones de segundo orden de la lente progresiva y las aberraciones de orden superior de la lente progresiva, en el que el diseño inicial proporciona una corrección objetivo para el ojo en ausencia de aberraciones de orden superior del ojo; instrucciones operables en un procesador para determinar la información acerca de la manera en la que una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a una corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo en base a la información derivada a partir de una medición del frente de onda del ojo; instrucciones operables en un procesador para modificar el diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final de la lente progresiva, en el que la modificación tiene en cuenta una variación esperada de la corrección con relación a la corrección objetivo debida a una o más aberraciones de orden superior del diseño inicial de la lente progresiva y la información acerca de la manera en la que una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo; e instrucciones operables en un procesador para generar el diseño final de la lente progresiva.

Las realizaciones del medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, pueden incluir instrucciones correspondientes a características de otros aspectos.

En general, en otro aspecto, la invención presenta un sistema para determinar un diseño de lente progresiva para el ojo de un paciente, en el que el sistema incluye un procesador y el medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, codificado con instrucciones ejecutables del aspecto anterior, en el que, durante la operación, el procesador ejecuta las instrucciones almacenadas en el medio de almacenamiento y el sistema genera el diseño final de la lente progresiva.

En general, en un aspecto adicional, la invención presenta un método para diseñar una lente progresiva, en el que el método incluye determinar un diseño inicial para la lente progresiva en base a una prescripción para un ojo, en el que el diseño inicial proporciona una corrección objetivo para el ojo en ausencia de aberraciones de tercer orden u órdenes superiores del ojo; determinar cómo cambia la prescripción para el ojo debido a contribuciones de las aberraciones de tercer orden o de orden superior; determinar la información acerca de una o más aberraciones de tercer orden y orden superior de la lente para múltiples ubicaciones en el diseño inicial de la lente; modificar el diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final de la lente progresiva, en el que la modificación comprende compensar previamente el diseño inicial de la lente en las múltiples ubicaciones para tener en cuenta una variación esperada de la corrección para el ojo con relación a la corrección objetivo debida a las una o más aberraciones de tercer orden o de orden superior del diseño inicial de la lente progresiva y la manera en la que cambia la prescripción para el ojo debido a las contribuciones de las aberraciones de tercer orden o de orden superior; y generar el diseño final de la lente.

Las implementaciones del método pueden incluir una o más características de otros aspectos. En general, en un aspecto adicional, la invención presenta un medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, codificado con instrucciones ejecutables que incluyen instrucciones operables en un procesador para determinar un diseño inicial para la lente progresiva en base a una prescripción para un ojo, en el que el diseño inicial proporciona una corrección objetivo para el ojo en ausencia de aberraciones de tercer orden o de orden superior; instrucciones operables en un procesador para determinar la manera en la que cambia la prescripción para el ojo debido a las contribuciones de las aberraciones de tercer orden o de orden superior del ojo; instrucciones operables en un procesador para determinar información acerca de una o más aberraciones de tercer orden o de orden superior de la lente para múltiples ubicaciones en el diseño inicial de la lente; instrucciones operables en un procesador para modificar el diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final de la lente progresiva, en el que la modificación comprende compensar previamente el diseño inicial de la lente en las múltiples ubicaciones para tener en cuenta una variación esperada de la corrección para el ojo con relación a la corrección objetivo debida a las una o más aberraciones de tercer orden o de orden superior del diseño inicial de la lente progresiva y la manera en la que la prescripción para el ojo cambia debido a las contribuciones de las aberraciones de tercer orden o de orden superior del ojo; e instrucciones operables en un procesador para generar el diseño final de la lente.

Las realizaciones del medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, pueden incluir instrucciones correspondientes a características de otros aspectos.

En general, en otro aspecto, la invención presenta un sistema para determinar un diseño de lente progresiva para el ojo de un paciente, en el que el sistema incluye un procesador y el medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, codificado con instrucciones ejecutables, del aspecto anterior, en el que, durante la operación, el procesador ejecuta las instrucciones almacenadas en el medio de almacenamiento y el sistema genera el diseño final de la lente progresiva.

Los detalles de una o más realizaciones se exponen en los dibujos adjuntos y en la descripción siguiente. Otras características y ventajas serán evidentes a partir de la descripción y de los dibujos, y de las reivindicaciones.

Descripción de los dibujos

La Fig. 1 es un esquema de un sistema para fabricar una lente de adición progresiva (PAL);

La Fig. 2A es un esquema de una realización de un sistema usado para diseñar y fabricar una PAL

La Fig. 2B es un diagrama de flujo que muestra un método para diseñar una PAL;

La Fig. 3A es un gráfico de contorno de una distribución de astigmatismo objetivo ejemplar para una PAL;

5 La Fig. 3B es un gráfico de contorno de la distribución de astigmatismo objetivo mostrada en la Fig. 3A a lo largo de la distribución percibida por un usuario cuando se tienen en cuenta ciertas aberraciones de orden superior;

Las Figs. 4A-4D son gráficos de contorno de aberraciones de tercer orden para una PAL que tiene la distribución de astigmatismo mostrada en la Fig. 3A;

La Fig. 5 es un gráfico de contorno que muestra una distribución de astigmatismo compensada para una PAL y la distribución de astigmatismo resultante percibida por el usuario;

10 Las Figs. 6A y 6B son diagramas de contorno que muestran distribuciones de astigmatismo percibidas y diseñadas para otro ejemplo. La Fig. 6A muestra las distribuciones no compensadas, mientras que la Fig. 6B muestra las distribuciones compensadas para ciertas aberraciones de orden superior.

Los símbolos de referencia similares en los diversos dibujos indican elementos similares.

Descripción detallada

15 En general, existen numerosos enfoques para definir matemáticamente una superficie de una PAL. Dependiendo de las funciones matemáticas usadas por el diseñador de lentes para crear la superficie inicial, los parámetros de diseño fundamentales descritos anteriormente pueden definirse directamente en las ecuaciones o pueden obtenerse experimentalmente ajustando los parámetros relacionados. Si estas funciones son lo suficientemente sofisticadas como para producir una superficie de lente progresiva suficientemente adecuada y con un buen comportamiento, la superficie puede ser adecuada para su uso sin ningún refinamiento significativo.

20 Sin embargo, esta superficie (o superficies) "iniciales" es optimizada típicamente para minimizar la diferencia entre el rendimiento óptico de la lente y un rendimiento óptico objetivo. Normalmente, esto se realiza de manera numérica utilizando un software de diseño de lentes que intenta encontrar una superficie física que satisfaga tanto como sea posible los requisitos de rendimiento óptico ideales del diseño de lente. Esencialmente, el software minimiza las diferencias entre un valor de parámetro real que caracteriza la lente (por ejemplo, una forma de superficie o el rendimiento óptico) y un valor objetivo teórico para el parámetro.

