

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 711 227**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02 (2006.01)

G02C 7/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.07.2017** E 17183331 (2)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.11.2018** EP 3276400

54 Título: **Procedimiento para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva teniendo en cuenta las aberraciones del ojo de orden superior**

30 Prioridad:

27.07.2016 WO PCT/US2016/044267

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

30.04.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

SPRATT, RAY STEVEN

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 711 227 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Procedimiento para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva teniendo en cuenta las aberraciones del ojo de orden superior

5 La presente invención se refiere a un procedimiento para determinar un diseño, en particular un diseño mejorado, de una lente progresiva. En particular, el procedimiento puede ser un procedimiento implementado por ordenador. Además, la presente invención está relacionada con un procedimiento para fabricar una lente progresiva. Aún más, la presente invención está dirigida a un sistema para determinar un diseño de una lente progresiva, en particular un diseño mejorado de una lente progresiva. Aún más, se proporciona un producto de programa informático, en particular un producto de programa informático no transitorio. Aún más, se proporciona un elemento de lente progresiva fabricado según el procedimiento de fabricación.

10 El ojo humano ametrópico tiene errores de refracción que, en una primera aproximación, pueden describirse en términos de una esfera, un cilindro y una orientación del eje. Esto se basa en el supuesto de que un defecto visual se puede corregir aproximadamente a través de una lente con superficies sencillas, como toroides y esferas. Esta aproximación puede corregir un error en la refracción de los rayos de luz que entran en el centro de la pupila del ojo.

15 Si bien es habitual determinar los errores refractivos del ojo humano basándose en la refracción subjetiva del paciente sometido a examen al presentarle una pluralidad de optotipos a través de lentes de diferente poder refractivo, la llamada refracción subjetiva o refracción manifiesta, la posibilidad de medir los errores de refracción del ojo ha estado disponible desde hace varios años, la llamada refracción objetiva. Además, es posible medir la potencia refractiva del ojo en toda la pupila. Los errores medibles incluyen, por ejemplo, aberración esférica, coma, error de trébol, aberraciones esféricas de orden superior, etc. En ciertas implementaciones, el procedimiento de refracción objetiva está basado en determinar el frente de onda de un haz de luz de propagación. El principio funcional de un refractor de frente de onda se describe en el documento US 6,382,795 B1, que se incorpora aquí por referencia y para el cual se pueden buscar características de protección, y también incluye una sinopsis de una pluralidad de variantes diferentes.

20 Los errores de refracción o los errores de imagen del ojo humano pueden describirse matemáticamente mediante los llamados polinomios de Zernike. Los errores del ojo con respecto a la esfera, el cilindro y el eje se pueden describir, por ejemplo, a través de polinomios de Zernike de segundo orden. Por lo tanto, estos errores a menudo se denominan aberraciones de segundo orden o aberraciones de orden inferior. Otros errores pueden ser descritos a través de polinomios de Zernike de orden superior. Por lo tanto, estos errores en general se conocen como aberraciones de orden superior. La información obtenida de un refractor de frente de onda se puede utilizar en el desarrollo de ayudas visuales mejoradas o procedimientos mejorados de corrección de la vista. Un ejemplo bien conocido de un procedimiento de corrección de la vista es el procedimiento de cirugía refractiva guiada por frente de onda. En este procedimiento, se elimina un volumen de cualquier geometría deseada de la superficie de la córnea a fin de corregir los errores de refracción, incluidos los de orden superior. En general, para determinar la prescripción de unas gafas como ayuda visual, un profesional de la salud ocular determina varios parámetros. En el caso de las lentes para gafas, por ejemplo, los más relevantes son: valores refractivos, generalmente dados en forma de esfera, cilindro y eje; parámetros de ajuste, tales como distancia de la pupila, altura de ajuste, ángulo pantoscópico y otros; y la adición de visión cercana, por ejemplo, en el caso de lentes progresivas. Para las lentes de contacto, el conjunto de parámetros generalmente incluye al menos los valores refractivos, similares a las lentes para gafas y la curvatura corneal.

30 El documento WO 2010/142888 A1 muestra una lente para gafas generalmente adaptada para corregir un defecto ocular.

45 El documento US 2005/0104240 A1 muestra un procedimiento para fabricar una lente óptica que está configurada para corregir aberraciones de orden superior. El documento US 7,063,421 B2 muestra una lente para gafas con pequeñas aberraciones de orden superior. El documento US 8,992,013 B2 muestra un procedimiento de diseño de una lente adicional progresiva. El documento US 2005/0270482 A1 muestra un procedimiento adicional para diseñar una lente progresiva. El documento US 2011/0255052 A1 muestra un procedimiento para optimizar una lente para gafas para las aberraciones del frente de onda de un ojo y una lente.

50 Además, el documento US 8,985,767 B2 muestra un procedimiento para diseñar una lente progresiva. El procedimiento incluye obtener una medición del frente de onda de un ojo, determinar un diseño inicial de la lente progresiva en base a la medición del frente de onda, determinar información sobre cómo los cambios en una o más aberraciones del ojo de orden superior afectan una corrección de segundo orden de las aberraciones del ojo, en base a información derivada de la medición del frente de onda, modificar el diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final progresivo de la lente, y generar el diseño final de la lente.

55 Las lentes progresivas están diseñadas para proporcionar al usuario una distribución específica de potencias ópticas, incluida una distribución de un error astigmático que no se puede evitar por completo. Por lo general, estos diseños suponen eficazmente que los ojos del usuario no tienen aberraciones superiores al segundo orden. Sin embargo, las potencias ópticas, así como el error astigmático, percibido por el usuario se modifican mediante

5 aberraciones de orden superior, o HOA, en los ojos de cada usuario individual. Una solución se describe, por ejemplo, en el documento US 8,985,767 B2 lo que modifica la distribución de la potencia objetivo y está basado en una optimización ponderada para producir una lente mejorada. Sin embargo, la nueva distribución de la potencia objetivo podría no ser físicamente alcanzable. Por lo tanto, la modificación de la lente original o el diseño inicial dependerá en gran medida de la distribución específica de los pesos utilizados en la optimización y podría no reflejar automáticamente los aspectos más críticos del diseño.

10 El documento US 2011/0255052 A1 muestra un procedimiento para diseñar un elemento de lente oftálmica, el procedimiento que comprende las etapas para determinar la aberración del frente de onda de un ojo en un plano de referencia, en el que la aberración del frente de onda del ojo se puede describir mediante una primera serie de polinomios de orden ascendente hasta un primer orden específico y los primeros coeficientes correspondientes; y determinar una primera corrección de la visión de un segundo orden específico para obtener un elemento de lente oftálmica adaptada; determinar al menos un punto especificado sobre una abertura del elemento de lente oftálmica adaptada; determinar una aberración del frente de onda de orden superior en el plano de referencia para cada punto específico del elemento de lente oftálmica adaptada, en el que la aberración del frente de onda de orden superior puede ser descrita por una tercera serie de polinomios de orden ascendente por encima del segundo orden específico hasta del primer orden específico inclusive y los terceros coeficientes correspondientes; determinar una segunda corrección de la visión del segundo orden específico para cada uno de los puntos especificados para obtener un elemento de lente oftálmica optimizado en base a la primera corrección de la visión hasta del segundo orden específico inclusive, y en base a los primeros y terceros coeficientes combinados por encima del segundo orden específico hasta del primer orden específico inclusive. Además, la presente invención está dirigida a un procedimiento para fabricar un elemento de lente oftálmica, un producto de programa informático y un sistema para llevar a cabo los procedimientos.

25 El documento US 2005/0270482 A1 muestra un procedimiento y se describe un sistema para diseñar una lente progresiva. El procedimiento incluye modificar un diseño de lente progresiva de referencia que tenga un diseño periférico que sea adecuado para un usuario y características de diseño con valores conocidos. La modificación del diseño de lente progresiva de referencia proporciona un nuevo diseño de lente progresiva en el que al menos una de las características de diseño se ha personalizado según las preferencias del usuario. El nuevo diseño de lente progresiva tiene sustancialmente el mismo diseño periférico que el diseño de lente progresiva de referencia.

30 El documento US 8 985 767 B2 muestra un procedimiento para diseñar una lente progresiva. El procedimiento incluye obtener una medición de frente de onda de un ojo, determinar un

35 diseño inicial de la lente progresiva en base a la medición del frente de onda, determinar la información sobre cómo los cambios en una o más aberraciones del ojo de orden superior afectan una corrección de segundo orden de las aberraciones del ojo en función de la información derivada de la medición del frente de onda, modificar el diseño inicial de la lente progresiva para proporcionar un diseño final progresivo de la lente, y generar el diseño final de la lente.

Por lo tanto, sigue existiendo la necesidad en la técnica de proporcionar un diseño mejorado de una lente progresiva que tenga en cuenta las aberraciones de orden superior de los ojos de un usuario individual. En particular, el procedimiento, al mismo tiempo, proporcionará una buena superficie progresiva y sencilla a la vez. Además, el procedimiento puede requerir una menor potencia de cálculo.

40 Por lo tanto, según un primer aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento implementado por ordenador para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva, el procedimiento que comprende las siguientes etapas:

- Obtener una información sobre aberración de un ojo, la información sobre aberración que comprende aberraciones del ojo de orden inferior y aberraciones del ojo de orden superior, en el que las aberraciones de orden inferior son aberraciones de hasta segundo orden radial inclusive en el caso de polinomios de Zernike;
- 45 • Obtener una distribución de la potencia óptica de diseño, en el que la distribución de la potencia óptica de diseño está diseñada para corregir las aberraciones del ojo de orden inferior y para proporcionar una potencia de adición deseada en base a un modelo de las aberraciones del ojo, en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive;
- 50 • Calcular una distribución de la potencia óptica percibida por el ojo en base al primer diseño de la lente progresiva, las aberraciones del ojo de orden inferior y las aberraciones del ojo de orden superior, que son las aberraciones de orden inferior y las aberraciones de orden superior de la información sobre aberración obtenida del ojo;
- 55 • Determinar una traslación del primer diseño de la lente progresiva, en particular en un plano oblicuo o perpendicular a una dirección de la distancia entre el primer diseño de la lente progresiva y el ojo, y/o una rotación del primer diseño de la lente progresiva, en particular en el plano, de manera que se minimice una desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño; y

- Determinar el diseño mejorado de la lente progresiva mediante la traslación y/o la rotación del primer diseño de la lente progresiva según la traslación y/o rotación determinadas.

En lugar de añadir una modificación general al diseño objetivo según se contempla en la técnica anterior, la presente invención se propone hacer coincidir las potencias ópticas percibidas con las potencias ópticas del diseño mediante unas modificaciones físicamente alcanzables, concretamente, traslaciones y una rotación. Esto desplaza la carga de proporcionar aspectos del cambio de diseño de los pesos en la optimización a unos pocos parámetros, concretamente, las traslaciones y la rotación que se pueden extraer a partir de la distribución de la potencia óptica percibida. En particular, dado el primer diseño de la lente progresiva, la traslación y la rotación contempladas se pueden llevar a cabo en un "procesamiento posterior" sin cambiar la forma de la superficie del diseño de la lente progresiva. Esta forma de superficie del diseño se traslada y se gira en relación con el ojo, lo que conlleva nuevas ubicaciones para el punto de ajuste y, por ejemplo, para el punto de referencia de diseño lejano y el punto de referencia de diseño cercano. Se ha encontrado que mediante una mera traslación y rotación, se puede conseguir una coincidencia significativa entre las potencias ópticas percibidas y las potencias ópticas de diseño teniendo en cuenta las desviaciones introducidas por las aberraciones del ojo de orden superior que no se tienen en cuenta al determinar el primer diseño de la lente progresiva. En particular, al aplicar solo la traslación y la rotación, no se deben llevar a cabo modificaciones en la forma de la superficie de la lente según el primer diseño, sino que se pueden conseguir mediante pequeños desplazamientos en los parámetros de ajuste del diseño de la lente. Además, el procedimiento compensa eficazmente el diseño por el efecto de las aberraciones de orden superior del individuo y se puede conseguir a través de sencillas manipulaciones de las herramientas de diseño de lente progresiva existentes.

En particular, la traslación del primer diseño de la lente progresiva se puede llevar a cabo en una o dos direcciones, en el que la una o las dos direcciones están cada una en un plano oblicuo o perpendicular a la dirección de la distancia entre el primer diseño de la lente progresiva y el ojo. En particular, la traslación determinada puede ser diferente de cero, por ejemplo, una longitud o dos longitudes diferentes de cero. En particular, la rotación determinada puede ser diferente de cero, por ejemplo, un ángulo diferente de cero.

En particular, el procedimiento puede ser un procedimiento implementado por ordenador. Las etapas de "obtener" pueden significar que se proporciona una información sobre aberración correspondiente o una distribución de la potencia óptica de diseño como una entrada en el procedimiento implementado por ordenador. Por lo tanto, la información sobre el frente de onda medido o sobre la distribución de la potencia óptica de diseño según el primer diseño determinado previamente se puede importar para el procedimiento. Sin embargo, una etapa de "obtener" también puede significar que la información sobre aberración o la distribución de la potencia óptica de diseño en realidad están determinadas o medidas dentro de la etapa respectiva.

