

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 942 984**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02 (2006.01)

G02C 7/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.08.2018 PCT/EP2018/071628**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.02.2019 WO19034525**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.08.2018 E 18758555 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.01.2023 EP 3669230**

54 Título: **Optimización de una lente oftálmica teniendo en cuenta un modelo de agudeza visual**

30 Prioridad:

14.08.2017 DE 102017007663

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

08.06.2023

73 Titular/es:

RODENSTOCK GMBH (100.0%)

Elsenheimer Straße 33

80687 München, DE

72 Inventor/es:

BECKEN, WOLFGANG;

ALTHEIMER, HELMUT;

MUSCHIELOK, ADAM;

BÉNARD, YOHANN;

SEIDEMANN, ANNE;

WELK, ANDREA y

ESSER, GREGOR

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 942 984 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

Optimización de una lente oftálmica teniendo en cuenta un modelo de agudeza visual

5 El documento WO 2013/104548 A1 describe una optimización de una lente oftálmica que se basa en aquellos frentes de onda que se determinan cuando la luz pasa directamente a través del ojo. Los frentes de onda se evalúan en un plano del ojo en lugar de en la esfera de vértices (SPK), como es habitual, por lo que dependen de las propiedades del ojo. Con este procedimiento, la influencia de la córnea y también de todas las demás características individuales del ojo, tales como las desviaciones de la profundidad de la cámara anterior u otros parámetros geométricos con respecto a la media de la población, puede incorporarse directamente a la optimización de la lente oftálmica a través de los frentes de onda. La base de este procedimiento de optimización es una función objetivo que depende no sólo de las propiedades calculadas del frente de onda (incluidas sus aberraciones de orden superior (HOA)), sino también de las especificaciones nominales y de las ponderaciones que pueden exigirse para determinadas propiedades de los frentes de onda en el ojo.

15 Por especificaciones nominales no deben entenderse sólo los frentes de onda de referencia deseados en un caso ideal para una corrección completa, sino también especificaciones para desviaciones específicas, como por ejemplo las especificaciones para la magnitud del astigmatismo no deseado. En la aplicación práctica, se puede controlar la optimización de la lente mediante una selección adecuada de estas especificaciones nominales y de las ponderaciones/valoraciones.

25 El documento WO 2013/104548 A1 sin embargo, no describe qué tipo de especificaciones nominales y ponderaciones conducen a lentes oftálmicas adecuadas. No obstante, se ha comprobado que si para la optimización se usan las mismas especificaciones nominales y ponderaciones que en la esfera de vértices, se obtienen diseños completamente diferentes, cuya utilidad no puede garantizarse sin una comprobación más elaborada. Por lo tanto, sería necesaria una estructura completamente nueva de especificaciones nominales y ponderaciones significativas para la optimización en el ojo. Tal como se desprende del estado actual de la optimización de las esferas de vértices, se necesitan nuevos pasos inventivos para poder establecer especificaciones nominales y ponderaciones razonables.

30 El experto medio en la materia se encontraría por lo tanto ante la disyuntiva, usando los medios del estado de la técnica, de realizar el cálculo del eje en el ojo y adquirir a partir de cero nueva experiencia para encontrar las especificaciones nominales y ponderaciones adecuadas, o bien usar el estado de la técnica para las especificaciones nominales y ponderaciones, pero optimizando con él en última instancia en la esfera de vértices.

35 Además, aunque el cálculo del frente de onda propuesto supone un avance en términos del mejor plano de evaluación posible, esto puede no conducir a una mejora de la percepción al mirar a través de las gafas sin un criterio adecuado para evaluar la desviación del frente de onda.

40 El documento US 2004/0027679 describe un procedimiento para diseñar y optimizar una lente oftálmica individual. En este procedimiento, un optometrista crea primero un diseño en una estación de trabajo con un programa informático. El diseño creado se envía a un fabricante. El fabricante optimiza la lente oftálmica individual en función de las especificaciones transmitidas.

45 El documento US 2016/0011437 describe un procedimiento para diseñar y optimizar una lente oftálmica individual, en el que se tienen en cuenta la posición del punto de giro del ojo del usuario de las gafas así como las direcciones de la mirada al contemplar un objeto diana.

50 El documento US 2012/0229758 A1 describe un procedimiento para determinar una lente oftálmica. El procedimiento comprende medir la agudeza visual de un usuario de gafas con una corrección sustancialmente completa de las aberraciones de bajo orden y determinar o seleccionar un diseño para la lente oftálmica ajustando el astigmatismo residual en función de la agudeza visual medida.