25 Las PALs convencionales diseñadas de esta manera ignoran los efectos de las aberraciones de orden superior (HOAs) tanto del ojo como de la propia lente. Como resultado, la HOAs del ojo del usuario y de la lente causan una corrección óptica que la lente proporciona al usuario de manera que difiere de la corrección prevista por el diseñador de la lente. En otras palabras, la distribución de vergencia real para el usuario de la lente progresiva difiere de la distribución de vergencia objetivo (es decir, la vergencia que pretende proporcionar el diseñador de la lente). Aquí, la "distribución de vergencia" de una PAL se refiere a la forma (por ejemplo, la curvatura local) de un frente de onda transmitido por la PAL y proporciona una medida de los efectos de enfoque de la lente. Dichas variaciones con relación a la distribución de vergencia objetivo pueden resultar, por ejemplo, en cambios en el tamaño aparente, la ubicación y la simetría de las zonas claras de la lente, y/o en un aumento de la distorsión periférica. Además, en general, las HOAs del ojo varían de un individuo a otro. Como resultado, sus efectos deberían ser considerados para cada individuo, para cada orden de la PAL. Los métodos descritos en la presente memoria tienen en cuenta las HOAs de una manera que puede reducir las desviaciones de la distribución de vergencia real proporcionada por una PAL con relación a la distribución de vergencia objetivo prevista por el diseñador de lentes.

30 Con referencia a la Fig. 2A, un sistema 200 usado en el diseño y en la fabricación de una PAL incluye un dispositivo 210 de medición, una unidad 120 de procesamiento de datos y una unidad 230 de producción. El dispositivo 210 de medición se usa para determinar la aberración de frente de onda de un ojo (u ojos) para el usuario de la PAL. En general, pueden usarse una diversidad de dispositivos de medición, tales como un sensor de frente de onda (por ejemplo, un aberrómetro). Por ejemplo, puede usarse un sensor de frente de onda Shack-Hartmann. Los sensores de frente de onda están disponibles comercialmente en Abbott Medical Optics (Santa Ana, CA), Carl Zeiss Meditec (Dublin, CA) y Alcon (Fort Worth, TX), por ejemplo.

35 La unidad 220 de procesamiento de datos está dispuesta para recibir información acerca de la aberración de frente de onda del ojo desde el dispositivo 210 de medición y para procesar esta información para proporcionar un diseño para la PAL. A continuación, se describen los algoritmos ejemplares usados por la unidad 220 de procesamiento de datos. En general, pueden usarse una diversidad de unidades de procesamiento de datos diferentes. En general, dichas unidades incluyen uno o más procesadores electrónicos en comunicación con un medio legible por ordenador, no volátil, que almacena las instrucciones para llevar a cabo el algoritmo. La unidad de procesamiento de datos puede ser

un ordenador, independiente o en red. En algunas realizaciones, la unidad 220 de procesamiento de datos y el dispositivo 210 de medición son parte del mismo sistema, y el procesador o los procesadores electrónicos de la unidad de procesamiento de datos se usan tanto para analizar la información de frente de onda adquirida usando el dispositivo de medición para producir información acerca de las aberraciones del ojo como para procesar esa información para proporcionar el diseño de la PAL.

El diseño de lente producido usando la unidad 220 de procesamiento de datos es suministrado a la unidad 230 de producción, que produce la PAL según el diseño. La unidad 230 de producción puede ser una unidad convencional (por ejemplo, una unidad disponible comercialmente usada para producir PALs convencionales). En algunas realizaciones, el dispositivo 210 de medición, la unidad 220 de procesamiento de datos y la unidad 230 de producción forman parte de un único producto integrado, que puede instalarse en una única ubicación (por ejemplo, en un consultorio o laboratorio de profesionales oftalmológicos). En ciertas realizaciones, el dispositivo 210 de medición, la unidad 120 de procesamiento de datos y la unidad 230 de producción son todos ellos productos diferentes, en comunicación entre sí a través de una red de comunicaciones (por ejemplo, Internet).

La Fig. 2B muestra un diagrama de flujo 10 de un algoritmo para el diseño de PALs. Los diseños preparados usando este algoritmo tienen en cuenta las interacciones entre las HOAs del ojo y las HOAs de la lente para reducir las variaciones con relación a la vergencia objetivo que ocurriría, de lo contrario, si no se tuvieran en cuenta las HOAs.

La primera etapa es obtener información acerca de las aberraciones de frente de onda del ojo o de los ojos para los cuales se están diseñando las lentes (etapa 12). Esta información puede estar en forma de coeficientes de Zernike, por ejemplo. La expansión de los polinomios de Zernike puede ser derivada, por ejemplo, a partir de Gross et al, "Handbook of Optical Systems", Vol. 1 a 6, WILEY-VCH Publishing, Weinheim, 2007, ISBN: 978-3-527-40382-0". Esta información incluye tanto las aberraciones de segundo orden del ojo como las HOAs del ojo. Aunque una expansión de Zernike puede tener ciertas ventajas (por ejemplo, el uso de pocos coeficientes para transmitir información acerca de una abertura circular), en general, las HOAs pueden ser suministradas en una diversidad de formas, tales como otras funciones bidimensionales; una cuadrícula rectangular de valores, una expansión de Fourier, etc.

En la etapa 14, la información acerca de las aberraciones de segundo orden y las HOAs del ojo es extraída a partir de los datos de medición del frente de onda para proporcionar una prescripción ("Rx") para el ojo. La Rx corresponde a una corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo para lentes monofocales, proporcionada normalmente como un valor de potencia esférica o media ("MP"), cilíndrica ("cil") y eje del cilindro, o como MP, J_0 y J_{45} donde J_0 y J_{45} son las componentes de cilindros cruzados de Jackson de la corrección. Pueden usarse métodos de refracción de frente de onda convencionales para determinar la Rx para el ojo en base a los datos de medición de frente de onda.

Típicamente, la información acerca de las aberraciones de frente de onda del ojo es determinada para el plano de la pupila del ojo. Sin embargo, en realizaciones, el frente de onda aberrado puede propagarse (matemáticamente) desde el plano de la pupila a otro plano. Por ejemplo, el frente de onda aberrado puede propagarse a un plano para el cual se optimizará la PAL, tal como el plano del vértice posterior de la PAL. Esta propagación puede realizarse antes de la extracción de la información acerca de las aberraciones de diferentes órdenes determinadas en la etapa 14. Pueden usarse métodos convencionales de propagación de errores de frente de onda. Por ejemplo, en algunas realizaciones, puede usarse la propagación de frente de onda desde un plano a otro con el uso de polinomios de Zernike y monomios de Taylor según Guang-ming Dai et al., Applied Optics, Vol. 48, Número 3, pp. 477-488 (2009).

En la etapa 16, el método determina los coeficientes escalares que acoplan las HOAs del ojo a la corrección de segundo orden extraída en la etapa 14. Para hacer esto, se calcula el efecto de pequeños cambios en una o más HOAs del ojo sobre la corrección de segundo orden establecida para el ojo. Esto se explica a continuación para las aberraciones de tercer orden, pero, en general, el enfoque es aplicable también a las aberraciones de orden superior.