La "distribución de la potencia óptica de diseño" está determinada a corregir las aberraciones del ojo de orden inferior. En particular, esas aberraciones de orden inferior son las aberraciones de hasta segundo orden inclusive. Las aberraciones se pueden expresar como se conoce comúnmente en los polinomios de Zernike. Al establecer un modelo del ojo que incluye solo dichas aberraciones de orden inferior, se puede encontrar una prescripción para corregir estas aberraciones de orden inferior. Los polinomios del modelo del ojo pueden ser idénticos a las aberraciones de orden inferior medidas previamente. Las aberraciones de orden superior simplemente se ponen a cero. Sin embargo, en un perfeccionamiento alternativo, se puede determinar una serie de polinomios hasta, de segundo orden inclusive, para modelar o aproximar las aberraciones del frente de onda del ojo. Como resultado, se determinan los polinomios de hasta segundo orden inclusive que difieren de las aberraciones de orden inferior medidas, ya que los polinomios de hasta segundo orden inclusive del modelo también están influenciados por las aberraciones de orden superior medidas. Además, se proporciona una potencia de adición deseada y, en base a parámetros adicionales del diseño progresivo como, por ejemplo, recuadro, longitud del corredor y/o gradiente máximo de potencia esférica, se determina una distribución de la potencia óptica de diseño de la lente progresiva. En base a esto y otros parámetros individuales del usuario como la distancia pupilar, la distancia del vértice de la córnea, el ángulo pantoscópico, por ejemplo, el primer diseño de la lente progresiva se determina y se obtiene por el procedimiento habitual.

Hay una pluralidad de posibilidades para describir las aberraciones de orden inferior y orden superior usando diferentes ampliaciones de series, véase por ej. R.R. Shannon, *The Art and Science of Optical Design*, Cambridge University Press, New York, 1997, págs. 164-355; V.N. Mahajan, *Optical Imaging and Aberrations, Part I, Ray Geometrical Optics*, SPIE Optical Engineering Press, Bellingham Washington U.S.A., 1998, págs. 158-163; el documento US 8,757,800 B2; el documento US 2011/0255052 A1. En particular, una ampliación de la serie de Taylor, véase por ej. R. Blendowske y col., *An Analytical Model Describing Aberrations in the Progression Corridor of Progressive Addition Lenses*, en *Optometry and Vision Science*, Vol. 83, n.º 9, septiembre de 2006, págs. 666-671; el documento US 8,985,767 B2; el documento US 8,757,800 B2; el documento US 2011/0255052 A1; polinomios de Zernike, véase por ej. R. Blendowske y col., *An Analytical Model Describing Aberrations in the Progression Corridor of Progressive Addition Lenses*, en *Optometry and Vision Science*, Vol. 83, n.º 9, septiembre de 2006, págs. 666-671; V.N. Mahajan, *Optical Imaging and Aberrations, Part I, Ray Geometrical Optics*, SPIE Optical Engineering Press, Bellingham Washington U.S.A., 1998, págs. 158-163; Dai y col.; *Wavefront Propagation from one Plane to another with the use of Zernike Polynomials and Taylor Polynomials*, véase *Applied Optics*, Optical Society of America, Vol. 48, Número 3, 2009, págs. 477-488; Gross y col., *Handbook of Optical Systems*, Vol. 1 a 6, Wiley VCH

Publishing, Weinheim, 2007, ISBN: 978-3-527-40382-0; el documento US 8,985,767 B2; el documento US 8,757,800 B2; el documento US 8,992,013 B2; el documento US 2011/0255052 A1); polinomios de Chebyshev (documento US 2011/0255052 A1) o una ampliación de la serie Seidel (documentos US 8,757,800 B2; US 2011/0255052 A1) pueden usarse para describir aberraciones.

- 5 El "primer diseño de la lente progresiva" comprende las formas de las superficies delantera y trasera de la lente progresiva determinadas a través de un procedimiento de optimización para proporcionar una distribución de la potencia óptica de diseño tan buena como sea posible a través de la optimización. Además, el diseño puede comprender el espesor de la lente al menos en un punto, y el índice de refracción del material, en particular el índice de refracción en una longitud de onda de referencia. Además, el diseño comprende parámetros de ajuste, por ejemplo recuadro, distancia del vértice de la córnea, ángulo pantoscópico, ángulo de envoltura o ángulo de la forma de la cara, punto de referencia de diseño lejano y/o punto de referencia de diseño cercano, que proporcionan el posicionamiento de las superficies delantera y trasera en relación con los ojos.

Debido al cambio de potencia esférica entre la parte lejana y cercana del ojo, en algunas regiones no se puede evitar un astigmatismo residual no deseado. Este astigmatismo residual, que también se conoce como error astigmático, será percibido por el usuario. La distribución de este astigmatismo residual puede verse afectado por los otros parámetros de la distribución de la potencia óptica de diseño. Sin embargo, no se puede evitar completamente en las lentes progresivas. Es, por lo tanto, incluido en el diseño de distribución de la potencia óptica. Este astigmatismo es el "error astigmático" tal como se usa en esta aplicación. En otras palabras, el error astigmático es la desviación no deseada entre una potencia astigmática prescrita y una potencia astigmática real proporcionada por la lente, cuya desviación da como resultado un astigmatismo residual percibido por el usuario.

Inicialmente, se proporciona el primer diseño de la lente progresiva, la distribución de la potencia óptica del diseño subyacente y la información sobre aberración del ojo, incluidas las aberraciones de orden superior e inferior del ojo. En base al primer diseño de la lente progresiva, y también en base a las aberraciones de orden inferior y las aberraciones de orden superior del ojo, se proporciona una descripción completa de la lente y el sistema ocular. En base a esto, se puede determinar la distribución de la potencia óptica percibida real del ojo. Los procedimientos para conseguirlo son generalmente conocidos por el experto en la técnica y, por ejemplo, se analizan en los documentos US 8,985,767 B2 y US 2011/0255052 A1. Dado que ahora las aberraciones del ojo de orden superior también se incluyen en la determinación, existe una desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño. Sin embargo, se ha encontrado que no se debe llevar a cabo ninguna modificación general adicional del diseño de la lente progresiva en una medida general para proporcionar nuevas descripciones de superficie completas. En su lugar, por mera traslación y rotación del diseño, se puede proporcionar una muy buena coincidencia entre la distribución de la potencia óptica de diseño y la distribución de la potencia óptica percibida.

La distancia del vértice de la córnea se mide a lo largo de la dirección Z, que será la "dirección de la distancia" según la aplicación actual. Por lo tanto, la dirección de la distancia es paralela a la línea de visión en la posición principal del ojo. Por consiguiente, la distancia entre la lente y el ojo no se puede cambiar o al menos no se cambia significativamente. Solo se lleva a cabo una rotación de la lente en el plano de traslación y/o la propia traslación. El "plano" en el que se llevan a cabo la traslación y la rotación puede ser "oblicuo o perpendicular" a la dirección de la distancia. Por lo tanto, en una alternativa, el plano es perpendicular a la dirección de la distancia. En la otra alternativa, el plano es oblicuo a la dirección de la distancia. En esta alternativa, el plano oblicuo a la dirección de la distancia puede ser el "plano de la forma de la lente", que es el plano tangencial a la superficie delantera de un plano o una lente de demostración o ficticia en su centro encuadrado, cuando se monta en la montura, véase la sección 17.1 de la norma DIN EN ISO 13666: 2013-10. La montura es la montura de las gafas en la que se va a colocar la lente. Como un ejemplo adicional, el plano oblicuo a la dirección de la distancia puede ser el plano tangencial a la superficie posterior en el punto de intersección entre la superficie posterior y la línea de visión en la posición principal del ojo.

Esta traslación y rotación compensa una gran parte de la desviación. Matemáticamente, si se encuentra la traslación y rotación óptimas trasladando una rotación de la distribución de la potencia óptica del diseño original para que coincida con la distribución de la potencia óptica percibida, entonces los valores opuestos o negativos de los valores calculados se aplican al diseño para compensar el efecto de las aberraciones. Por otro lado, si la distribución de la potencia óptica percibida se traslada y se gira para coincidir con la distribución de la potencia óptica de diseño, entonces esos valores de corrección, y no sus negativos, se pueden aplicar a la distribución de la potencia óptica de diseño para compensar. Por lo tanto, la traslación y/o rotación proporciona la desviación minimizada y luego se puede aplicar a fin de llegar a un diseño final de la lente progresiva según el cual la lente progresiva se puede fabricar y, posteriormente, por parte del oftalmólogo, encajar en la montura.

Además, según un segundo aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento para fabricar una lente progresiva, el procedimiento que comprende las etapas de determinar un diseño de la lente progresiva según un procedimiento del primer aspecto de la invención o uno de sus perfeccionamientos; y fabricar la lente progresiva con un diseño determinado. El procedimiento puede comprender, además, inclinar la superficie posterior con respecto a la superficie delantera de la lente para proporcionar una potencia de prisma y un eje prescritos. En particular, la

etapa de fabricación puede comprender la inclinación de la superficie posterior con respecto a la superficie delantera de la lente para proporcionar una potencia de prisma y un eje prescritos.

Además, según un tercer aspecto de la invención, se proporciona un sistema para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva, que comprende una unidad de procesamiento configurada para ejecutar un procedimiento según el primer aspecto de la invención o uno de sus perfeccionamientos o el segundo aspecto de la invención o uno de sus perfeccionamientos.

Además, según un cuarto aspecto de la invención, se proporciona un producto de programa informático no transitorio que comprende un código de programa configurado para ejecutar un procedimiento según el primer aspecto de la invención o uno de sus perfeccionamientos, o el segundo aspecto de la invención o uno de sus perfeccionamientos, cuando el programa informático se ejecuta en un dispositivo de procesamiento de datos.

Además, según un quinto aspecto de la invención, se proporciona un elemento de lente progresiva fabricado según el procedimiento de fabricación del segundo aspecto de la invención.

Por lo tanto, el objetivo inicialmente expuesto se puede conseguir completamente.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, el procedimiento puede comprender además

- determinar una multitud de puntos, en los que la distribución de la potencia óptica de diseño comprende una potencia óptica de diseño en cada uno de la multitud de puntos;
- determinar la distribución de la potencia óptica percibida mediante la determinación, al menos en cada uno de la multitud de puntos, una potencia óptica percibida por el ojo en base al primer diseño de la lente progresiva; y

en el que la desviación se minimiza determinando la traslación y la rotación de manera que se minimice una suma total de las magnitudes de las diferencias entre las potencias ópticas percibidas y las potencias ópticas de diseño en la multitud de puntos, en particular en el que la potencia óptica percibida y la potencia óptica de diseño en cada punto es el error astigmático percibido y el error astigmático de diseño, respectivamente.

Por esto, la desviación se puede minimizar de una manera ventajosa. Se pueden organizar una multitud de puntos a través de la lente de diversas maneras. En general, una cuadrícula simple podría establecerse con un cierto espaciado, por ejemplo, de 0,5 mm o menos. Sin embargo, dado que se debe mejorar un diseño progresivo, es de esperar que no haya desviaciones en la porción lejana de la lente. Por lo tanto, la cuadrícula se puede colocar, por ejemplo, solo sobre la porción intermedia y cercana, en particular en una cuadrícula más cercana, por ejemplo, con un espaciado de 0,2 mm. Por supuesto, cuantos más puntos se eligen, más potencia de cálculo se necesita para encontrar un óptimo para la coincidencia entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño. Además, se ha encontrado que partes de la lente fuera del campo de visión más común, por ejemplo, fuera del corredor intermedio, no son tan importantes que coincidan ya que el área está cerca del corredor intermedio. Por lo tanto, esto puede ser razonable para ubicar la multitud de puntos a lo largo del corredor intermedio, en particular en zonas con un bajo error astigmático de diseño, por ejemplo en áreas con un error astigmático de diseño menor o igual a 1 dioptría, en particular menos de 0,5 dioptrías.

En un perfeccionamiento del procedimiento, la potencia óptica percibida y la potencia óptica de diseño en cada punto es un error astigmático percibido y un error astigmático de diseño, respectivamente. En particular, la potencia óptica percibida puede ser solo el error astigmático percibido. En particular, la potencia óptica de diseño puede ser solo el error astigmático de diseño.

Por lo tanto, en cada punto, se determina la diferencia entre el error astigmático percibido y el error astigmático de diseño. La magnitud de las diferencias entre todos los puntos se minimiza. El "astigmatismo" en este contexto puede ser una diferencia astigmática según la sección 12.4 de la norma DIN EN ISO 13666: 2013-10, es decir, la potencia del vértice en el segundo meridiano principal menos la del primer meridiano principal. En la presente memoria, la diferencia astigmática se define para que sea siempre positiva. De forma alternativa, se puede usar una potencia óptica diferente. Por ejemplo, podría utilizarse la diferencia entre un error esférico de diseño y un error esférico percibido. El término error esférico significa el error de potencia esférica medio. Además, por ejemplo, se podría usar un astigmatismo absoluto o total, es decir, el astigmatismo prescrito combinado y el error astigmático.