55 A la vista de lo anterior, es un objetivo de la presente invención superar las desventajas antedichas de la técnica anterior. Otro objetivo es usar los modelos de agudeza visual existentes o bien crear nuevos modelos de agudeza visual, así como prescribir el modo en que deben incluirse en la función objetivo de una optimización en relación con la transformación de las especificaciones nominales y las ponderaciones. Estos objetivos se consiguen mediante las características indicadas en las reivindicaciones independientes.

60 Un primer aspecto de la invención se refiere a un procedimiento implementado por ordenador para calcular (por ejemplo, optimizar) una lente oftálmica para un ojo de un usuario de gafas, que comprende los pasos de:

- a) Establecer una asignación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas para la agudeza visual del usuario de gafas o de un usuario medio de gafas al contemplar un objeto a través del sistema de lentes oftálmicas,
1. b) Determinar o especificar una función objetivo o de calidad para la lente oftálmica que se va a calcular, en la que se va a evaluar la asignación del paso a) o que depende del valor de agudeza visual asignado,

c) Calcular la lente a calcular evaluando la función objetivo, en donde la función objetivo se evalúa al menos una vez, preferentemente varias veces. En particular, el cálculo puede realizarse mediante un procedimiento de optimización en el que la función objetivo se minimiza o se maximiza de forma iterativa.

5 También es posible realizar una evaluación de una lente oftálmica usando la asignación proporcionada a partir del paso a) anterior, sin tener que realizar necesariamente un cálculo o una optimización de la lente oftálmica. La evaluación de la lente oftálmica puede tener lugar, por ejemplo, para el control de calidad. La lente oftálmica que hay que evaluar puede ser descrita o especificada, por ejemplo, a partir de valores teóricos de la superficie y/o a partir de valores medidos de la superficie.

10 Un segundo aspecto de la invención se refiere por lo tanto a un procedimiento implementado por ordenador para evaluar una lente oftálmica para un usuario de gafas, que comprende los pasos de:

a) Establecer una asignación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas para la agudeza visual del usuario de gafas o de un usuario medio de gafas al contemplar un objeto a través del sistema de lentes oftálmicas,

15 1. b) Determinar o especificar una función objetivo o de calidad para la lente oftálmica que hay que evaluar, en la que se va a evaluar la asignación del paso a) o que depende del valor de agudeza visual asignado,

(c) Evaluar la lente oftálmica evaluando la función objetivo y la función de calidad, respectivamente, en donde la función objetivo y la función de calidad, respectivamente, se evalúan al menos una vez.

20 En el paso a) anterior, la asignación puede especificarse en varios puntos de evaluación o puntos de evaluación de una superficie de evaluación. En el paso c) anterior, la función objetivo o de calidad puede evaluarse en varios puntos de evaluación de una superficie de evaluación. La evaluación de la función objetivo puede comprender un cálculo de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de la lente oftálmica que se va a calcular o de la lente oftálmica que se va a evaluar en la pluralidad de puntos de evaluación.

25 En los procedimientos para optimizar una lente oftálmica según el estado de la técnica, una lente oftálmica se optimiza minimizando o maximizando una función objetivo en la que se incluyen los valores reales y los valores nominales correspondientes de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de la lente oftálmica. La al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración puede representar una cuantificación directa de una desviación del frente de onda con respecto a un frente de onda de referencia. Una función objetivo a modo de ejemplo es, por ejemplo, la función:

$$F = \sum_i [G_{R,i} (R_{Ist}(i) - R_{Soll}(i))^2 + G_{A,i} (A_{Ist}(i) - A_{SPK,Soll}(i))^2 + \dots],$$

35 en la cual:

i ($i=1$ a N) designa un punto de evaluación de la lente oftálmica;

$R_{Ist}(i)$ designa el efecto esférico real o el error de refracción en el punto de evaluación i -ésimo;

$R_{Ist}(i)$ designa el efecto esférico nominal o el error de refracción nominal en el punto de evaluación i -ésimo;

40 $A_{stIst}(i)$ designa el astigmatismo o el error astigmático en el i -ésimo punto de evaluación;

$A_{stSoll}(i)$ designa el astigmatismo nominal o el error astigmático nominal en el punto de evaluación i -ésimo.