Para una expansión en serie de Taylor de primer orden general de una prescripción de antejo que tiene en cuenta las aberraciones de segundo orden y de tercer orden, hay doce coeficientes de expansiones; uno para cada acoplamiento entre las cuatro aberraciones de tercer orden con cada una de las tres correcciones de segundo orden (por ejemplo, J_0 y J_{45} para la potencia cil y MP para la potencia media). El cambio en la componente J_0 de la corrección de astigmatismo, por ejemplo, ΔJ_0 , viene determinado por

$$\Delta J_0 = \alpha_3^{-3} \Delta Z_3^{-3} + \alpha_3^{-1} \Delta Z_3^{-1} + \alpha_3^1 \Delta Z_3^1 + \alpha_3^3 \Delta Z_3^3,$$

donde los parámetros α se calculan a partir de las derivadas de las aberraciones del ojo obtenidas a partir de la medición del frente de onda, son Z_3^{-1} y Z_3^1 son los coeficientes de Zernike para el coma, y Z_3^{-3} y Z_3^3 son los coeficientes para el astigmatismo triangular. Por ejemplo,

$$\alpha_3^{-3} = \partial J_0 / \partial Z_3^{-3}, \text{ etc.}$$

En la práctica, las derivadas y, por lo tanto, los parámetros α , pueden estimarse volviendo a calcular las componentes Rx (es decir, MP , J_0 y J_{45}) para pequeños cambios en el coeficiente de Zernike. Por ejemplo,

5

$$\alpha_3^{-3} \approx (J_0(Z_3^{-3} = ojo + \varepsilon) - J_0(Z_3^{-3} = ojo)) / \varepsilon,$$

donde $J_0(Z_3^{-3} = ojo)$ es la componente cilíndrica original de la Rx del ojo, y $J_0(Z_3^{-3} = ojo + \varepsilon)$ es la componente de corrección recalculada con el coeficiente original de Z_3^{-3} reemplazado por $Z_3^{-3} + \varepsilon$, donde ε es pequeño (es decir, de manera que ε es insignificante).

10 De manera similar, para las otras componentes de corrección de segundo orden;

$$\Delta J_{45} = \beta_3^{-3} \Delta Z_3^{-3} + \beta_3^{-1} \Delta Z_3^{-1} + \beta_3^1 \Delta Z_3^1 + \beta_3^3 \Delta Z_3^3, \text{ y}$$

$$\Delta MP = \gamma_3^{-3} \Delta Z_3^{-3} + \gamma_3^{-1} \Delta Z_3^{-1} + \gamma_3^1 \Delta Z_3^1 + \gamma_3^3 \Delta Z_3^3,$$

donde

15

$$\beta_3^{-3} \approx (J_{45}(Z_3^{-3} = ojo + \varepsilon) - J_{45}(Z_3^{-3} = ojo)) / \varepsilon, \text{ etc. y}$$

$$\gamma_3^{-3} \approx (MP(Z_3^{-3} = ojo + \varepsilon) - MP(Z_3^{-3} = ojo)) / \varepsilon, \text{ etc.}$$

El resultado de lo anterior es un modelo simple de la manera en la que pequeñas contribuciones de las HOAs influyen sobre la Rx para el ojo.

20 En la etapa 18, un diseño inicial de PAL se calcula a partir de la Rx. Este diseño tiene en cuenta solo la corrección de segundo orden para el ojo. El diseño inicial de la PAL corresponde a un diseño de PAL convencional y puede corresponder a un diseño corriente (por ejemplo, un diseño de catálogo que proporciona la mejor coincidencia con la distribución de vergencia deseada) o puede optimizarse adicionalmente para proporcionar una distribución de vergencia que coincida de manera más estrecha con la distribución de vergencia objetivo que un diseño de lente corriente. A continuación se describen en detalle los métodos de optimización del diseño de lentes.

Una vez establecido el diseño inicial, en la etapa 20 se determinan las HOAs de la lente. Esto puede hacerse, por ejemplo, usando técnicas de trazado de rayos para establecer la forma de un frente de onda transmitido por la lente en múltiples ubicaciones a través de la superficie de la lente. Típicamente, esto implica establecer una cuadrícula de ubicaciones en la superficie de la lente en las que debe determinarse la información del frente de onda y trazar rayos a través de la lente en esos puntos. Durante un procedimiento de trazado de rayos típico, una unidad de procesamiento de datos determina la refracción de la luz a través del elemento de PAL trazando una cantidad de rayos desde un punto del objeto específico, suficiente para caracterizar las aberraciones de frente de onda de la lente en cada una de las ubicaciones de la cuadrícula hasta el orden elegido. Idealmente, todos estos rayos deberían converger en el plano focal ideal del ojo asociado con la distancia del objeto, aunque esto puede no ser posible matemáticamente en todos los puntos a través de la apertura de la lente. Puede usarse un software de modelado óptico disponible en el mercado para realizar el trazado de rayos. Los ejemplos de dichos programas incluyen Code V (de Optical Research Associates, Inc. de Pasadena, CA) o Zemax (de Zemax Development Corporation de Bellevue, WA).

En la etapa 22, el método determina los cambios en la corrección de segundo orden percibida por el ojo debidos a las HOAs de la lente calculadas en la etapa 20. Esta etapa implica evaluar, para cada punto de la cuadrícula en la lente, una diferencia entre la corrección objetivo que el diseñador de la lente desea proporcionar al paciente, y la corrección real proporcionada por la lente teniendo en cuenta la manera en la que las HOAs de la lente cambian la corrección de segundo orden proporcionada al ojo en base a los coeficientes escalares establecidos en la etapa 16.

Para usar un ejemplo sencillo, el diseñador puede desear proporcionar un valor MP de 1,0 dioptrías en una ubicación particular de la lente. Sin embargo, debido a las HOAs del diseño de lente establecido en la etapa 18, el MP real experimentado por el usuario es de 1,5 dioptrías, no de 1,0 dioptrías. En la etapa 22, el método calcula la diferencia entre el MP experimentado y el MP deseado en base a los coeficientes de acoplamiento entre el MP y las HOAs bajo consideración que se establecieron en la etapa 16 y en base a la magnitud de las HOAs establecidas en la etapa 20.

5 En la etapa 24, el método compensa previamente el diseño inicial de la lente en base a los cambios en la corrección de segundo orden percibida establecida en la etapa 22. Esto implica volver a asignar valores de corrección de segundo orden (por ejemplo, para MP , J_0 , J_{45}) de manera que la corrección experimentada por el usuario coincida con la corrección objetivo. Volviendo al ejemplo sencillo presentado anteriormente, esto implicaría volver a asignar un valor MP en la ubicación particular de la lente a valores nuevos (por ejemplo, 0,5 dioptrías) de manera que el MP experimentado sea de 1,0 dioptrías.

La cantidad en la que se ajusta cada término de corrección de segundo orden puede establecerse en una sola etapa. Por ejemplo, el ajuste puede establecerse simplemente como la diferencia entre el valor real y el valor deseado para cada término de corrección de segundo orden.