Para determinar las potencias ópticas percibidas, se puede determinar la distancia del vértice o distancia del vértice de la córnea según la sección 5.27 de la norma DIN EN ISO 13666: 2013-10, concretamente, la distancia entre la superficie posterior de la lente y el vértice de la córnea, medida a lo largo de la línea de visión perpendicular al plano de la parte delantera de las gafas. La distancia del vértice puede ser determinada por el usuario individual. De forma alternativa, se puede asumir un valor estándar, por ejemplo, 15 mm. Además, una distancia desde el vértice de la córnea al centro de rotación del ojo se puede aproximar con un valor estándar de 13,5 mm.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la etapa de determinar el diseño mejorado de la lente progresiva comprende solo la traslación y la rotación del primer diseño de la lente progresiva.

5 Por lo tanto, además de la traslación y la rotación, no se realizan más modificaciones o alteraciones del primer diseño. Esto ha permitido una reducción significativa de las desviaciones entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño. En particular, teniendo en cuenta las desviaciones adicionales introducidas en el sistema ocular de la lente en la posición "cuando está puesta", es decir, la utilización real de las gafas, la reducción lograda a través de la traslación y la rotación solo puede considerarse suficiente.

10 En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la etapa de determinar la traslación y la rotación comprende establecer un espacio de optimización que incluye posibles traslaciones y rotaciones y minimizar la desviación, en particular la suma de las magnitudes de las diferencias entre la potencia óptica de diseño y la potencia óptica percibida en todos los puntos, y en el que el espacio de optimización comprende intervalos para las posibles traslaciones y rotaciones. En particular, un intervalo para cada traslación puede ser una magnitud de la traslación de 1,5 mm o menos, y un intervalo de rotación puede ser una magnitud de un ángulo de 1,5 grados o menos. Se puede establecer otra condición límite. Respecto a la traslación, un intervalo para cada traslación puede ser una magnitud de la traslación de 2,5 mm o menos, 2,0 mm o menos, 2,5 mm o menos, 1,0 mm o menos, o 0,5 mm o menos. Respecto a la rotación, un intervalo de rotación puede ser una magnitud de un ángulo de 2,5 grados o menos, 2,0 grados o menos, 1,5 grados o menos, 1,0 grados o menos, o 0,5 grados o menos.

20 Por lo tanto, se establece un espacio de optimización que comprende una traslación, en particular dos distancias de traslación y un ángulo de rotación. Dentro de este espacio de optimización, se prueban diversas combinaciones de parámetros y se calcula la distribución de la potencia óptica percibida y se calcula la desviación de la distribución de la potencia óptica de diseño. El conjunto de parámetros de traslación y rotación que minimiza la magnitud total de la diferencia entre la potencia óptica de diseño y la potencia óptica percibida en todos los puntos es el óptimo.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la obtención del primer diseño comprende:

- 25 Determinar la distribución de la potencia óptica de diseño determinando una prescripción que corrige las aberraciones del orden inferior del ojo y determinar la distribución de la potencia óptica de diseño en base a la prescripción y la potencia de adición deseada en base a un modelo de aberraciones del ojo, en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive, en el que la prescripción comprende al menos uno de una potencia esférica, una potencia cilíndrica y un eje de cilindro;

- 30 Determinar el primer diseño de la lente progresiva en base a la distribución de la potencia óptica del diseño en base a un modelo de las aberraciones del ojo, en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive, en el que el primer diseño de la lente progresiva comprende una forma de lente, en particular, y los parámetros de ajuste, que proporcionan la distribución de la potencia óptica de diseño.

35 En particular, la potencia de adición deseada, la potencia esférica y la potencia cilíndrica son diferentes de cero. En particular, la distribución de la potencia óptica de diseño solo comprende una potencia esférica y/o una potencia cilíndrica con eje de cilindro. En particular, en otras palabras, la distribución de la potencia óptica de diseño no comprende una potencia de prisma. Por esto, el primer diseño de la lente progresiva se determina en base al frente de onda medido del ojo de una manera generalmente conocida por un experto en la técnica. Tal como se estableció inicialmente, la etapa de "obtener" el primer diseño de la lente progresiva y la distribución de la potencia óptica de diseño se puede llevar a cabo de modo que se reciban conjuntos de datos correspondientes como base para el procedimiento adicional. Sin embargo, el procedimiento también puede incluir realmente determinar la distribución de la potencia óptica de diseño y el primer diseño de la lente progresiva en base a la información sobre aberración.

40 En base a esa información sobre aberración, la distribución de la potencia óptica de diseño se determina en base a un modelo de ojo de segundo orden, en particular las aberraciones de hasta segundo orden inclusive, en particular en polinomios de Zernike. Por lo tanto, las aberraciones del ojo se modelan con un enfoque de segundo orden para las aberraciones. Los polinomios del modelo del ojo pueden ser idénticos a las aberraciones de orden inferior medidas previamente. Las aberraciones de orden superior simplemente se ponen a cero. Sin embargo, en un perfeccionamiento alternativo, se puede determinar una serie de polinomios de hasta segundo orden inclusive, para modelar o aproximar las aberraciones del frente de onda del ojo. Como resultado, se determinan los polinomios de hasta segundo orden inclusive del modelo también están influenciados por las aberraciones de orden superior medidas. Para esto, se puede encontrar una prescripción para corregir estas aberraciones. Además, en base a esa prescripción, una potencia de adición deseada y un diseño progresivo general que proporciona la transición desde la porción lejana que proporciona las potencias de prescripción y una porción cercana que proporciona una potencia esférica adicional, se puede determinar la distribución de la potencia óptica de diseño. Posteriormente, en base a ese diseño de distribución de la potencia óptica, se puede determinar un primer diseño de la lente progresiva.

50 En particular, el diseño puede incluir las formas de superficie que pueden fabricarse para proporcionar la distribución de la potencia óptica de diseño. Además, el diseño puede incluir el espesor de la lente. Las formas de la superficie y el espesor se determinan mediante un procedimiento de optimización. Por lo tanto, puede ser que el primer diseño de la lente progresiva no incluya exactamente la distribución de la potencia óptica del diseño. Pero, sí proporciona la distribución de la potencia óptica de diseño de una manera óptima en base a los criterios de optimización respectivos. Además, el diseño incluye parámetros de ajuste para colocar la lente delante del ojo del usuario.

- Se han contemplado diferentes tipos de funciones de mérito y métricas de optimización para proporcionar resultados de técnicas de refracción objetiva y son bien conocidas por los expertos en la materia. Se dan ejemplos, por ejemplo, en el documento. US 7,857,451 B2 "System and method for optimizing clinical optic prescriptions", el documento. US 2012/0069297 A1 "Eyeglass prescription method", el documento US 2005/0110946 A1 "Objective manifest refraction", el documento WO 03/092485 A1 "Sharpness metric for vision quality", el documento US 2008/0100800 A1 "Eyeglass prescription method", el documento US 2009/0015787 A1 "Apparatus and method for determining an eyeglass prescription for a vision defect of an eye" y el documento US 8,205,987 B2 "Method for optimizing a spectacle lens for the wavefront aberrations of an eye".
- El o los parámetros que caracterizan la prescripción de unas gafas comprenden uno o más parámetros seleccionados de entre el grupo que consiste en esfera, cilindro, eje, M, J_0 y J_{45} . En particular, los parámetros pueden ser esfera, cilindro y eje o pueden ser M, J_0 y J_{45} .
- Por supuesto, otros parámetros podrían ser posibles, por ejemplo, polinomios de Zernike de segundo orden. Si los parámetros pueden ajustarse a la esfera, cilindro y eje o M, J_0 , J_{45} o pueden incluso establecerse en los coeficientes de Zernike de segundo orden, puede depender de la función utilizada o de cualquier otra preferencia. Todos los parámetros o combinaciones de parámetros pueden ser utilizados igualmente. Como una persona experta en la técnica conoce fácilmente, un conjunto de parámetros que comprenden esfera, cilindro y eje puede volver a calcularse para proporcionar un conjunto de parámetros que comprenden M, J_0 y J_{45} . Además, los coeficientes de Zernike de segundo orden C_2^0 , C_2^{+2} y C_2^{-2} pueden ser utilizados como el conjunto de parámetros. Sin embargo, incluso estos coeficientes de Zernike pueden derivarse de un conjunto de parámetros M, J_0 y J_{45} .
- Una mejora adicional del procedimiento, la multitud de puntos tiene un número de al menos ocho.
- En general, cuanto mayor sea el número de puntos utilizados para calcular las traslaciones y la rotación para alinear la distribución de la potencia óptica percibida con la distribución de la potencia óptica de diseño, mayor será el esfuerzo de cálculo a llevar a cabo para minimizar la suma total de las desviaciones en todos los puntos. A su vez, un número pequeño puede encontrar un resultado rápido para las traslaciones y la rotación, pero puede no alinear lo mejor posible la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño. Se ha encontrado que ocho puntos pueden proporcionar una estimación bastante buena de las traslaciones y el ángulo de rotación. Sin embargo, el número de puntos también podría establecerse en al menos 16, al menos 32 o al menos 64, por ejemplo.
- En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la distribución de la potencia óptica de diseño comprende una línea que indica un error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías, y en el que cada uno de la multitud de puntos está en la línea que indica el error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías.
- Por lo tanto, la multitud de puntos, en particular al menos seis puntos, se proporcionan en la línea de un error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías. La multitud de puntos está en esa línea. Además de la multitud de puntos, pueden estar presentes otros puntos en los que se comparan la potencia óptica percibida y la potencia óptica de diseño. Sin embargo, la multitud de puntos con su número respectivo se coloca en la línea de un error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías. Se ha encontrado que esta línea es descriptiva de grandes partes de la distribución de la potencia óptica de diseño y cubre un área significativa del campo visual importante para la percepción del usuario. Cuanto mayor es el astigmatismo, más pequeñas son las áreas de la lente progresiva afectadas. Por lo tanto, se ha encontrado que centrarse en la alineación de la línea que designa el astigmatismo de 0,5 dioptrías proporciona un buen ajuste para la distribución de la potencia óptica completa. Por ejemplo, la multitud de puntos podría ser equidistante en esa línea o podrían colocarse en un espaciado predefinido, por ejemplo, 1 mm a lo largo de esa línea. Por lo tanto, esto no daría lugar a una cuadrícula equidistante sobre la lente, sino que los puntos solo se distribuirán a lo largo de la línea de error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías.
- En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, un centro de rotación se establece en un centro geométrico del diseño de la lente progresiva.
- Habitualmente, los diseños se calculan para una lente en bruto circular o elíptica. Por lo tanto, el centro del borde circular o el centro de la elipse, es decir, la intersección de los ejes de la elipse, se puede definir como el centro de la rotación.
- Además, en un perfeccionamiento, el centro de la rotación se puede establecer en la mitad de un corredor intermedio del primer diseño de la lente progresiva.
- Por ejemplo, el corredor intermedio se puede definir como una línea recta desde el punto de referencia de diseño lejano hasta el punto de referencia de diseño cercano. El centro de la rotación podría entonces ajustarse a la mitad de esa distancia.
- En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, el primer diseño de la lente progresiva comprende un conjunto de parámetros de diseño progresivo, y en el que el procedimiento comprende además repetir iterativamente las etapas para determinar el diseño mejorado de la lente progresiva y optimizar el conjunto de parámetros de diseño

progresivo de manera que la desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño se minimice aún más.

5 Por esto, además de la traslación y la rotación, el primer diseño inicial de la lente progresiva se modifica optimizando ciertos parámetros del diseño progresivo para adaptar mejor la distribución de la potencia óptica percibida con la distribución de la potencia óptica de diseño. Esos parámetros de diseño podrían ser, por ejemplo, la longitud del corredor intermedio, los tamaños de la zona lejana y la zona cercana, un gradiente de la potencia esférica a lo largo del corredor para las transiciones de la zona lejana a la zona cercana o el recuadro del punto de referencia de diseño cercano en relación con el punto de referencia de diseño lejano.

10 Por supuesto, un cambio de cualquiera de estos parámetros requeriría un nuevo primer diseño de la lente para ser calculado. Nuevamente, esto debe hacerse en base a un modelo de las aberraciones del ojo, en el que el modelo incluye solo las aberraciones de hasta segundo orden. Entonces, una vez más, la distribución de la potencia óptica percibida tendría que ser calculada. Posteriormente, la traslación y la rotación podrían calcularse según lo establecido, en el que los parámetros de diseño progresivo podrían dar como resultado una mejor coincidencia de la distribución de la potencia óptica de diseño con la distribución de la potencia óptica percibida mediante traslación y rotación. Matemáticamente, los parámetros se pueden encontrar haciendo coincidir la distribución de la potencia óptica de diseño con la distribución de la potencia óptica percibida. Posteriormente, los valores opuestos o negativos de los valores calculados se aplican al diseño para compensar. De nuevo, si la distribución de la potencia óptica percibida se hace coincidir con la distribución de la potencia óptica de diseño, entonces esos valores de corrección, y no sus negativos, se pueden aplicar a la distribución de la potencia óptica de diseño para compensar. Sin embargo, puede ser ventajoso alterar los parámetros para hacer coincidir la distribución de la potencia óptica de diseño con la distribución de la potencia óptica percibida. Una vez que el procedimiento ha convergido, el diseño se vuelve a determinar con cambios en los parámetros, por ejemplo, el recuadro y la longitud de corredor, de los signos opuestos, posteriormente se aplicarían las traslaciones y la rotación de los signos opuestos. Algunas mejoras adicionales pueden ser proporcionadas con esto. Sin embargo, requeriría una modificación del primer diseño inicial de la lente progresiva.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, el conjunto de parámetros de diseño progresivo comprende al menos uno de un recuadro, una longitud de un corredor intermedio y una potencia esférica de gradiente máximo. Además, el tamaño o los límites de la zona cercana y/o la zona lejana podrían ser uno de los parámetros de diseño progresivo.