Las magnitudes $G_{R,i}$, $G_{A,i}$, ... son ponderaciones de la respectiva propiedad de formación de la imagen o aberración que se usan en la optimización.

45 Las propiedades de formación de la imagen o aberraciones de la lente pueden evaluarse en la esfera de vértices o en un plano de evaluación o en una superficie de evaluación en el ojo, como se describe en el documento WO 2015/104548 A1.

50 Basándose en la función objetivo anterior igualmente puede tener lugar la evaluación de una lente oftálmica, en la que el valor real de la al menos una propiedad de formación de la imagen de la lente oftálmica a evaluar se calcula en al menos un punto de evaluación de la lente oftálmica a evaluar y se compara con el valor nominal correspondiente.

55 Sin embargo, se ha constatado que una cuantificación directa de una desviación del frente de onda en dioptrías sin tener en cuenta el tamaño efectivo de la pupila no es el mejor criterio posible para describir y evaluar la percepción de un usuario de gafas a través de una lente oftálmica, debido a la profundidad de campo que depende de ella.

60 De acuerdo con los aspectos anteriores de la invención, a diferencia de los procedimientos convencionales de optimización o de evaluación, se propone tener en cuenta directamente la agudeza visual en la función objetivo o de calidad. La agudeza visual incluida en la función objetivo o de calidad depende de una asignación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas, por lo que la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración puede evaluarse en una superficie de evaluación adecuada (por ejemplo, en la esfera de vértices o en el ojo). El sistema de lentes oftálmicas puede comprender al menos una lente oftálmica (por ejemplo, una lente oftálmica de un par de gafas de refracción). Preferentemente, el sistema de lentes oftálmicas comprende otros componentes, como por ejemplo un ojo modelo o un modelo de ojo, que puede basarse

en valores medios de usuarios de gafas o en al menos un parámetro individual del ojo del usuario de gafas. En otras palabras, el sistema de lentes oftálmicas en el que se basa la asignación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración a la agudeza visual del usuario de gafas puede ser un sistema de lentes oftálmicas-ojo.

- 5 Preferentemente, el ojo modelo también forma parte de la posición de uso, que se tiene en cuenta al calcular la lente que se va a calcular (por ejemplo, la lente que se va a optimizar) o al evaluar la lente que se va a evaluar. La posición de uso también puede ser caracterizada por otros parámetros medios o individuales, tales como la distancia del ápice corneal (HSA), la inclinación previa, la distancia pupilar, etc.
- 10 La función objetivo o de calidad, que depende de la agudeza visual V mediante la asignación de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración $\Delta U_{s,j}$ a la agudeza visual del usuario de gafas o de un usuario medio de gafas, tiene la siguiente estructura:

$$F_s = \sum_i [G_{s,i}^V (V_{Ist}(\Delta U_{s,j}(i)) - V_{Soll}(\Delta U_{s,j}(i)))^2 + \dots],$$

- 15 En la fórmula anterior, $V(\Delta U_{s,j}(i))$ designa una función que describe la dependencia de la agudeza visual de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas en el punto de evaluación i -ésimo ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) en una superficie de evaluación. En otras palabras, $V(\Delta U_{s,j}(i))$ describe una asignación a modo de ejemplo del paso a). El argumento $\Delta U_{s,j}$ es genérico y puede designar cualquier propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas que describa el efecto del sistema de lentes oftálmicas sobre un rayo de luz que emana de un objeto o la diferencia de los efectos del sistema de lentes oftálmicas sobre un rayo de luz que emana de un objeto y sobre un rayo de luz de referencia que converge en la retina del ojo. Una o más propiedades de formación de la imagen o aberraciones pueden ser incluidas en la función objetivo o de calidad y ser evaluadas, en donde el subíndice $j, j \geq 1$ designa la j -ésima propiedad de formación de la imagen o aberración.

- 25 $V_{Ist}(\Delta U_{s,j}(i))$ designa la agudeza visual determinada a partir de la asignación y del valor real de la al menos una propiedad de formación de la imagen de la lente que hay que calcular (por ejemplo, optimizarse) o evaluarse en el punto de evaluación i -ésimo, y $V_{Soll}(\Delta U_{s,j}(i))$ designa el valor nominal correspondiente de la agudeza visual.