10 Considerando J_0 , el cambio ΔJ_0 debido a las HOAs de la lente influye en la distribución $J_0^{\text{diseño}}$ original, modificando el J_0^{total} total percibido por el usuario de la lente:

$$J_0^{\text{total}} = J_0^{\text{diseño}} + \Delta J_0$$

ΔJ_0 es una función de errores de tercer orden (y de órdenes superiores) y se caracteriza completamente en la etapa 22.

15 Una característica del método es el uso de coeficientes escalares (es decir, los parámetros de las derivadas de α , β , γ) derivados a partir de las HOAs del ojo para escalar/ponderar las HOAs de la lente. De esta manera, el método evita la necesidad de combinar directamente las HOAs del ojo con las HOAs de la lente. Esta característica del método se deriva del descubrimiento de que la función de coste en la optimización de la lente progresiva permanece inalterada y no está directamente acoplada a la distribución detallada de las aberraciones del ojo.

20 Una vez establecidos los ajustes para cada ubicación de la lente, puede determinarse un diseño de lente compensada previamente objetivo mediante la aplicación de los ajustes a las vergencias del diseño inicial en cada ubicación. A continuación, el método genera un diseño final de la PAL mediante la optimización del diseño objetivo compensado previamente. La optimización implica el uso de una función de coste para minimizar las diferencias entre la distribución de vergencia real y la distribución de vergencia objetivo en toda la abertura de la lente. Un proceso de optimización típico busca conseguir la distribución deseada de las potencias ópticas tan cercana como sea posible mediante la manipulación de una o más superficies lisas de un elemento de PAL. En múltiples puntos a través de la abertura de la lente, las diferencias en el rendimiento óptico entre el elemento PAL modelado y la distribución objetivo se evalúan usando trazado de rayos computarizado, por ejemplo, para una supuesta posición de uso, que representa la posición de la lente ajustada en el usuario.

30 En algunas realizaciones, la función de coste se aplica utilizando un método de elementos finitos, que usa funciones matemáticas para modelar superficies y encontrar soluciones que minimicen la función de coste. Se especifica una superficie de partida inicial, correspondiente al diseño PAL inicial y, a continuación, se modela matemáticamente usando el método de elementos finitos. Esto implica "discretizar" el área computacional de la superficie de la lente dividiendo las regiones de la superficie en elementos (por ejemplo, elementos cuadrados) a través de una cuadrícula o malla de referencia. Cada intersección entre estos elementos cuadrados representa una posición en la superficie de la lente, y se hace referencia a la misma como un nodo. Cada nodo contiene una matriz de cantidades matemáticas que pueden caracterizar la superficie en ese punto, incluyendo sus curvaturas locales. Estos nodos están conectados matemáticamente usando funciones base, tales como splines.

40 En regiones en la superficie en las que el rendimiento óptico es más crítico, o en las que cambia más rápidamente, la malla puede subdividirse según sea necesario en elementos más pequeños con nodos adicionales para permitir un control más estricto de la superficie en esas regiones. Las características de la superficie en estos nodos están conectadas sin discontinuidades mediante funciones matemáticas de tipo spline, que garantizan que la superficie mantenga una 2ª derivada continua entre estos puntos.

45 Primero, se determina una distribución objetivo de cantidades ópticas, que representa la distribución ideal de cantidades tales como la potencia media y el astigmatismo, para cada nodo y su punto correspondiente en la superficie de la lente. En general, una superficie suave no puede conseguir esta distribución objetivo, al menos para cada punto. El método de elementos finitos busca minimizar la diferencia entre el rendimiento óptico deseado en cualquier punto sobre la superficie y el rendimiento óptico real posible con una superficie continuamente suave. Esto se consigue minimizando la función de coste en cada nodo, que típicamente son ecuaciones de la forma:

$$50 \quad M = \sum_i W_i (A_i - T_i)^2$$

donde M es el valor de la función de coste a minimizar en una ubicación de nodo determinada, indexada por i , W es la ponderación, o factor de importancia, del valor del parámetro, A es el valor real del parámetro y T es el valor objetivo en

ese punto. Las funciones de coste se usan para encontrar una solución de "mínimos cuadrados". Los parámetros comunes a minimizar pueden incluir errores de potencia media, astigmatismo, gradientes de potencia, etc.

5 Las ponderaciones para estas cantidades pueden variar como una función de la ubicación del nodo, permitiendo que diferentes regiones de la superficie de la lente enfatizen diferentes atributos de rendimiento (por ejemplo, desenfoque en las zonas de visión centrales e inclinación de la imagen en la periferia). Pueden ponderarse también nodos individuales, o incluso colecciones de nodos. Algunas regiones de la lente deben mantener especificaciones ópticas exactas. Las zonas de visión centrales, por ejemplo, tienen una mayor ponderación de manera que el análisis consiga el rendimiento objetivo deseado en estas regiones, a expensas de las regiones periféricas, si es necesario.

10 El objetivo del método de elementos finitos es minimizar la suma total de todas las funciones de coste en toda la malla. La superficie real es manipulada repetidamente (por ejemplo, de manera iterativa) por el programa con el fin de reducir la suma de todo el rango de funciones de coste en todos los nodos. Eventualmente, estas iteraciones resultan en una superficie real que se acerca tanto como sea posible a la distribución óptica objetivo. Esencialmente, el proceso busca encontrar una superficie progresiva real que proporcione las ópticas deseadas en las zonas de visión centrales, mientras minimiza tanto como sea posible los errores ópticos en otros lugares.

15 Los parámetros para los cuales se optimiza la lente pueden calcularse directamente a partir de las características de la superficie, tales como las potencias de la superficie principal, o pueden derivarse después del primer trazado de rayos en una lente con las características de superficie deseadas. El trazado de rayos es el proceso de modelar el rendimiento óptico teórico de la lente tal como lo percibe el usuario con la lente en su posición de uso prevista, incluyendo la distancia del vértice y la inclinación pantoscópica, mediante el cálculo de la refracción de los rayos de luz que pasan a través de la lente desde diversos puntos del objeto.

20 El diseño optimizado de la PAL es enviado por la unidad de procesamiento de datos, por ejemplo, a la unidad de producción, en la etapa 26, donde se fabrica una PAL correspondiente al diseño optimizado.

25 Este método se explica más detalladamente mediante el siguiente ejemplo. La Fig. 3A muestra un ejemplo de una distribución de astigmatismo de un elemento PAL usado para corregir errores de vergencia astigmática de segundo orden. El círculo representa la apertura de la lente y se muestran los contornos para los valores de cil en pasos de 0,5 dioptrías. En este ejemplo, esta distribución de astigmatismo corresponde al astigmatismo para un diseño PAL inicial generado en la etapa 18 del método 10 descrito anteriormente.

30 Sin embargo, un usuario de una lente que tiene la distribución de astigmatismo mostrada en la Fig. 3A solo percibiría esa distribución exacta de astigmatismo si el ojo del usuario no tuviese HOAs. De lo contrario, las HOAs del ojo interactúan con las HOAs de la lente para cambiar el astigmatismo "efectivo" (y otros valores de los parámetros de Rx) de una manera espacialmente variable y complicada.