30 Por esto, el diseño progresivo básico puede ser modificado. Además, estos parámetros o los parámetros modificados respectivamente se pueden considerar casi físicamente alcanzables, de modo que no surtan efectos desventajosos en la configuración del diseño óptico general.

35 En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la optimización del conjunto de parámetros de diseño progresivo se lleva a cabo estableciendo un espacio de optimización que comprende el conjunto de parámetros de diseño progresivo y, en cada etapa de la optimización, determinar un nuevo primer diseño en base a un nuevo conjunto de parámetros de diseño progresivo y, en base a ese primer diseño nuevo, determinar un nuevo diseño mejorado.

40 Por esto, de una manera iterativa, se puede encontrar un conjunto de parámetros de diseño progresivo que proporcionan la mejor base para minimizar la desviación entre las potencias ópticas del diseño y las potencias ópticas percibidas, de modo que las traslaciones y la rotación determinadas de ese primer diseño en particular se utilicen para traducir y girar ese primer diseño en particular para definir el diseño progresivo mejorado.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, las aberraciones de orden inferior y las aberraciones de orden superior se expresan como polinomios de Zernike.

Esta es la expresión más común para las aberraciones de frente de onda y para expresar aberraciones ópticas.

45 En particular, a lo largo de la aplicación, cualquier referencia a los "órdenes" de aberraciones puede estar relacionada con una expresión por medio de polinomios de Zernike. En el caso de los polinomios de Zernike, el término "orden" significa el orden radial o grado radial del polinomio de Zernike.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, las aberraciones de orden superior solo comprenden aberraciones de tercer y/o cuarto orden.

50 De esta forma, se puede simplificar el cálculo de la distribución de la potencia percibida.

En un perfeccionamiento adicional, cada optimización se puede hacer mediante una optimización de mínimos cuadrados.

Estos procedimientos son generalmente conocidos y, en particular, proporcionan buenas soluciones para minimizar los problemas de diferencias y desviaciones, respectivamente.

En un perfeccionamiento adicional, el procedimiento es un procedimiento implementado por ordenador.

Es decir, cada etapa del procedimiento se puede llevar a cabo de manera automatizada para lograr un diseño mejorado.

5 En el perfeccionamiento adicional, la información sobre aberración del ojo es una medición de frente de onda u obtenida a través de una medición de frente de onda. Otros procedimientos como el MRT ocular también son concebibles para determinar la forma de las partes del ojo y para derivar la información sobre aberración de las mismas.

10 En un perfeccionamiento adicional, la traslación y la rotación del primer diseño de la lente progresiva se determinan en un plano oblicuo o perpendicular a una dirección de la distancia entre el primer diseño de la lente progresiva y el ojo. El plano no puede incluir la línea de visión.

15 Por lo tanto, cualquier movimiento o rotación de un diseño de lente según la presente invención puede estar dentro de un plano perpendicular a la dirección de la distancia. De forma alternativa, el plano puede ser oblicuo a la dirección de la distancia, por ejemplo, el plano de la forma de la lente, que es el plano tangencial a la superficie delantera de un plano o una lente de demostración o ficticia en su centro encuadrado, cuando está montada en la montura, o puede ser el plano tangencial a la superficie posterior en el punto de intersección entre la superficie posterior y la línea de visión en la posición principal del ojo. En particular, el plano oblicuo a la dirección de la distancia puede incluir un ángulo de al menos 70 grados con la dirección de la distancia tanto en el plano X-Z como en el plano Y-Z, es decir, no está inclinado más de 20 grados con respecto al plano perpendicular a la dirección de la distancia.

20 En un perfeccionamiento adicional del sistema según el tercer aspecto de la invención, el sistema comprende además un aberrómetro de frente de onda configurado para medir un frente de onda indicativo de las propiedades refractivas del ojo. Una vez más, el aberrómetro de frente de onda puede ser un sensor Hartmann-Shack, un aberrómetro Tscherning, un aberrómetro Talbot o un aberrómetro de doble paso.

25 En un perfeccionamiento adicional, el aberrómetro de frente de onda está ubicado en un primer sitio, en el que la unidad de procesamiento está ubicada en un segundo sitio, y en el que el primer sitio y el segundo sitio están conectados a través de una red de datos.

30 Según lo expuesto anteriormente, esto puede permitir que una única unidad de procesamiento sirva a una multitud de tiendas de gafas, cada una con un aberrómetro de frente de onda. Por lo tanto, un segundo sitio único, en el que se ubica la unidad de procesamiento, puede conectarse a través de la red de datos a una multitud de primeros sitios. Esto evita, por ejemplo, la potencia de cálculo necesaria para ubicarse directamente en cada primer sitio o tienda de gafas.

En un perfeccionamiento adicional, el sistema comprende un dispositivo de salida configurado para generar el diseño mejorado.

35 Según lo expuesto anteriormente, el dispositivo de salida puede ser una pantalla electrónica o una impresora. Además, el dispositivo de salida puede ser un medio de almacenamiento que almacena el diseño mejorado.

No hace falta decir que las características mencionadas anteriormente y las siguientes no solo se pueden usar en las combinaciones proporcionadas, sino también en diferentes combinaciones o solas sin apartarse del alcance de la presente invención.

40 Otras características y ventajas de la presente invención serán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada. A menos que se definan de otro modo, todos los términos técnicos y científicos usados tienen el mismo significado que entiende una persona con experiencia ordinaria en la técnica a la que pertenece esta invención. En los dibujos:

Fig. 1 muestra una lente progresiva esquemática y elementos de su diseño;

Fig. 2 muestra una representación esquemática de un sistema de lente-ojo;

45 Fig. 3 muestra una visualización de un ejemplo de desviación entre el error astigmático en la dirección x;

Fig. 4 muestra una visualización de un ejemplo de desviación entre el error astigmático en la dirección y;

Fig. 5 muestra una visualización de un ejemplo de desviación entre el error astigmático en la dirección de giro;

Fig. 6 muestra un análisis estadístico de las desviaciones en la dirección x, la dirección y y la dirección de giro;

Fig. 7 muestra una realización de un procedimiento según la invención;

50 Fig. 8 muestra cuatro ejemplos de la aplicación del procedimiento según la invención;

Fig. 9 muestra una realización adicional de un procedimiento según la invención;

Fig. 10 muestra un ejemplo de la aplicación de la realización adicional de un procedimiento según la invención;

Fig. 11 muestra un producto de programa informático según la invención;

Fig. 12 muestra una realización de un sistema según la invención; y

5 Fig. 13 muestra una realización adicional de un sistema según la invención;

La Fig. 1 muestra una lente 10 y aspectos de su diseño. La lente 10 será una lente progresiva, lo que significa que la potencia esférica de una lente aumenta desde una porción de visión lejana 12 a una porción de visión cercana 14. Estas áreas de una lente también se pueden describir como una zona lejana 12 y la zona cercana 14. El ejemplo representado en la Fig. 1 tiene una orientación tal como aparecería, por ejemplo, delante del ojo izquierdo del usuario, es decir, con la zona cercana desplazada hacia la nariz del usuario. Un límite 13 de la lente 10 se representa como circular. Sin embargo, esto no es obligatorio. También hay lentes en bruto conocidas con límites elípticos. Además, el diseño de una lente como una descripción matemática de sus superficies puede extenderse matemáticamente más allá del borde 13 de la lente 10 fabricada realmente en ese momento. Por lo tanto, el límite 13 se proporciona simplemente con fines ilustrativos.

15 Entre la zona lejana 12 y la zona cercana 14, hay regiones de mezcla o periferia 16, en las que se producen altos niveles de error astigmático. Por lo tanto, la periferia generalmente no se considera ópticamente útil para el usuario. En la zona cercana, la potencia esférica media es más positiva que en la zona lejana. Por ejemplo, la potencia esférica media de la zona cercana podría ser +2,0 dioptrías más alta que la de la zona lejana. Entre las dos zonas 12 y 14, hay un llamado corredor progresivo o corredor intermedio 18 en el cual solo se produce un error de potencia astigmática muy bajo, ya que este corredor progresivo 18 es el corredor en el cual se supone que se mueve el ojo cuando va de la zona lejana 12 a la zona cercana 14. Un punto de referencia de diseño lejano se numera con el número de referencia 20. En el punto de referencia de diseño lejano, la potencia lejana coincide con la potencia lejana de diseño. Lo mismo se aplica a un punto de referencia de diseño cercano 22 en el que coincide la potencia deseada en la zona cercana. El punto de referencia de diseño cercano se desplaza hacia la nariz del usuario en el ejemplo. Por lo tanto, ese desplazamiento designado por el llamado recuadro 26 también se muestra. Por lo tanto, el recuadro 26 es la desviación en la dirección X del punto de referencia de diseño cercano en relación con el punto de referencia de diseño lejano.

Una línea directa desde el punto de referencia de diseño lejano 20 hasta el punto de referencia de diseño cercano 22 se enumera mediante el número de referencia 24, que se puede llamar la línea de gradiente. En esta línea, la potencia esférica media efectúa la transición desde el final de la zona lejana y la potencia esférica media en la zona lejana hacia el comienzo de la zona cercana y la potencia esférica media deseada dentro de la zona cercana. Los tamaños o áreas de las zonas cercana y lejana 12, 14 pueden diseñarse independientemente de la longitud del corredor progresivo. Las zonas grandes tienden a producir diseños "duros" porque el área de las zonas periféricas 16 disminuye. El astigmatismo máximo y el gradiente de astigmatismo aumentan a medida que la zona periférica 16 disminuye el área. Lo "duro" en el diseño duro está relacionado con el gradiente del error astigmático entre las zonas claras y la periferia. La longitud del corredor determina el gradiente de potencia media entre la distancia y las zonas cercanas. Todos estos parámetros pueden escalarse directamente con la potencia de adición de la lente. El que un diseño "duro" o "suave" sea preferible para un usuario individual puede variar.

La Fig. 2 muestra un ejemplo de un sistema ocular de la lente. La lente se designa de nuevo con el número de referencia 10. El ojo se designa de nuevo con el número de referencia 30. En lo que respecta al ojo, los parámetros estándar pueden usarse al calcular las potencias ópticas en un sistema ocular de la lente. Por ejemplo, se pueden usar valores estándar para el diámetro del ojo. La lente se coloca delante del ojo en el sistema ocular de la lente. Un plano de la lente se designa con el número de referencia 34. Desde la superficie posterior de la lente 10 hacia la córnea del ojo 30, se encuentra la distancia del vértice de la córnea 28, que es un parámetro individual que depende de las dimensiones faciales del usuario. La distancia del vértice de la córnea se mide a lo largo de la dirección Z, que será la "dirección de la distancia" según la aplicación actual. Por lo tanto, la dirección de la distancia es paralela a la línea de visión en la posición principal del ojo. Un plano ocular debe estar en el vértice de la córnea designado por el número de referencia 32. Por lo tanto, cualquier movimiento o rotación de un diseño de la lente según la presente invención puede estar dentro de un plano X-Y, es decir, un plano perpendicular a esa dirección de la distancia. De forma alternativa, el plano puede ser oblicuo a la dirección de la distancia, por ejemplo, el plano de la forma de la lente, que es el plano tangencial a la superficie delantera de un plano o una lente de demostración o ficticia en su centro encuadrado, cuando está montada en la montura, o puede ser el plano tangencial a la superficie posterior en el punto de intersección entre la superficie posterior y la línea de visión en la posición principal del ojo. En particular, el plano oblicuo a la dirección de la distancia puede incluir un ángulo de al menos 70 grados con la dirección de la distancia tanto en el plano X-Z como en el plano Y-Z, es decir, no está inclinado más de 20 grados con respecto al plano perpendicular a la dirección de la distancia.

En referencia a las Fig. 3 a 7, a continuación se explicarán los antecedentes técnicos generales de la presente invención.