- 30 La al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración se puede calcular o evaluar en una superficie de evaluación adecuada. En consecuencia, el subíndice "s" representa cualquier área de evaluación de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración $\Delta U_{s,j}$. La superficie de evaluación puede ser, por ejemplo, un plano (plano de evaluación) o una superficie curva (por ejemplo, esférica). La superficie de evaluación puede ser, por ejemplo, la esfera de vértices o una superficie en el ojo, por ejemplo, uno de los siguientes planos o superficies:

- 35 un plano o una superficie (por ejemplo, esférica) por detrás de la córnea,
 la superficie anterior del cristalino del ojo o un plano tangente a la superficie anterior del cristalino del ojo,
 la superficie posterior del cristalino del ojo o un plano tangente a la superficie posterior del cristalino del ojo,
 el plano de la pupila de salida (AP); o
 40 el plano de la superficie posterior del cristalino (L2).

La magnitud

$$G_{s,i}^V$$

- 45 designa la ponderación de la agudeza visual dada por la asignación a la propiedad de formación de la imagen $\Delta U_{s,j}$ en el i -ésimo punto de evaluación.

- Se pueden usar modelos de agudeza visual existentes o uno de los modelos de agudeza visual descritos a continuación, preferentemente en combinación con una prescripción del modo de incorporar el modelo de agudeza visual a la función objetivo de una optimización junto con una transformación de las especificaciones nominales y las ponderaciones.

- 50 La al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración $\Delta U_{s,j}$ puede ser, por ejemplo, una propiedad de formación de la imagen aberración de segundo orden (como por ejemplo astigmatismo o error astigmático, efecto esférico o error de refracción), propiedad de formación de la imagen o aberración de orden superior (como por ejemplo coma, error de trébol, aberración esférica), o una combinación de diferentes propiedades de formación de la imagen o aberraciones. Por ejemplo, las propiedades de formación de la imagen o aberraciones de orden superior (HOA) se pueden asignar a las propiedades o aberraciones de imagen de segundo orden mediante una métrica determinada (por ejemplo, una métrica lineal).

- 60 El cálculo de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración puede realizarse mediante un cálculo de frente de onda o un cálculo de rayo o un cálculo de campo de onda, preferentemente en la posición de uso de la lente oftálmica. El cálculo del campo de ondas significa un cálculo óptico-ondulatorio riguroso, a diferencia del cálculo del frente de ondas o del cálculo de rayos, que son términos clásicos de la óptica geométrica.

El procedimiento puede comprender además las siguientes etapas:

Calcular al menos un rayo de luz que emane del objeto para al menos una dirección de visión con ayuda del cálculo del frente de ondas (trazado de ondas) o el cálculo de rayos o el cálculo del campo de ondas a través de al menos una superficie del sistema de lentes oftálmicas o de la lente oftálmica que se va a calcular o evaluar hasta una superficie de evaluación en el sistema de lentes oftálmicas. Preferentemente, el cálculo se realiza a través de al menos una superficie del sistema de lentes oftálmicas o de la lente oftálmica que se va a calcular o evaluar y de los elementos ópticos de un ojo modelo (como componente del sistema de lentes oftálmicas) hasta una superficie de evaluación en el ojo modelo.

Además, el procedimiento puede comprender:

calcular la diferencia, existente en la superficie de evaluación, del rayo de luz que emana del objeto en comparación con un rayo de luz de referencia que converge en la retina del ojo modelo, y determinar la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración usando la diferencia calculada.

Por ejemplo, la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración puede cuantificar o representar directamente la diferencia calculada. La al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración también puede ser una función de la diferencia calculada.

Preferentemente, el rayo de luz de referencia tiene un frente de onda esférico (frente de onda de referencia).

Preferentemente, el cálculo de al menos un rayo de luz que emana del objeto se realiza mediante cálculo de frente de onda (wavetracing), en donde la diferencia (diferencia de frente de onda) entre el frente de onda del rayo de luz que emana del objeto y el frente de onda del rayo de luz de referencia que converge en la retina se calcula en la superficie de evaluación. Preferentemente, para calcular u optimizar la lente oftálmica no se usa la desviación directa del frente de onda o la diferencia del frente de onda en dioptrías, sino la correspondiente pérdida de agudeza visual en comparación con la agudeza visual máxima posible como criterio para evaluar la desviación del frente de onda.