35 Las Figs. 4A-4D muestran las aberraciones de tercer orden de una PAL que tiene la distribución de astigmatismo mostrada en la Fig. 3A, suponiendo una pupila de 4 mm. Específicamente, las Figs. 4A y 4D muestran distribuciones para astigmatismo triangular, Z_3^{-3} y Z_3^3 , respectivamente), y las Figs. 4B y 4C muestran distribuciones para el coma, Z_3^{-1} y Z_3^1 respectivamente). Para este ejemplo, se supone que las aberraciones de cuarto orden son pequeñas y pueden ser ignoradas.

40 Para este ejemplo, supóngase que el único coeficiente distinto de cero de las HOAs individuales del ojo del usuario, de los cuatro coeficientes α , β y γ descritos anteriormente es $\alpha_3^{-1} = -5$. Entonces, el astigmatismo percibido por el usuario sería el astigmatismo de la lente, menos la Rx ahora variable del usuario. Bajo estas circunstancias, el cambio en la componente $J_\alpha(\rho, \theta)$ de la Rx viene determinado por

$$\Delta J_\alpha(\rho, \theta) = -5Z_3^{-1}(\rho, \theta)$$

45 donde $Z_3^{-1}(\rho, \theta)$ es la distribución Z_3^{-1} de coma de la lente mostrada en la Fig. 4B. El astigmatismo neto percibido por este usuario para esta lente se muestra mediante la gráfica de contorno en la Fig. 3B, trazada con el astigmatismo diseñado originalmente. Como es evidente a partir de esta gráfica, el efecto del término α_3^{-1} que acopla el coma de la lente a la corrección del astigmatismo del usuario es el de alterar el tamaño de la zona de lectura. En este caso, la zona de lectura percibida sería algo más pequeña de lo que pretendía el diseño.

Con el fin de compensar esta pérdida de área de lectura, el valor del cilindro de la Rx se modifica en una cantidad igual en magnitud y opuesta en signo. La Fig. 5 muestra el efecto de dicha modificación. La zona de lectura más amplia de la nueva corrección devuelve la zona de lectura efectiva para este usuario a la del diseño original.

50 Con referencia a las Figs. 6A y 6B, considérese un ejemplo adicional en el que hay un coeficiente de HOA individual distinto de cero adicional además del ejemplo discutido anteriormente. Aquí, se considera un coeficiente $\beta_3^{-3} = 5$, el que acopla el astigmatismo triangular de la lente con la otra componente cilíndrica de la corrección; J_{45} . Además del cambio

en el tamaño de la zona de visión cercana, el usuario percibiría también una rotación del límite de la zona de visión lejana, tal como se observa en el gráfico de la Fig. 6A.

5 La compensación previa del objetivo en este caso tiene el efecto de rotar la zona de visión lejana en la dirección opuesta, así como ampliar la zona cercana, de manera que la distribución de astigmatismo percibida por el usuario se restaure una vez más a la del diseño original, tal como es evidente a partir de la gráfica en la Fig. 6B.

10 En general, todos los coeficientes de acoplamiento, α_3^f , β_3^f , γ_3^f ($f = -3, -1, 1, 3$) pueden ser distintos de cero. La presencia de estos coeficientes de acoplamiento distintos de cero puede causar variaciones complicadas tanto en la distribución de astigmatismo como en la distribución de la potencia media. Las principales variables en este enfoque son cuántas HOAs considerar en la alteración de la distribución objetivo y cuántos coeficientes de acoplamiento ("serie de Taylor") calcular y aplicar a las diversas HOAs de la lente. En algunas realizaciones, se incluye un término de corrección de la serie de Taylor lineal para el coma en la lente. En algunas realizaciones, es posible que deban incluirse términos superiores a los términos de tercer orden (por ejemplo, términos de cuarto orden, términos de quinto orden). En general, la inclusión de HOAs de orden superior de la lente y términos de la serie de Taylor de potencia mayor puede ser beneficiosa.

15 Además, existen muchas maneras de modificar la distribución del diseño distintas de escalar las HOAs de la lente mediante el acoplamiento de los coeficientes (Taylor) derivados a partir de las HOAs del ojo. El enfoque de la serie de Taylor puede ser el más eficiente y puede proporcionar el mayor beneficio usando el menor número de coeficientes y el menor número de cálculos para conseguir una corrección satisfactoria de la distribución del diseño.

20 En general, los métodos descritos en esta memoria descriptiva pueden implementarse, parcial o totalmente, en circuitos electrónicos digitales, o en software, firmware o hardware de ordenador, incluyendo las estructuras divulgadas en la presente memoria descriptiva y sus equivalentes estructurales, o en combinaciones de uno o más de los mismos. Las implementaciones de la materia descrita en la presente memoria descriptiva pueden implementarse como uno o más programas de ordenador, es decir, uno o más módulos de instrucciones de programa de ordenador, codificados en un medio de almacenamiento de ordenador para su ejecución por, o para controlar la operación de, un aparato de procesamiento de datos. De manera alternativa o adicional, las instrucciones de programa pueden estar codificadas en una señal propagada generada artificialmente, por ejemplo, una señal eléctrica, óptica o electromagnética generada por una máquina que es generada para codificar información para su transmisión a un aparato receptor adecuado para su ejecución por un aparato de procesamiento de datos. Un medio de almacenamiento de ordenador puede ser, o puede estar incluido en, un dispositivo de almacenamiento legible por ordenador, un sustrato de almacenamiento legible por ordenador, una matriz o dispositivo de memoria de acceso aleatorio o en serie, o una combinación de uno o más de los mismos. Además, aunque un medio de almacenamiento de ordenador no es una señal propagada, un medio de almacenamiento de ordenador puede ser una fuente o un destino de instrucciones de programa de ordenador codificadas en una señal propagada generada artificialmente. El medio de almacenamiento de ordenador puede ser también, o puede estar incluido en, uno o más componentes o medios físicos separados (por ejemplo, múltiples CDs, discos u otros dispositivos de almacenamiento).