- En general, la invención es una forma simplificada de abordar la pequeña variación de la óptica percibida de una lente progresiva que tiene en cuenta las aberraciones de orden superior (HOA) del ojo de un usuario individual. La idea básica es reducir las variaciones complejas sobre la lente a unos pocos parámetros. Los parámetros más sencillos son una traslación y una rotación de la lente. Esto no requeriría ninguna reoptimización y podría aplicarse en el procesamiento posterior del diseño. El siguiente nivel de parámetros serían los parámetros que actualmente se abordan en los motores de cálculo existentes, como por ejemplo, el recuadro, la longitud del corredor, los tamaños de una zona de visión lejana y una zona de visión cercana o un gradiente de la transición de la potencia esférica. Estos podrían implementarse sin ningún cambio significativo en las optimizaciones actuales.
- Al analizar la óptica de las lentes progresivas tal como han sido modificadas por algunos de los ojos en una gran base de datos de los ojos de un usuario real, se pueden hacer ciertas observaciones. La mayor parte de las zonas cercana y lejana de la lente no se ven afectadas. Esto es obvio porque la lente tiene un HOA muy bajo en esas regiones por diseño. Las áreas más afectadas son el corredor y los límites de las zonas, por la sencilla razón de que esas regiones de la lente tienen las aberraciones más altas.
- Además, se puede suponer que la distribución espacial del error astigmático o astigmatismo residual es más crítica que la de la potencia media en una lente progresiva. No es posible controlar completamente ambos. Si se mira a través de una sección de la lente que no tiene ningún error cilíndrico y ningún error de potencia media positiva, habrá una cierta distancia para la cual la imagen es clara. Si se mira a través de una sección con un error cilíndrico significativo no hay una distancia clara. Por lo tanto, la distribución del error astigmático impone la región potencialmente útil de la lente. Es particularmente importante alinear el corredor del diseño con la dirección de la mirada principal del usuario.
- Como resultado de lo anterior, la ubicación horizontal del corredor, tal como se define por el canal de error astigmático mínimo en el sistema de lente más ojo, es tanto un aspecto crítico de la lente como una región con garantía de tener las HOA de la lente de gran magnitud y, por lo tanto, posiblemente es modificado por las HOA del ojo.
- El efecto de las HOA en la distribución de la potencia óptica percibida de una lente es una distribución bidimensional compleja. El problema es cómo de bien una simple traslación y rotación de la lente pueden aproximar el efecto completo.
- Se ha analizado la distribución de la potencia óptica percibida de una lente progresiva con una adición de 2,50 dioptrías planas que utiliza solo las HOA y la reducción a cero de los términos de segundo orden de 500 ejemplos de ojos con diámetros de pupila entre 4,75 y 5,25 mm. A modo de comparación, se han llevado a cabo las optimizaciones conocidas para calcular la distribución de las prescripciones óptimas. Para una estimación simple de la traslación en "X", se ha analizado el desplazamiento horizontal en la ubicación de la potencia cilíndrica mínima cerca del centro vertical del corredor. La Fig. 3 incluye un mapa de superposición del astigmatismo óptico del diseño, que es idéntico al error astigmático de diseño, ya que este ejemplo se basa en una lente progresiva con adición de 2,50 dioptrías planas, y el error astigmático percibido de un usuario con un conjunto específico de HOAs. Los contornos están a intervalos de 0,50 dioptrías. El mapa muestra un desplazamiento obvio lateral del corredor.
- El gráfico a la derecha en la Fig. 3 traza el diseño y el error astigmático percibido en toda la región de la trayectoria del ojo mostrada con la línea negra en el mapa. La diferencia entre las ubicaciones de los mínimos de estas dos funciones se ha tomado como una estimación del desplazamiento horizontal de la trayectoria del ojo.
- Se ha realizado un cálculo similar para estimar el desplazamiento vertical del límite de la zona lejana. En este caso, se ha utilizado la diferencia entre las ubicaciones de los contornos de 0,50 D tomadas a lo largo del par de líneas verticales mostradas en la Fig. 4 para estimar el desplazamiento vertical. El promedio de los dos desplazamientos se ha utilizado como estimación.
- Finalmente, el ángulo de rotación se ha estimado promediando las cuatro diferencias angulares en los contornos de 0,50 D tomadas en los arcos que se muestran en la Fig. 5.
- La Fig. 6 muestra la distribución de estas medidas calculadas utilizando las HOA de 500 ejemplos de ojos. Aproximadamente, el 25% de los ojos tiene un desplazamiento del corredor horizontal de 0,5 mm o más, el 25% tiene un desplazamiento vertical de la zona lejana de 0,5 mm o más, el 25% tiene una rotación de 0,5 grados o más; y aproximadamente el 60% tiene un desplazamiento de 0,5 o más en uno o más de los tres parámetros.
- Los cambios causados por las HOA de los ojos típicos a la distribución de la potencia óptica percibida de una lente progresiva son bastante pequeños. En gran medida, estos cambios y, en particular, el componente de error astigmático se pueden compensar con una simple traslación y rotación de la lente.
- La Fig. 7 muestra una realización de un procedimiento según la invención actual. Dicho procedimiento es para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva.
- Después del inicio del procedimiento, en la etapa 110, se obtiene una información sobre aberración de un ojo, la información sobre aberración que comprende aberraciones del ojo de orden inferior y aberraciones del ojo de orden

superior, cuando las aberraciones de orden inferior son aberraciones de hasta segundo orden inclusive. En particular, esta información sobre aberración se puede expresar en polinomios de Zernike. En general, esta información sobre aberración del ojo se puede obtener a través de un aberrómetro o cualquier otro dispositivo de medición de frente de onda objetivo comúnmente conocido. Otros procedimientos como el MRT ocular también son concebibles para determinar la forma de las partes del ojo y para derivar la información sobre aberración de las mismas.

Además, en la etapa 120, se obtiene una distribución de la potencia óptica de diseño en el primer diseño de la lente progresiva, cuando la distribución de la potencia óptica de diseño se ha diseñado para corregir las aberraciones del ojo de orden inferior y para proporcionar una potencia de adición deseada, y en el que el primer diseño de la lente progresiva se determina para proporcionar el diseño de la distribución de la potencia óptica en base a un modelo de las aberraciones del ojo, en el que el modelo incluye aberraciones solo hasta el segundo orden inclusive. Dicho diseño de distribución de la potencia óptica y el primer diseño de la lente progresiva también pueden introducirse en el procedimiento y podrían haberse predeterminado mediante técnicas comúnmente conocidas. Sin embargo, también se puede determinar dentro de la etapa de obtener directamente dentro del procedimiento.

Posteriormente, en la etapa 130, se determina una distribución de la potencia óptica percibida por el ojo en base al primer diseño de la lente progresiva, las aberraciones del ojo de orden inferior y las aberraciones del ojo de orden superior.

En la etapa 140, se determina una traslación del primer diseño de la lente progresiva en un plano oblicuo o perpendicular a una dirección de la distancia entre el primer diseño de la lente progresiva y el ojo, y una rotación del primer diseño de la lente progresiva en el plano, que es el plano perpendicular u oblicuo a la dirección de la distancia, de manera que se minimiza una desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño. En particular, esta minimización únicamente puede tener en cuenta un error de diseño astigmático y un error de astigmatismo percibido. En realizaciones alternativas, no solo se puede tener en cuenta el diseño del error astigmático percibido, sino también un diseño y la distribución de los errores de potencia esférica media percibida.

Por último, en la etapa 150, una vez que se ha determinado la traslación y la rotación, el diseño mejorado de la lente progresiva se determina al trasladar y girar el primer diseño de la lente progresiva según la traslación y rotación determinadas. Matemáticamente, si se encuentra la traslación y rotación trasladando una rotación de la distribución de la potencia óptica del diseño para que coincida con la distribución de la potencia óptica percibida, entonces los valores opuestos o negativos de los valores determinados se aplican al diseño original para compensar el efecto de las aberraciones. Por otro lado, si la distribución de la potencia óptica percibida se traslada y se gira para coincidir con la distribución de la potencia óptica de diseño, entonces esos valores de corrección, y no sus negativos, se pueden aplicar a la distribución de la potencia óptica de diseño para compensar.

Posteriormente el procedimiento termina.

La Fig. 8 muestra cuatro ejemplos de una aplicación del procedimiento según la realización de la Fig. 7. Para estos ejemplos, la alineación entre el diseño y las distribuciones de los errores astigmáticos percibidos se ha determinado examinando solamente los contornos de astigmatismo de 0,50 D. La alineación se ha conseguido calculando el valor del error astigmático percibido a lo largo de la ubicación de los contornos de 0,50 D del error astigmático de diseño, izquierda y derecha, y posteriormente ajustar el ΔX , ΔY y el ángulo de rotación, tomado alrededor del centro de la trayectoria del ojo, para minimizar la suma de la diferencia absoluta en el astigmatismo a lo largo de las trayectorias.

Los cuatro ejemplos fueron elegidos específicamente porque tenían desplazamientos significativos previstos mediante los cálculos sencillos. El ejemplo de la izquierda tuvo un gran desplazamiento en la dirección X, el siguiente tiene un gran giro, el siguiente a la derecha tiene un gran desplazamiento en Y y el que está más a la derecha más tiene desplazamientos en X e Y de magnitud similar. Estos ejemplos donde los desplazamientos son relativamente grandes muestran un buen registro en todas partes después de la alineación de los contornos de 0,50 D. Por lo tanto, esto implica que la simple traslación y rotación es una aproximación razonable al efecto completo de las HOA en la percepción de la lente para la mayoría de los ojos.

La Fig. 9 muestra una realización alternativa 200 del procedimiento según la invención actual.

Después de que el procedimiento haya comenzado, como en el procedimiento 100 anterior, en la etapa 210, se obtiene una información sobre aberración de un ojo, la información sobre aberración que comprende aberraciones del ojo de orden inferior y aberraciones del ojo de orden superior, cuando las aberraciones de orden inferior son aberraciones de hasta segundo orden inclusive.

En la etapa 220, se obtiene entonces una distribución de la potencia óptica de diseño y un primer diseño de la lente progresiva, cuando la distribución de la potencia óptica de diseño se ha diseñado para corregir las aberraciones del ojo de orden inferior y para proporcionar una potencia de adición deseada, y en el que el primer diseño de la lente progresiva se determina para proporcionar el diseño de la distribución de la potencia óptica en base a un modelo de las aberraciones del ojo 30, en el que el modelo incluye aberraciones solo hasta segundo orden inclusive.

Posteriormente, según lo establecido, en la etapa 230, se determina la distribución de la potencia óptica percibida por el ojo en base al primer diseño de la lente progresiva, las aberraciones del ojo de orden inferior y las aberraciones del ojo de orden superior.

5 En la etapa 240, se determina la traslación del primer diseño de la lente progresiva en el plano, en particular en dos direcciones en el plano, en el que las dos direcciones son cada una perpendicular u oblicua a una dirección de la distancia entre el primer diseño de la lente progresiva y el ojo, y una rotación del primer diseño de la lente progresiva y el plano perpendicular u oblicuo a la dirección de la distancia, de manera que se minimiza una desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño.

10 Sin embargo, entonces, según esta realización del procedimiento, existe además, en un segundo nivel, la optimización de los parámetros de diseño progresivo del diseño de la lente progresiva llevada a cabo. En particular, estos parámetros de diseño progresivo pueden incluir al menos uno de un recuadro, una longitud de un corredor intermedio y una potencia esférica de gradiente máximo. Por lo tanto, las etapas 230 y 240 se repiten de manera iterativa. En la etapa 250, se determina si la iteración ha convergido. Si no, se lleva a cabo un cambio en el conjunto de parámetros del diseño progresivo en la etapa 260. Posteriormente, se encuentra un nuevo primer diseño que se puede mejorar mediante la traslación y la rotación en las etapas 230 y 240. Posteriormente, de nuevo, en la etapa 15 250, se puede determinar si la iteración ha convergido. Nuevamente, si no, en las etapas 260, 230 y 240 se llevarán a cabo en otro bucle iterativo.

Si el procedimiento ha convergido y se encuentran las traslaciones y la rotación, las traslaciones y la rotación se aplican al primer diseño actual para llegar al diseño final de la lente progresiva en la etapa 270.

20 En referencia a la Fig. 10, el siguiente nivel de complejidad requiere ajustes en la lente que no se pueden realizar después de que se haya diseñado la lente, sino que están controlados por parámetros que se implementan en el primer diseño de la lente progresiva. Dos parámetros de ejemplo controlan la forma de la trayectoria del ojo; la longitud del corredor y el recuadro. Los gráficos siguientes muestran un ejemplo donde la longitud aparente del corredor se alargó 0,54 mm, teniendo en cuenta solamente la distribución del error astigmático. Asimismo, dado que 25 cambiar la longitud del corredor mueve el punto más alto con una adición eficaz, también se podría usar una métrica que incluyera la distribución del error de potencia media percibida.

El gráfico percibido a la izquierda se ajustó aplicando solamente una traslación y rotación. Los gráficos de la derecha incluyen el alargamiento de 0,54 mm del corredor, un desplazamiento trivial de 0.03 en el recuadro. Las regiones ampliadas resaltan las diferencias y mejoran la correspondencia debido a la modificación adicional del corredor.

30 La Fig. 11 muestra un producto de programa informático no transitorio 45 que comprende un código de programa configurado para ejecutar un procedimiento según cualquiera de los procedimientos descritos en relación con las Figs. 7 o 9 o uno de sus perfeccionamientos, cuando el producto de programa informático se ejecuta en un dispositivo de procesamiento de datos o unidad de procesamiento 44.