La diferencia de frente de onda puede describirse hasta el segundo orden por la diferencia de las matrices de vergencia del frente de onda del rayo de luz que emana del objeto y el frente de onda del rayo de luz de referencia que converge sobre la retina. La diferencia de las dos matrices de vergencia en la superficie de evaluación representa la matriz de vergencia de diferencia. Si se tienen en cuenta los errores de formación de la imagen de orden superior, éstos pueden representarse en la matriz de vergencia de diferencia mediante una métrica adecuada (por ejemplo, una métrica lineal).

Según un segundo aspecto de la invención (que puede ser independiente del primer aspecto), no se asigna directamente la agudeza visual a la desviación de frente de onda o a la diferencia de frente de onda calculada en la superficie de evaluación, sino que se forma primero al menos otra magnitud óptica. La agudeza visual se asigna a esta magnitud óptica.

La al menos una magnitud óptica adicional puede ser una magnitud óptica en el espacio de ángulos óptico-geométricos. En consecuencia, el procedimiento puede comprender la asignación de un ángulo óptico-geométrico (vectorial) y/o una forma cuadrática en el espacio de ángulos óptico-geométricos con la diferencia de frente de onda calculada, dependiendo la aberración de al menos una componente del ángulo óptico-geométrico y/o de la forma cuadrática.

La asignación de un ángulo óptico-geométrico (vectorial) y/o de una forma cuadrada en el espacio de ángulos óptico-geométricos a la diferencia de frente de onda puede realizarse, por ejemplo, sobre la base de un disco de dispersión en la retina del ojo modelo correspondiente al frente de onda respectivo.

En particular, para cualquier frente de onda dado (como por ejemplo un frente de onda astigmático no totalmente corregido), existe un disco de dispersión en la retina que puede aproximarse mediante una elipse (elipse de dispersión). Según un sencillo criterio de solapamiento, dos objetos se siguen percibiendo como separados si sus discos o elipses de dispersión no se solapan. También son posibles otros criterios. Los parámetros del disco de dispersión dependen de las propiedades del frente de onda que incide sobre la retina y, por lo tanto, de las propiedades de formación de imagen de la lente oftálmica o del sistema de lentes oftálmicas.

Preferentemente, en lugar del disco de dispersión en la retina, se usa un disco de dispersión correspondiente al disco de dispersión en la retina en el espacio del ángulo óptico-geométrico del lado del objeto (espacio γ). Para cada punto fijo $r_s = (r_{sx}, r_{sy})$ en el borde de la pupila efectiva en cualquier superficie de evaluación o plano de evaluación "s" en el ojo, se puede especificar un ángulo óptico-geométrico vectorial $\gamma = (\gamma_x, \gamma_y)$. El ángulo óptico-geométrico escalar γ es el ángulo del lado del objeto entre dos rayos principales específicos HS0 y HS (es decir, rayos que atraviesan el centro de la pupila de entrada). El rayo principal HS se determina haciendo que incida en el punto del borde del disco de dispersión en el que se visualiza el punto $r_s = (r_{sx}, r_{sy})$ del borde de la pupila. El otro rayo principal HS0 desempeña el papel de referencia e incide en el centro del disco de dispersión. La definición del ángulo óptico-geométrico vectorial se obtiene teniendo en cuenta que el $r_s = (r_{sx}, r_{sy})$ tiene dos componentes y, en consecuencia, el ángulo γ también

puede descomponerse en una componente x y una componente y. Una parametrización a modo de ejemplo de los dos rayos principales como vectores unitarios en el espacio xyz es:

$$\mathbf{HS}_0 = (0,0,1)^T \quad \text{und} \quad \mathbf{HS} = (\sin \gamma \cos \varphi, \sin \gamma \sin \varphi, \cos \gamma)^T,$$

5 donde la luz avanza en la dirección z positiva. El ángulo óptico-geométrico vectorial viene dado entonces por $\gamma = (\gamma_x, \gamma_y) = (\sin \gamma \cos \varphi, \sin \gamma \sin \varphi)$. En una aproximación paraxial, $\sin \gamma \approx \gamma$ y, por tanto, $\gamma = (\gamma_x, \gamma_y) = \gamma(\cos \varphi, \sin \varphi)$.

10 Si se imagina un punto $r_s = r_s (\cos \varphi_s, \sin \varphi_s)^t$ orbitando en el borde de la respectiva pupila ($r_s = \text{const.}$), entonces γ en γ -espacio (es decir, en el espacio de vectores $\gamma = (\gamma_x, \gamma_y)$) describe una elipse. Dos objetos pueden seguir percibiéndose por separado (con respecto a un criterio de solapamiento simple) si sus elipses de dispersión no se solapan en el espacio γ . Igualmente se pueden especificar otros criterios.