35 En las reivindicaciones se proporcionan otras realizaciones.

REIVINDICACIONES

1. Método implementado por ordenador para diseñar una lente progresiva, en el que el método comprende:
 - 5 (a) obtener (etapa 12) una medición de frente de onda de un ojo, en el que la medición de frente de onda comprende información acerca de las aberraciones de segundo orden del ojo y acerca de las aberraciones de orden superior del ojo;
 - (b) extraer (etapa 14) dicha información acerca de las aberraciones de segundo orden del ojo y dicha información acerca de las aberraciones de orden superior del ojo a partir de dicha medición de frente de onda y establecer una corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo;
 - 10 (c) calcular (etapa 16) el efecto de los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo sobre la corrección de segundo orden establecida en (b) para las aberraciones del ojo;
 - 15 (d) determinar (etapa 18) un diseño inicial para la lente progresiva que tiene en cuenta solo la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo en base a dicha información extraída en (b), en el que el diseño inicial comprende, para uno o más puntos en la lente progresiva, información acerca de las aberraciones de segundo orden de la lente progresiva y las aberraciones de orden superior de la lente progresiva, en el que el diseño inicial proporciona una corrección objetivo para el ojo en ausencia de las aberraciones de orden superior del ojo, en el que la corrección objetivo comprende la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo.
 - (e) determinar (etapa 20) dichas aberraciones de orden superior de la lente progresiva;
 - 20 (f) determinar (etapa 22) los cambios a la corrección de segundo orden percibida por el ojo debido a las aberraciones de orden superior de la lente progresiva determinada en (e) según el efecto calculado en (c);
 - (g) modificar (etapa 24) el diseño inicial para la lente progresiva para proporcionar un diseño final para la lente progresiva, en el que la modificación tiene en cuenta una variación esperada de la corrección con relación a la corrección objetivo debido a una o más aberraciones de orden superior del diseño de lente inicial para la lente progresiva y los cambios determinados en (f); y
 - 25 (h) generar (etapa 26) el diseño final.
2. Método según la reivindicación 1, en el que el diseño inicial es un diseño de lente progresiva corriente correspondiente a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo.
3. Método según la reivindicación 1, en el que la determinación de los cambios en (f) comprende determinar una expansión en serie de potencias de las aberraciones del ojo.
- 30 4. Método según la reivindicación 3, en el que la expansión en serie de potencias es una expansión en serie de Taylor.
5. Método según la reivindicación 3 o 4, en el que la expansión en serie de potencias comprende un término lineal para al menos una aberración de tercer orden del ojo.
- 35 6. Método según la reivindicación 3, 4 o 5, en el que la expansión en serie de potencias comprende un término lineal para el coma.
7. Método según la reivindicación 1, en el que la determinación de los cambios en (f) comprende determinar una cantidad escalar que acopla cada una de las una o más de las aberraciones de orden superior del ojo a cada una de las correcciones de segundo orden.
- 40 8. Método según la reivindicación 1, en el que las aberraciones de orden superior del ojo comprenden aberraciones de tercer orden.
9. Método según la reivindicación 8, en el que las aberraciones de orden superior comprenden, además aberraciones de cuarto orden.
- 45 10. Método según la reivindicación 1, en el que la modificación del diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final para la lente progresiva comprende encontrar una distribución de vergencia del diseño inicial, modificar esa distribución de vergencia a una nueva distribución de vergencia objetivo y optimizar un diseño de la lente para que corresponda a la nueva distribución de vergencia objetivo, en el que el diseño de lente optimizado es el diseño final para la lente progresiva.

- 5 11. Método según la reivindicación 1, en el que la modificación del diseño inicial para la lente progresiva para proporcionar un diseño final para la lente progresiva comprende compensar previamente valores de corrección de segundo orden en múltiples ubicaciones en el diseño inicial para la lente progresiva en base a las una o más aberraciones de orden superior del diseño inicial para la lente progresiva en cada ubicación y la información acerca de la manera en la que los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo afectan a la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo.
12. Método según la reivindicación 11, en el que la modificación del diseño inicial para la lente progresiva comprende además optimizar un diseño de lente que tiene valores de corrección de segundo orden compensados previamente.
- 10 13. Método según la reivindicación 12, en el que la optimización se realiza usando una función de coste.
14. Método según la reivindicación 13, en el que la optimización se realiza determinando una suma de mínimos cuadrados de la función de coste.
15. Método según la reivindicación 1, que comprende además realizar una medición del ojo para obtener la medición de frente de onda.
- 15 16. Método según la reivindicación 1, que comprende además fabricar un elemento de lente progresiva en base al diseño final de la lente progresiva.
17. Medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, codificado con instrucciones ejecutables, que comprende:
- 20 (a) instrucciones operables en un procesador para obtener (etapa 12) una medición de frente de onda de un ojo, en el que la medición de frente de onda comprende información acerca de las aberraciones de segundo orden del ojo y acerca de las aberraciones de orden superior del ojo;
- 25 (b) instrucciones operables en un procesador para extraer (etapa 14) dicha información acerca de las aberraciones de segundo orden del ojo y dicha información acerca de las aberraciones de orden superior del ojo a partir de dicha medición de frente de onda y para establecer una corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo;
- (c) instrucciones operables en un procesador para calcular (etapa 16) el efecto de los cambios en una o más aberraciones de orden superior del ojo sobre la corrección de segundo orden establecida en (b) para las aberraciones del ojo;
- 30 (d) instrucciones operables en un procesador para determinar (etapa 18) un diseño inicial para la lente progresiva que tenga en cuenta solo la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo en base a dicha información extraída en (b), en el que el diseño inicial comprende, para uno o más puntos en la lente progresiva, información acerca de las aberraciones de segundo orden de la lente progresiva y las aberraciones de orden superior de la lente progresiva, en el que el diseño inicial proporciona una corrección objetivo para el ojo en ausencia de las aberraciones de orden superior del ojo, en el que la corrección objetivo comprende la corrección de segundo orden para las aberraciones del ojo;
- 35 (e) instrucciones operables en un procesador para determinar (etapa 20) dichas aberraciones de orden superior de la lente progresiva;
- (f) instrucciones operables en un procesador para determinar (etapa 22) cambios a la corrección de segundo orden percibida por el ojo debido a las aberraciones de orden superior de la lente progresiva determinadas en (e) en base al efecto calculado en (c);
- 40 (g) instrucciones operables en un procesador para modificar (etapa 24) el diseño inicial para la lente progresiva para proporcionar un diseño final para la lente progresiva, en el que la modificación tiene en cuenta una variación esperada de la corrección con relación a la corrección objetivo debida a una o más aberraciones de orden superior del diseño inicial para la lente progresiva y los cambios determinados en (f); y
- 45 (h) instrucciones operables en un procesador para generar (etapa 26) el diseño final de la lente progresiva.
18. Sistema para determinar un diseño para una lente progresiva para el ojo de una persona, que comprende:
un procesador, y

el medio de almacenamiento legible por ordenador, no transitorio, codificado con instrucciones ejecutables, según la reivindicación 17,

en el que, durante la operación, el procesador ejecuta las instrucciones almacenadas en el medio de almacenamiento y el sistema genera el diseño final de la lente progresiva.