La Fig. 12 muestra una realización adicional del sistema 40 según la invención actual. La aberración óptica del frente de onda del ojo de un paciente de la aberración del frente de onda puede determinarse mediante un aberrómetro 42. Además, también se puede determinar una refracción subjetiva. La determinación del diseño mejorado se lleva a cabo en la unidad de procesamiento 44. La unidad de procesamiento 44 puede comprender el producto de programa informático 45 que almacena el código de programa ejecutable para ejecutar los procedimientos expuestos anteriormente. Posteriormente, el sistema 40 puede comprender además un dispositivo de salida 46 que puede ser 40 una pantalla, una impresora o un dispositivo de almacenamiento para enviar el diseño mejorado determinado al dispositivo de salida 46. El aberrómetro 42 está conectado a la unidad de procesamiento 44 a través de una línea 48. La unidad de procesamiento 44 está conectada al dispositivo de salida 46 a través de una línea 50. Ambas líneas 48 y 50 pueden ser cada una de ellas una conexión por cable o una conexión inalámbrica para la transferencia de datos entre la unidad de procesamiento 44 desde y hacia el aberrómetro 42 y el dispositivo de 45 salida 46.

Por esto, el sistema 40 es capaz de determinar automáticamente un diseño mejorado en base a datos proporcionados a través de un aberrómetro. Sin embargo, en lugar de un aberrómetro 42, los datos subyacentes a la determinación también pueden adquirirse a través de la línea 48 desde un dispositivo de almacenamiento que almacena los datos de una multitud de pacientes adquiridos previamente.

50 En la Fig. 13, se muestra una realización adicional del sistema 40'. El aberrómetro 42 puede estar ubicado en un primer sitio 56. La unidad de procesamiento 44 está situada en un segundo sitio 58. El dispositivo de salida 46 puede estar ubicado en un tercer sitio 60 o también puede estar ubicado en el primer sitio 56. Además, una unidad de fabricación 62 de una ayuda de fabricación visual puede estar presente en el tercer sitio 60 o en el primer sitio 56.

El primer sitio 56, el segundo sitio 58 y el tercer sitio 60 están alejados entre sí. El primer sitio 56 está conectado con el segundo sitio 58 a través de una red de datos 52. El segundo sitio 58 está conectado con el tercer sitio 60 están conectados a través de una red de datos 54. Por esto, puede ser posible que los datos de refracción proporcionados a través del aberrómetro 42 puedan enviarse a la unidad de procesamiento 44. Además, por ejemplo, el diseño mejorado determinado puede enviarse posteriormente de vuelta al primer sitio, por ejemplo, una tienda de gafas,

5 para que un oftalmólogo lo reconozca y se lo proporcione, por ejemplo, al posible usuario. Además, el diseño mejorado determinado se puede enviar a una unidad de fabricación remota para fabricar las lentes respectivas. La unidad de fabricación se puede ubicar en el primer sitio 56. En este caso, los datos del aberrómetro se transmiten a través de la conexión 52 a la unidad de procesamiento 44 en el segundo sitio 58 y, a continuación, el diseño mejorado determinado se transfiere nuevamente al primer sitio 56 y su posible unidad de fabricación 62. De forma alternativa, desde el segundo sitio 58, la prescripción de las gafas determinada puede transferirse a un tercer sitio 60 con una posible unidad de fabricación 62 para fabricar la ayuda visual. Por último, es posible que a partir de este tercer sitio 60, la ayuda visual fabricada se envíe al primer sitio 56 como lo indica la flecha 64.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento implementado por ordenador (100, 200) para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva (10), el procedimiento que comprende las etapas siguientes:
 - 5 • Obtener (110, 210) una información sobre aberración de un ojo (30), la información sobre aberración que comprende aberraciones del ojo (30) de orden inferior y aberraciones del ojo (30) de orden superior, en el que las aberraciones de orden inferior son aberraciones de hasta segundo orden radial inclusive en el caso de polinomios de Zernike;
 - 10 • Obtener (120, 220) una distribución de la potencia óptica de diseño, en el que la distribución de la potencia óptica de diseño está diseñada para corregir las aberraciones del ojo (30) de orden inferior y para proporcionar una potencia de adición deseada en base a un modelo de las aberraciones del ojo (30), en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive;
 - 15 • Obtener un primer diseño de la lente progresiva (10), en el que el primer diseño de la lente progresiva (10) se determina para proporcionar la distribución de la potencia óptica de diseño en base al modelo de las aberraciones del ojo (30), en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive;
 - 20 • Calcular (130, 230) una distribución de la potencia óptica percibida por el ojo (30) en base al primer diseño de la lente progresiva (10), las aberraciones del ojo (30) de orden inferior y las aberraciones del ojo (30) de orden superior, que son las aberraciones de orden inferior y las aberraciones de orden superior de la información sobre aberración obtenida del ojo (30);
 - Determinar (140, 240) una traslación del primer diseño de la lente progresiva (10) y/o una rotación del primer diseño de la lente progresiva (10), de manera que se minimiza una desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño; y
 - Determinar (150, 270) el diseño mejorado de la lente progresiva (10) mediante la traslación y/o la rotación del primer diseño de la lente progresiva (10) según la traslación y/o rotación determinadas.
2. El procedimiento según la reivindicación 1 caracterizado porque el procedimiento comprende además:
 - 25 • Determinar una multitud de puntos, en los que la distribución de la potencia óptica de diseño comprende una potencia óptica de diseño en cada uno de la multitud de puntos;
 - Determinar la distribución de la potencia óptica percibida mediante la determinación, al menos en cada uno de la multitud de puntos, una potencia óptica percibida por el ojo (30) en base al primer diseño de la lente progresiva (10); y
 - 30 en el que la desviación se minimiza determinando la traslación y la rotación de manera que se minimice una suma total de las magnitudes de las diferencias entre las potencias ópticas percibidas y las potencias ópticas de diseño en la multitud de puntos.
3. El procedimiento según la reivindicación 1 o 2 caracterizado porque la potencia óptica percibida y la potencia óptica de diseño en cada punto es un error astigmático percibido y un error astigmático de diseño, respectivamente.
- 35 4. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3 caracterizado porque la etapa de determinar (150, 270) la traslación y la rotación comprende establecer un espacio de optimización que incluye posibles traslaciones y rotaciones y minimizar la desviación, y en el que el espacio de optimización comprende intervalos para las posibles traslaciones y rotaciones, en el que un intervalo para cada traslación es una magnitud de la traslación de 1,5 mm o menos, y un intervalo de rotación es una magnitud de un ángulo de 1,5 grados o menos.
- 40 5. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 caracterizado porque la obtención del primer diseño comprende:
 - 45 • Determinar la distribución de la potencia óptica de diseño determinando una prescripción que corrige las aberraciones del orden inferior del ojo (30) y determinar la distribución de la potencia óptica de diseño en base a la prescripción y la potencia de adición deseada en base al modelo de aberraciones del ojo (30), en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive, en el que la prescripción comprende al menos uno de una potencia esférica, una potencia cilíndrica y un eje de cilindro;
 - 50 • Determinar el primer diseño de la lente progresiva (10) en base a la distribución de la potencia óptica del diseño en base a un modelo de las aberraciones del ojo (30), en el que el modelo incluye aberraciones solo de hasta segundo orden inclusive, en el que el primer diseño de la lente progresiva (10) comprende una forma de lente (10) y los parámetros de ajuste que proporcionan la distribución de la potencia óptica de diseño.
6. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5 caracterizado porque la multitud de puntos tiene un número de al menos 8.

7. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 caracterizado porque la distribución de la potencia óptica de diseño comprende una línea que indica un error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías, y cada uno de la multitud de puntos está en la línea que indica el error astigmático de diseño de 0,5 dioptrías.
- 5 8. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado porque un centro de rotación se establece en un centro geométrico del diseño de la lente progresiva (10).
9. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado porque un centro de rotación se establece en la mitad de un corredor intermedio del primer diseño de la lente progresiva (10).
- 10 10. El procedimiento según la reivindicación 1 o 2 o cualquiera de las reivindicaciones 4 a 7 que se refiera a la reivindicación 1 o 2, caracterizado porque el primer diseño de la lente progresiva (10) comprende un conjunto de parámetros de diseño progresivo, y en el que el procedimiento comprende además repetir iterativamente las etapas para determinar el diseño mejorado de la lente progresiva (10) y optimizar el conjunto de parámetros de diseño progresivo de manera que la desviación entre la distribución de la potencia óptica percibida y la distribución de la potencia óptica de diseño se minimice aún más.
- 15 11. El procedimiento según la reivindicación 10 caracterizado porque el conjunto de parámetros de diseño progresivo comprende al menos uno de un recuadro (26), una longitud de un corredor intermedio (24) y un gradiente máximo de potencia esférica.
- 20 12. El procedimiento según la reivindicación 10 u 11, caracterizado porque la optimización del conjunto de parámetros de diseño progresivo se lleva a cabo estableciendo un espacio de optimización que comprende el conjunto de parámetros de diseño progresivo y, en cada etapa de la optimización, determinar un nuevo primer diseño en base a un nuevo conjunto de parámetros de diseño progresivo y, en base a ese primer diseño nuevo, determinar un nuevo diseño mejorado.
13. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9 caracterizado porque la etapa de determinar el diseño mejorado de la lente progresiva (10) comprende solo la traslación y rotación del primer diseño de la lente progresiva (10).
- 25 14. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13 caracterizado porque las aberraciones de orden superior solo comprenden aberraciones de tercer y/o cuarto orden.
15. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado porque cada optimización se lleva a cabo mediante una optimización por mínimos cuadrados.
- 30 16. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15 caracterizado porque la información sobre aberración del ojo (30) es una medición de frente de onda.
17. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16 caracterizado porque la traslación y la rotación del primer diseño de la lente progresiva (10) se determinan en un plano oblicuo o perpendicular a una dirección de la distancia (28) entre el primer diseño de la lente progresiva (10) y el ojo (30).
18. Un procedimiento para fabricar una lente progresiva (10), el procedimiento que comprende las etapas de:
- 35 • Determinar un diseño de la lente progresiva (10) según un procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17; y
- Fabricar de la lente progresiva (10) con el diseño determinado.
19. Un sistema para determinar un diseño mejorado de una lente progresiva (10) que comprende una unidad de procesamiento configurada para ejecutar un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17.
- 40 20. Un producto de programa informático no transitorio que comprende un código de programa configurado para ejecutar un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17 cuando el producto de programa informático se ejecuta en un dispositivo de procesamiento de datos.