15 Se puede usar una forma cuadrática (por ejemplo, en forma de matriz) para describir el disco de dispersión en la retina o en el espacio γ . La al menos una propiedad de formación de la imagen del sistema de lentes oftálmicas o de la lente oftálmica que debe optimizarse puede determinarse usando al menos uno de los componentes de la forma cuadrada o una combinación de componentes de la forma cuadrada.

20 Una ventaja de tener en cuenta las propiedades de formación de la imagen de un sistema de lentes oftálmicas o de una lente oftálmica que debe optimizarse en el espacio de los ángulos óptico-geométricos del lado del objeto es una comparabilidad mejor y más sencilla con la agudeza visual de un usuario de gafas. Otra ventaja es la toma en consideración automática del diámetro de la pupila. Además, el ángulo óptico geométrico resume el efecto conjunto de una corrección errónea y de un diámetro pupilar determinado de manera exacta de la forma decisiva para la agudeza visual.

25 La asignación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas a la agudeza visual del usuario de gafas o a la función $V(\Delta U_{s,j}(l))$ puede depender paraméricamente de la agudeza visual inicial medida y/o de la sensibilidad medida del usuario de gafas.

30 La agudeza visual inicial corresponde a la agudeza visual del usuario de gafas cuando mira a través de un sistema de lentes oftálmicas con un efecto determinado por el valor de refracción del ojo respectivo del usuario de gafas, es decir, con una corrección óptima de los errores del ojo del usuario de gafas. En otras palabras, la agudeza visual inicial es el valor de agudeza visual que puede alcanzarse con la mejor corrección posible (corrección completa), también conocida como "agudeza visual cum correccione" o Vcc en la jerga técnica. La sensibilidad del usuario de gafas se puede medir haciéndole mirar a través de una lente con una desviación determinada y determinando después su agudeza visual. La corrección errónea puede ser, por ejemplo, de +0,5 Dpt a +3,0 Dpt; también son posibles otros valores.

40 Una asignación a modo de ejemplo de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas a la agudeza visual del usuario de gafas se basa en la siguiente función básica:

$$V(\Delta U) = \left(\gamma_0^k + (m \Delta U^p)^k \right)^{1/k},$$

en donde:

45 ΔU designa una propiedad de formación de la imagen o aberración del sistema de lentes oftálmicas; el parámetro γ_0 depende del valor de la agudeza visual de salida; y los parámetros k , m y p son parámetros (no necesariamente enteros) para describir la disminución de la agudeza visual en función de ΔU .

En unidades preferentes, $V(\Delta U)$ y ΔU son adimensionales, es decir, se miden en radianes.

50 Bajo este supuesto, los valores típicos de los parámetros son $0,5 \leq k \leq 4,0$, $0,5 \leq m \leq 4,0$, $1,0 \leq p \leq 2,0$.

55 Preferentemente, tal como se ha descrito anteriormente, la propiedad de formación de la imagen o aberración ΔU corresponde a al menos una de las componentes o a una combinación de componentes de una forma cuadrática en el espacio de ángulos óptico-geométricos, estando la forma cuadrática asociada a la diferencia de frente de onda calculada en la superficie de evaluación.

60 El valor de salida V de la función anterior tiene preferentemente el significado del ángulo óptico-geométrico (en radianes) correspondiente a la agudeza visual actual. Preferentemente, el parámetro γ_0 viene dado directamente por el valor del ángulo óptico-geométrico γ_0 (en radianes) correspondiente a la agudeza visual inicial.

La asignación de la al menos una propiedad de formación de la imagen del sistema de lentes a la agudeza visual puede realizarse usando uno o más pares de valores proporcionados, determinándose cada par de valores a partir de i) un valor de agudeza visual de uno de los ojos del usuario (el ojo para el que se calcula y optimiza la lente oftálmica)

al ver a través del sistema de lentes oftálmicas y ii) la potencia de refracción esférica y/o astigmática del sistema de lentes oftálmicas.