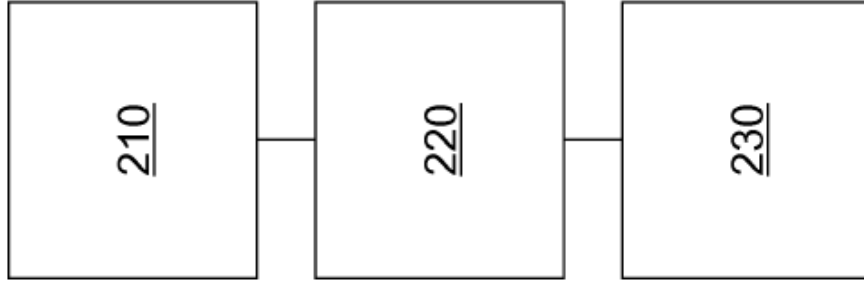


FIG. 2A

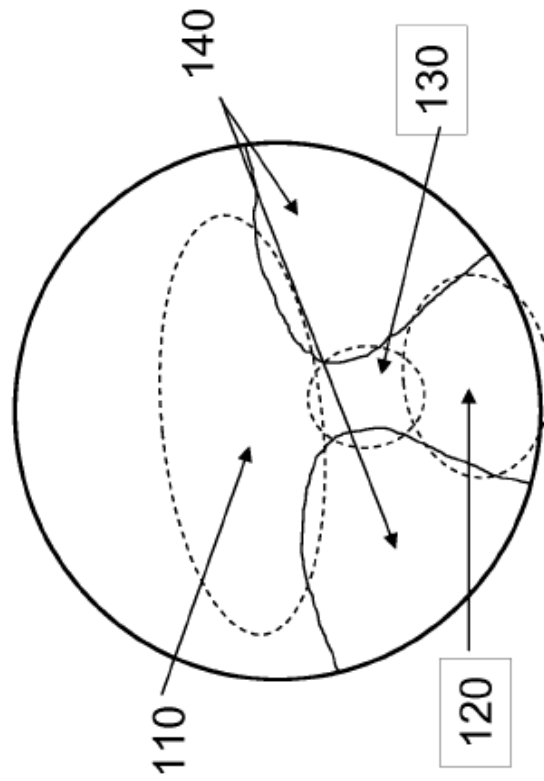
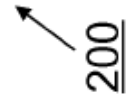