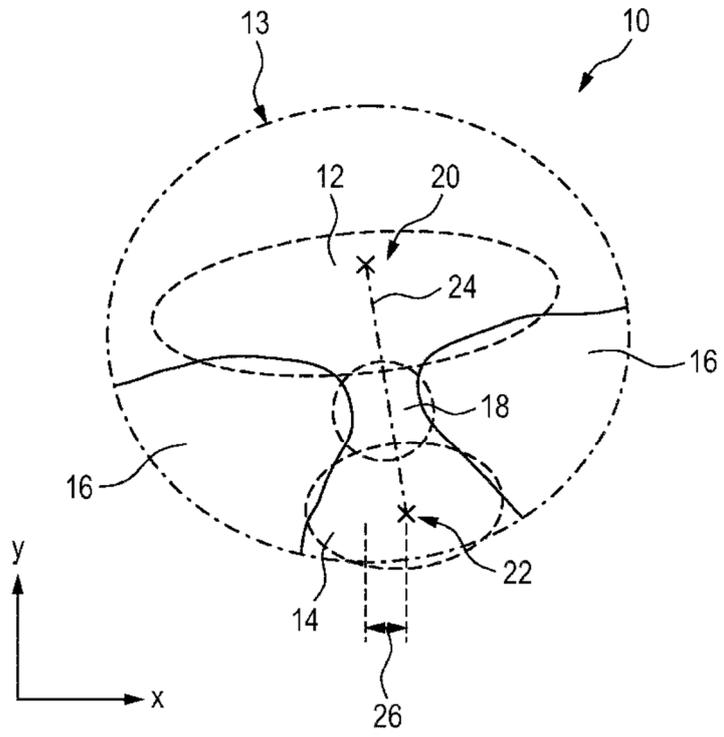


Fig. 1

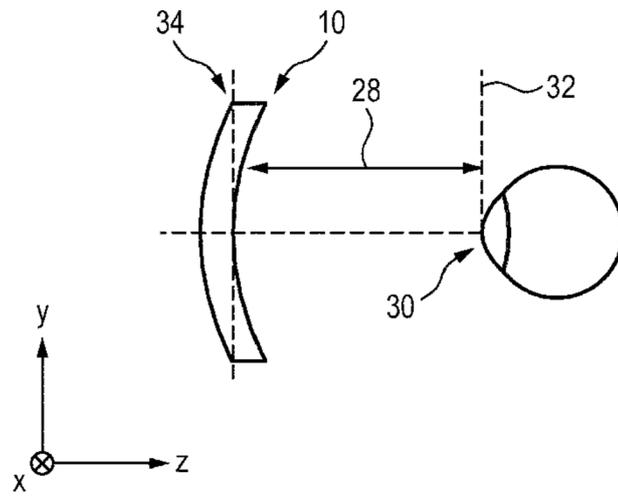


Fig. 2

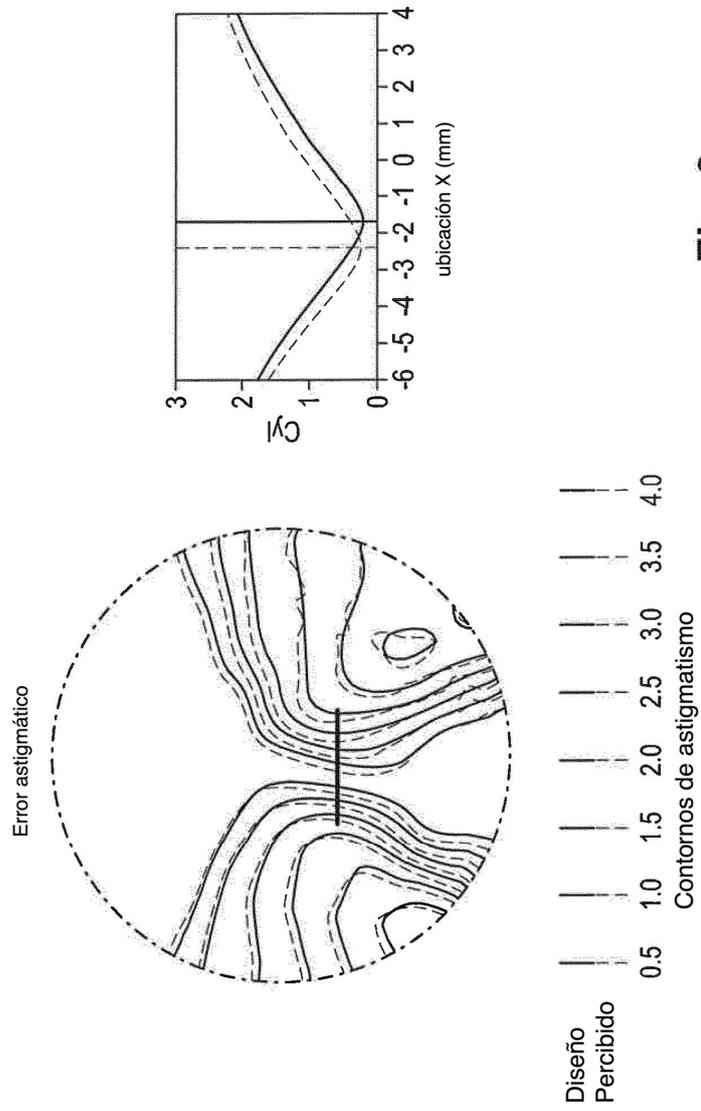


Fig. 3

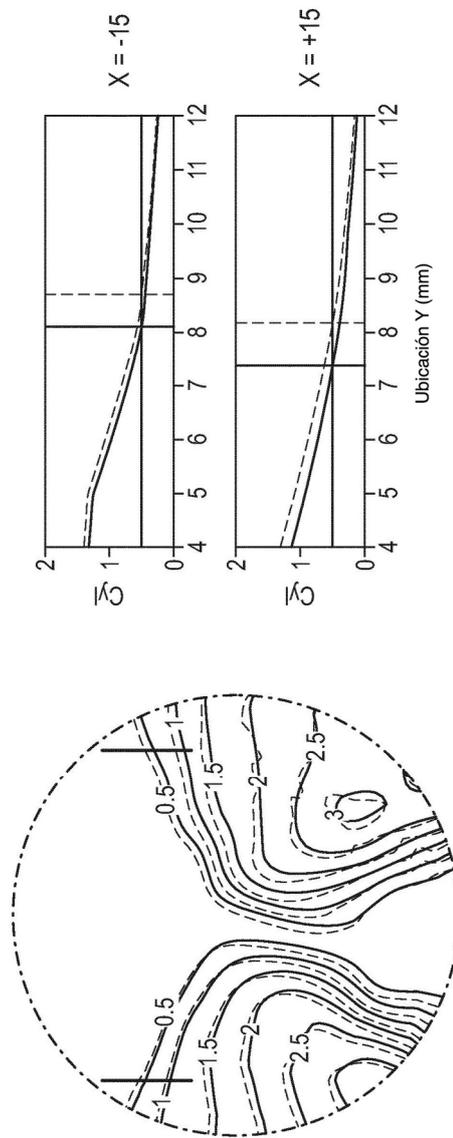


Fig. 4

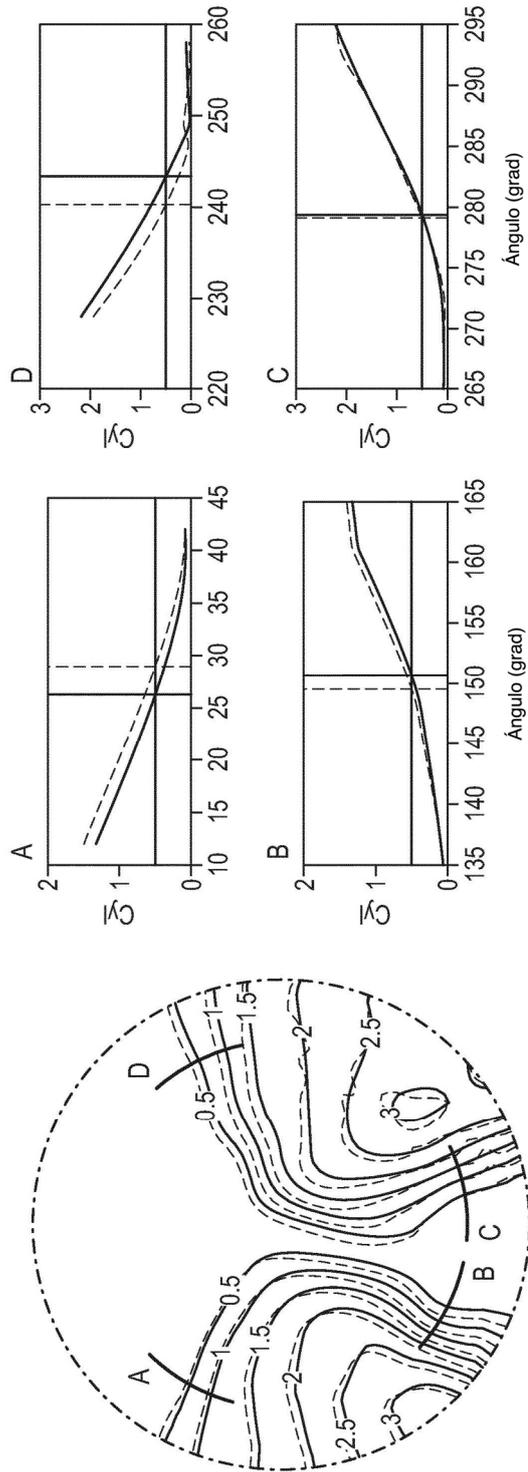


Fig. 5

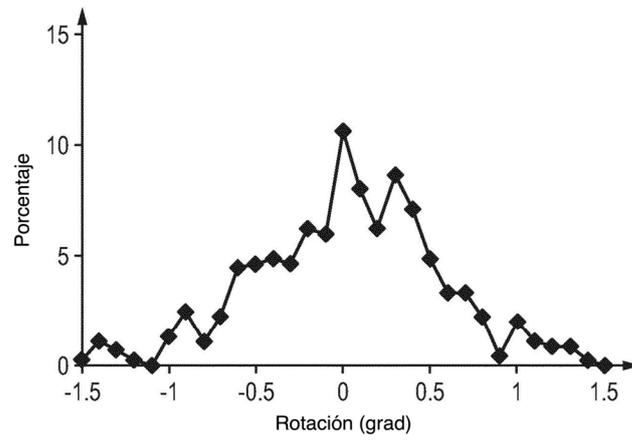
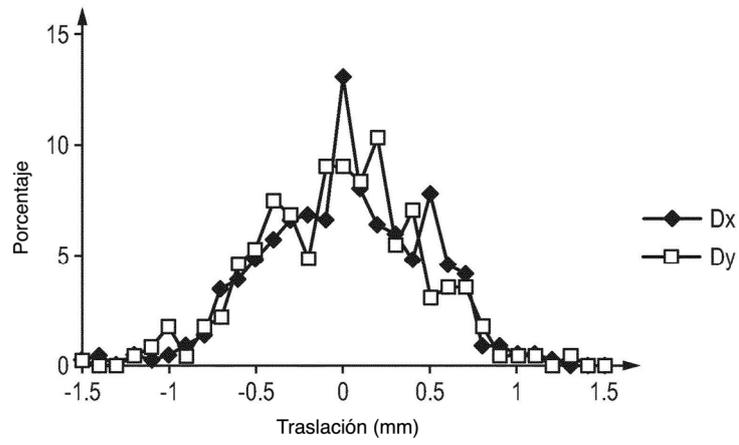