5 En consecuencia, el procedimiento puede comprender la detección de al menos un par de valores que comprenden i) el valor de la agudeza visual del ojo del usuario de gafas cuando ve a través de un sistema de lentes oftálmicas (por ejemplo, a través de una lente de un par de gafas de refracción) que tiene una determinada potencia de refracción esférica y/o astigmática y ii) la potencia de refracción esférica y/o astigmática del sistema de lentes oftálmicas. La potencia de refracción del sistema de lentes oftálmicas se refiere preferentemente a la potencia de refracción esférica y astigmática. Opcionalmente, pueden tenerse en cuenta las propiedades o aberraciones de alto orden (HOA), que se
10 pueden asignar a la potencia de refracción esférica y/o astigmática, por ejemplo, mediante una métrica.

La determinación del valor de agudeza visual a una determinada potencia de refracción esférica y/o astigmática del sistema de lentes oftálmicas es conocida en el estado de la técnica y puede, por ejemplo, llevarse a cabo de manera
15 monocular o binocular mediante diversas pruebas, tales como la prueba de Landolt. En un ejemplo, al menos la agudeza visual del ojo del usuario de gafas se detecta en una potencia de refracción esférica y/o astigmática del sistema de lentes oftálmicas que proporciona una corrección óptima de la visión del usuario de gafas.

Para uno de los pares de valores, la potencia de refracción puede venir dada por el valor de refracción de uno de los ojos del usuario de gafas. En uno de los pares de valores, la potencia de refracción puede venir dada por el valor de refracción de uno de los ojos del usuario de las gafas más un desenfoque esférico y/o astigmático, es decir, más un efecto dióptrico adicional introducido por el valor de refracción del ojo. El efecto dióptrico adicional puede ser un efecto esférico, un efecto cilíndrico o una combinación de ambos.

20 La distancia dióptrica del valor de refracción del ojo correspondiente al desenfoque puede tener un valor comprendido entre 0,5 Dpt y 3,0 Dpt. También son posibles otros valores.

Preferentemente, se registran varios pares de valores en diferentes desenfoques esféricos y/o astigmáticos y a partir de ellos se determina una asignación de la agudeza visual a la al menos una propiedad de formación de la imagen.

30 Tal como se ha descrito anteriormente, el sistema de lentes oftálmicas, así como la posición de uso de las lentes oftálmicas que debe calcularse (por ejemplo, optimizarse) o evaluarse, sobre cuya base se determina la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración, puede comprender un ojo modelo o un modelo de ojo, en el que el ojo modelo se describe con al menos uno de los siguientes parámetros: Longitud del ojo, distancias y curvaturas de las superficies de refracción, índices de refracción de los medios de refracción, diámetro pupilar, posición de la pupila. El ojo modelo puede ser, por ejemplo, un ojo modelo establecido en el que se superpone un déficit de refracción a un ojo base derecho. En el libro del Dr. Roland Enders "Die Optik des Auges und der Sehhilfen" (La óptica de los ojos y los apoyos visuales), Heidelberg, 1995, págs. 25 y siguientes, se describen un modelo de ojo y un sistema de lentes oftálmicas compuesto por una lente oftálmica y un modelo de ojo Dr. Roland Enders "Die Optik des Auges und der Sehhilfen", Optische Fachveröffentlichung GmbH, Heidelberg, 1995, páginas 25 y ss. y en el libro de Diepes, Blendwoske "Optics and technology of spectacles", Optische Fachveröffentlichung GmbH, Heidelberg, página 47 y ss. incluido. También se hace referencia a estas publicaciones en lo que respecta a la terminología técnica usada, cuyas correspondientes explicaciones a este respecto constituyen parte integrante de la divulgación de la presente solicitud.

45 Los parámetros del ojo modelo pueden ser parámetros medios. Sin embargo, al menos uno de los parámetros del ojo modelo puede medirse individualmente para el usuario de gafas y/o determinarse a partir de valores medidos individuales. La determinación de un ojo modelo individual o de un modelo de ojo individual basado en valores de medición individuales se describe, por ejemplo, en el documento DE 10 2017 000 772.1 cuyas realizaciones correspondientes constituyen a este respecto parte integrante de la divulgación de la presente solicitud.