FIG. 1



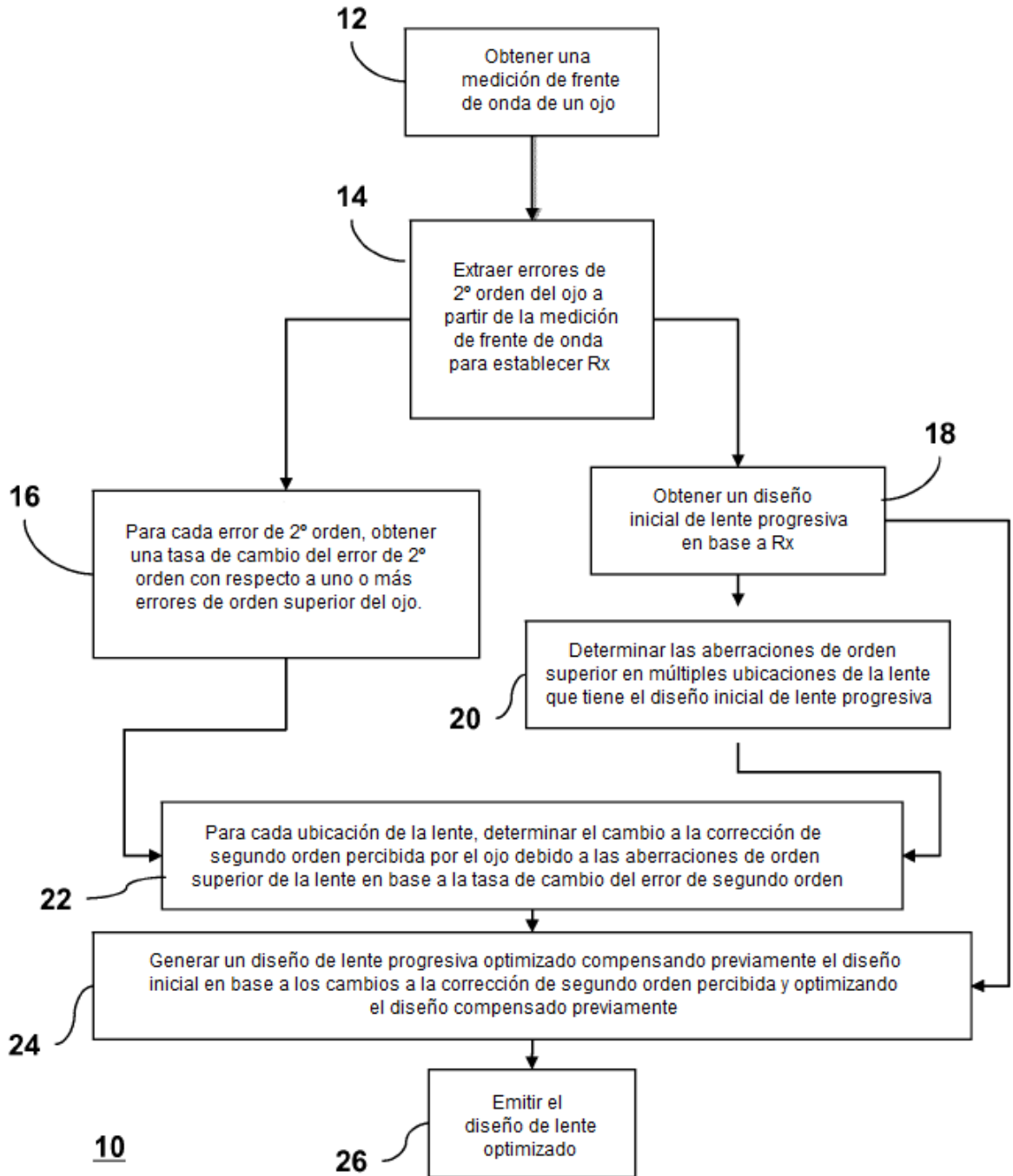


FIG. 2B

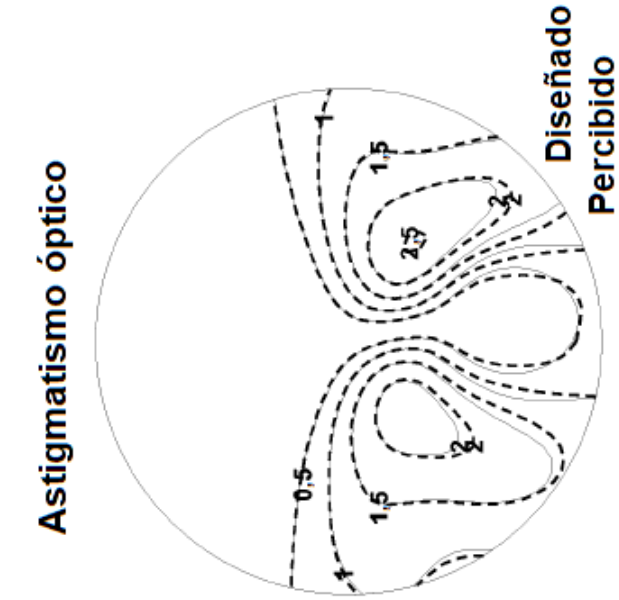


FIG. 3B

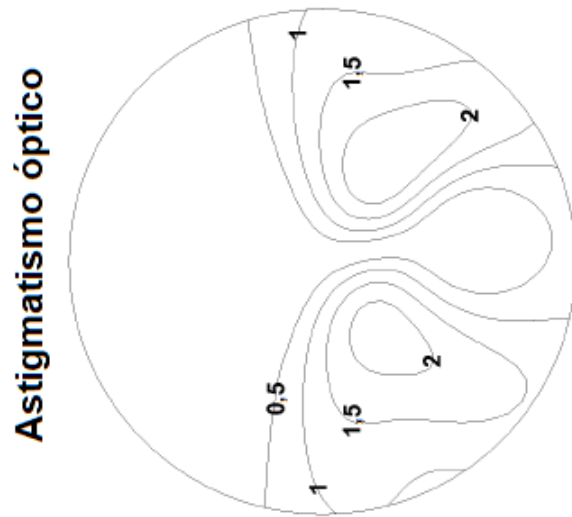


FIG. 3A

**Astigmatismo
triangular Z_3^3**

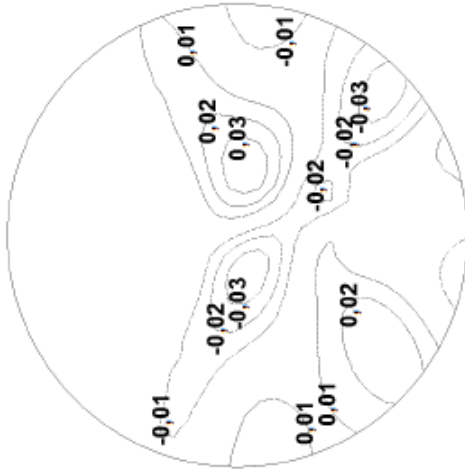


FIG. 4A

Coma Z_3^{-1}

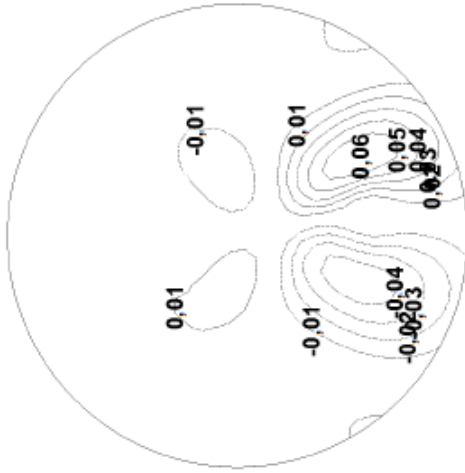


FIG. 4B

**Astigmatismo
triangular Z_3^3**

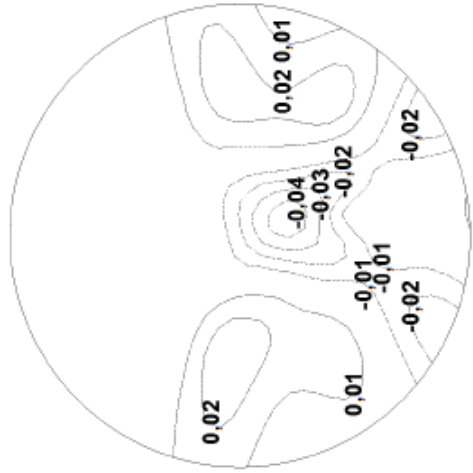


FIG. 4D

Coma Z_3^1

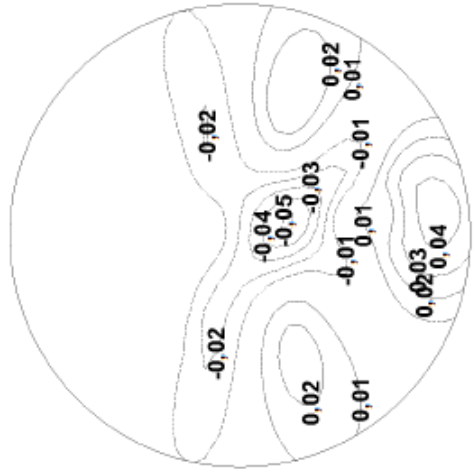


FIG. 4C

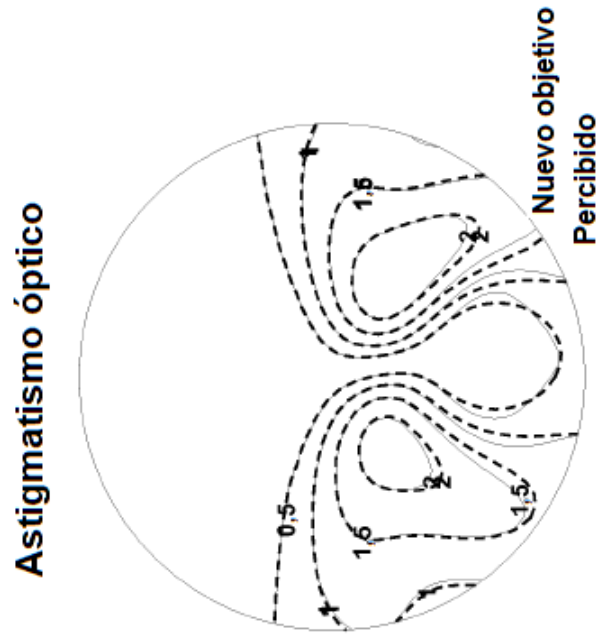


FIG. 5

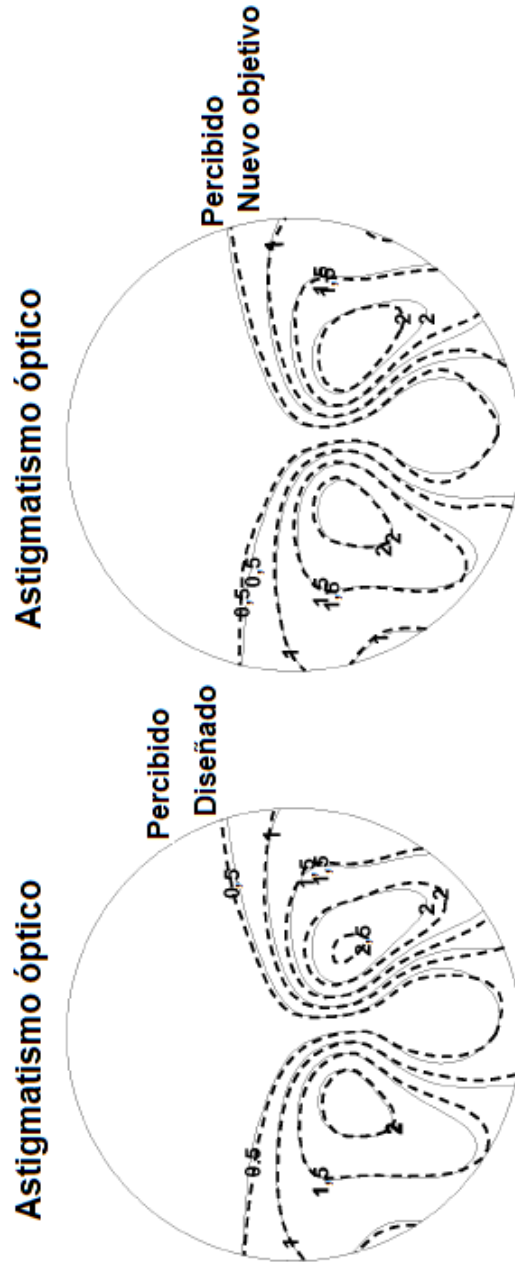


FIG. 6B

FIG. 6A