Fig. 6

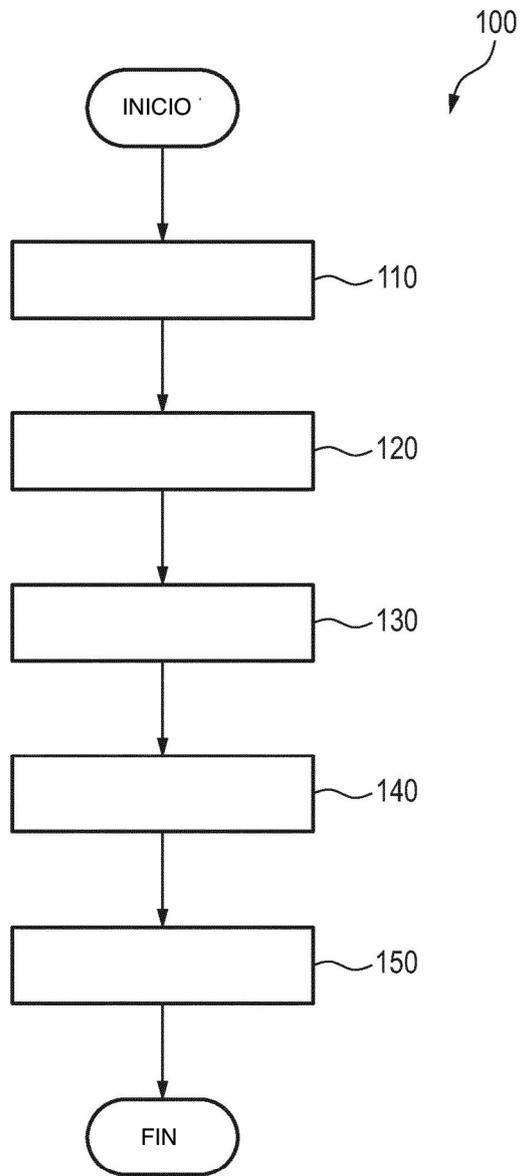


Fig. 7

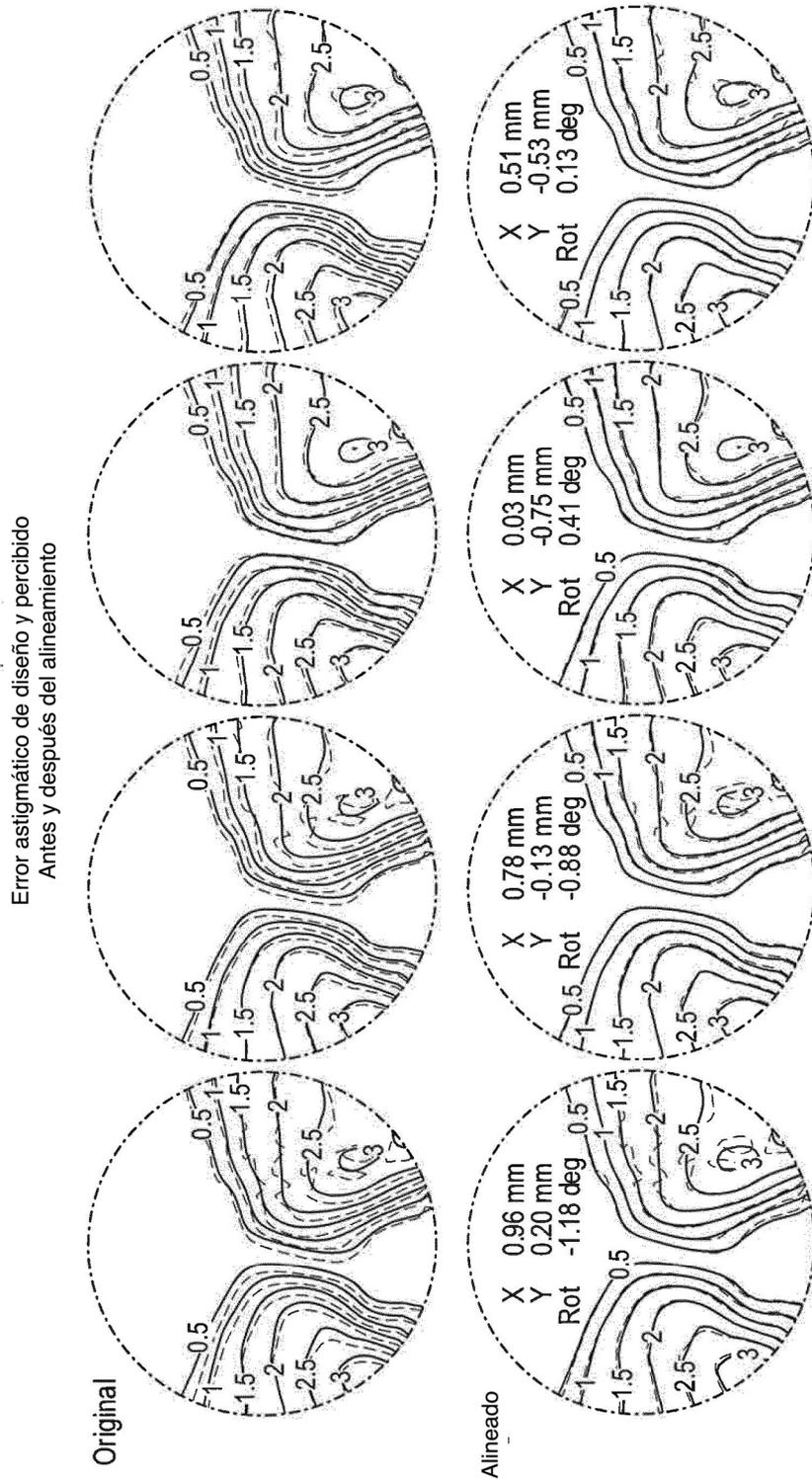


Fig. 8

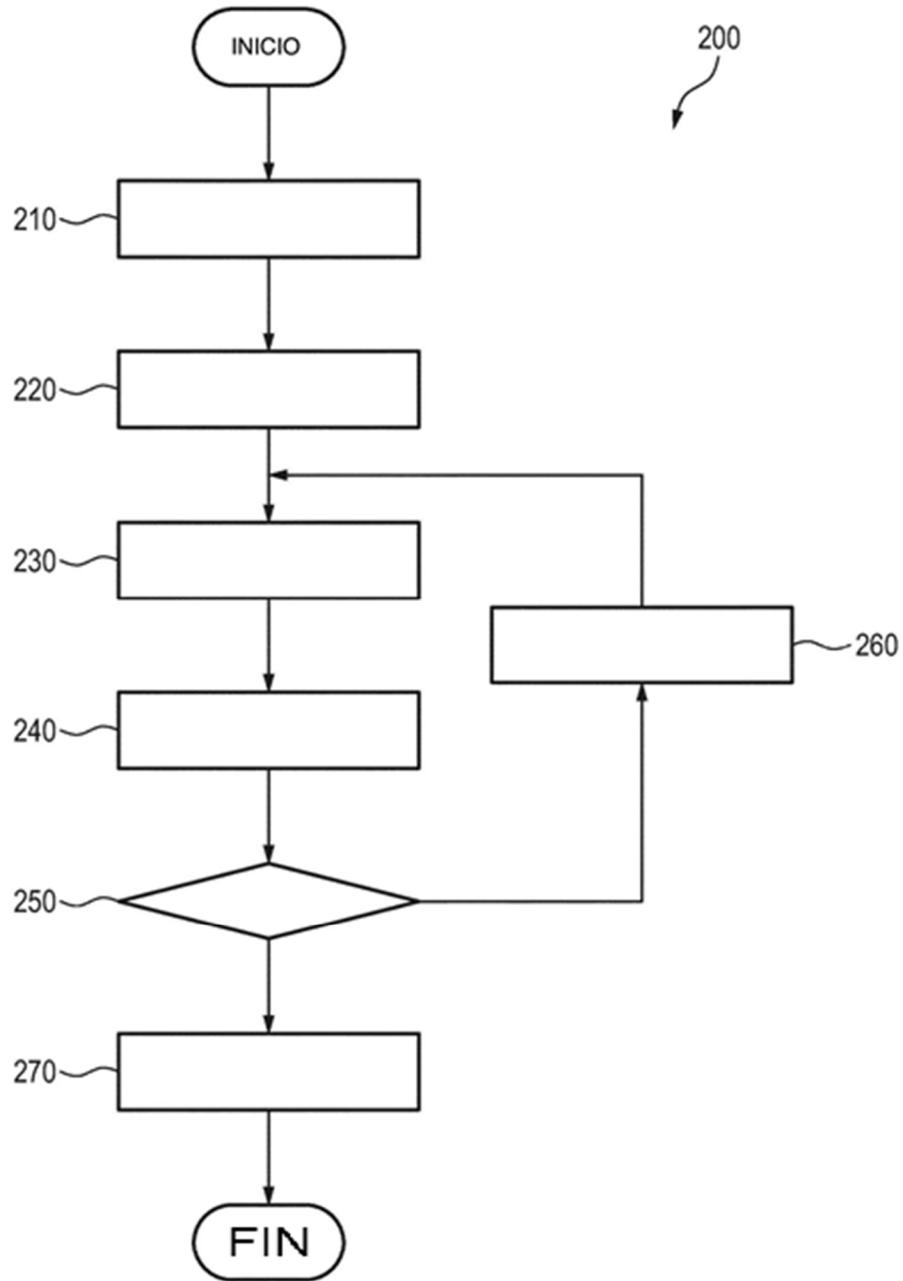


Fig. 9

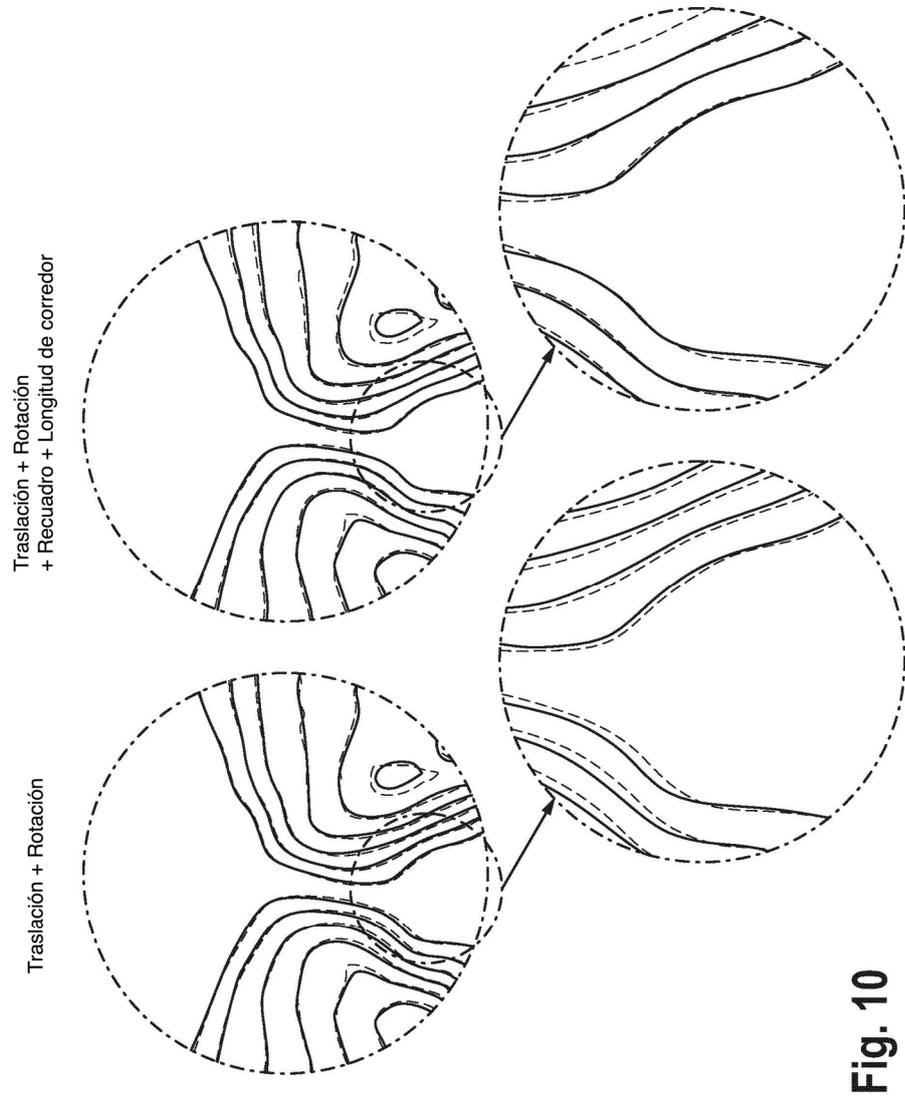


Fig. 10

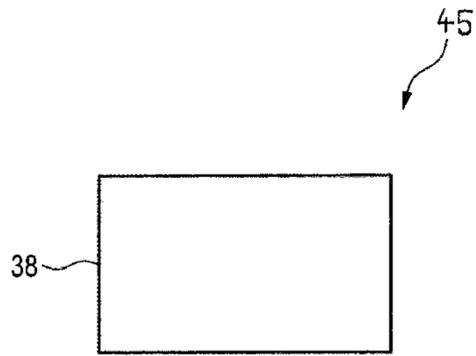


Fig. 11

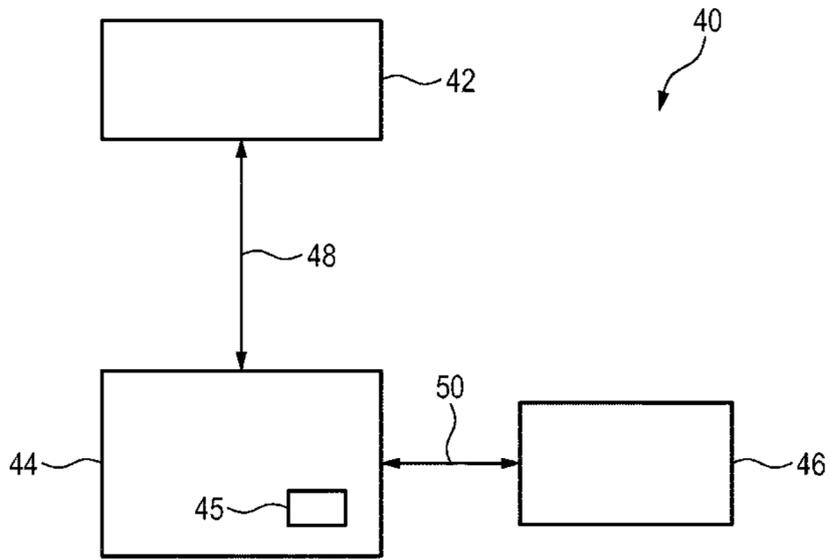


Fig. 12

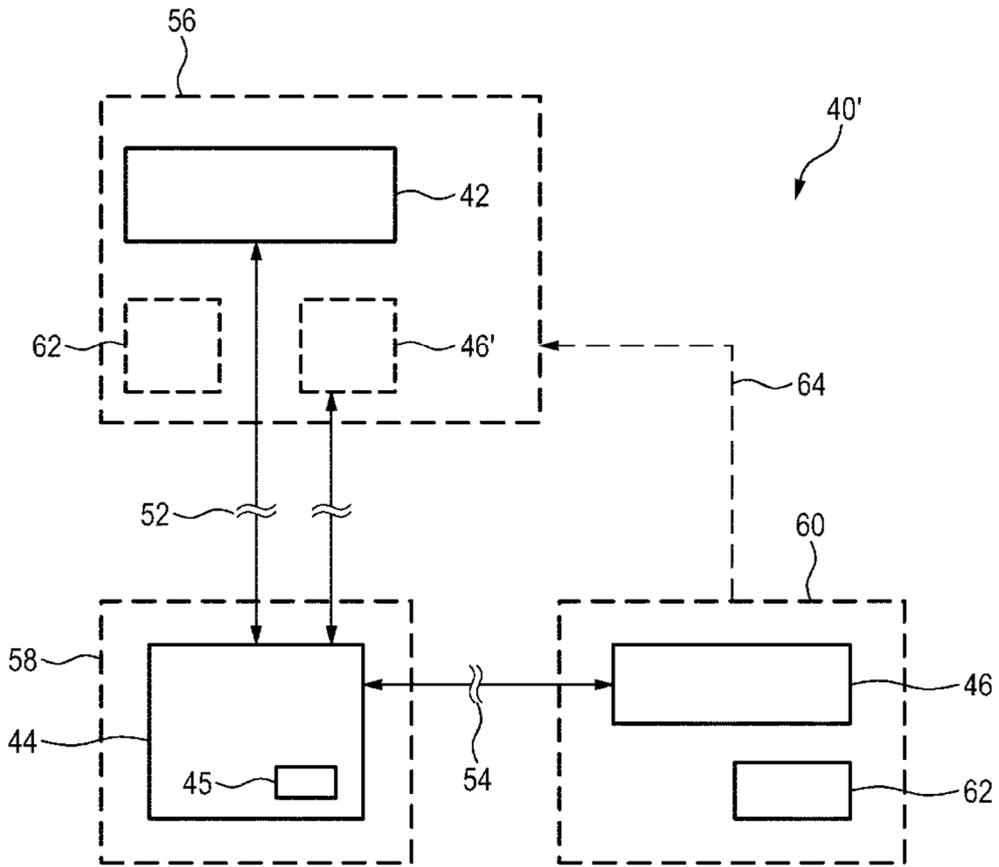


Fig. 13