50 El cálculo o la optimización de la lente a optimizar se realiza minimizando o maximizando la función objetivo descrita anteriormente, en la que se incluye directamente la agudeza visual. La función objetivo se evalúa al menos una vez, preferentemente varias. Preferentemente, se varía al menos una de las superficies de la lente oftálmica y, en cada paso de variación, se calcula la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de la lente oftálmica dispuesta en una posición de uso predeterminada. Basándose en la propiedad de formación de la imagen o aberración calculada y en la asignación especificada, puede determinarse el valor de agudeza visual correspondiente (valor de agudeza visual real) y compararse con el valor de agudeza visual objetivo especificado. Los pasos anteriores se repiten iterativamente hasta que se alcanza un criterio de optimización determinado.

60 Otros aspectos de la invención se refieren a un aparato para calcular (por ejemplo, optimizar), un aparato para evaluar una lente oftálmica para un ojo de un usuario de gafas, y un aparato para fabricar una lente oftálmica que comprende medios informáticos respectivos (tales como medios de cálculo u optimización) que están adaptados para calcular (por ejemplo, optimizar) o evaluar la lente oftálmica según un procedimiento para calcular (por ejemplo, optimizar) o evaluar una lente oftálmica según cualquiera de los aspectos y/o ejemplos descritos anteriormente. El aparato para fabricar una lente oftálmica comprende además medios de mecanizado adaptados para mecanizar la lente oftálmica en función del resultado del cálculo o de la optimización. Los medios de mecanizado pueden incluir, por ejemplo, máquinas controladas por CNC para el mecanizado directo de una pieza en bruto de acuerdo con las especificaciones de
65

optimización determinadas. Alternativamente, la lente puede fabricarse mediante un proceso de fundición. Preferentemente, la lente oftálmica acabada tiene una superficie esférica simple o una superficie rotacionalmente simétrica y una superficie calculada u optimizada según el procedimiento según la invención y según parámetros individuales del usuario de las gafas. Preferentemente, la única superficie esférica esférica o rotacionalmente simétrica es la superficie frontal (es decir, la superficie del lado del objeto) de la lente. No obstante, también es posible disponer la superficie optimizada como superficie frontal de la lente oftálmica. También se pueden optimizar las dos superficies de la lente oftálmica. La lente oftálmica puede ser monofocal o progresiva.

El aparato para calcular (por ejemplo, optimizar) una lente oftálmica, evaluar una lente oftálmica o fabricar una lente oftálmica puede comprender al menos uno de los siguientes elementos:

- un módulo de asignación de la agudeza visual para proporcionar una asignación de al menos una aberración de un sistema de lentes oftálmicas a la agudeza visual del usuario de gafas o de un usuario medio de gafas al ver un objeto a través del sistema de lentes oftálmicas;
- un módulo de especificación y/o determinación de la función objetivo para determinar o especificar una función objetivo para la lente oftálmica que se va a optimizar, en la que se va a evaluar la asignación de la etapa (a) del procedimiento; y
 - un módulo de cálculo para calcular u optimizar la lente oftálmica que se debe optimizar minimizando o maximizando la función objetivo, en donde la función objetivo se evalúa al menos una vez;
 - un módulo de evaluación para evaluar la lente oftálmica que se debe evaluar mediante la evaluación de la función objetivo, en donde la función objetivo se evalúa al menos una vez.

Además, el aparato para calcular (por ejemplo, optimizar) una lente oftálmica, evaluar una lente oftálmica y/o fabricar una lente oftálmica puede comprender al menos uno de los siguientes elementos:

- un módulo de adquisición de la agudeza visual para adquirir al menos un par de valores consistentes en un valor de agudeza visual de uno de los ojos del usuario de las gafas cuando mira a través del sistema de lentes oftálmicas y un efecto del sistema de lentes oftálmicas;
- un módulo de determinación del modelo de agudeza visual para determinar la asignación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas a la agudeza visual sobre la base del al menos un par de valores;
- un módulo de detección de parámetros oculares para detectar el déficit de refracción, o

valor de refracción y, opcionalmente, al menos otro parámetro de al menos un ojo del usuario de las gafas;

- un módulo de determinación del modelo de ojo para determinar un modelo de ojo basado en al menos un parámetro del ojo del usuario de gafas;
- un módulo de detección de parámetros de posición de uso para determinar al menos un parámetro individual de posición de uso de la lente que se debe optimizar;
- una base de datos de modelos de superficie para especificar una primera superficie y una segunda superficie para la lente oftálmica que se va a calcular u optimizar (superficies de partida);
- un módulo para calcular al menos un rayo de luz que emana del objeto para al menos una dirección de visión con ayuda del cálculo del frente de onda o del cálculo de rayos o del cálculo del campo de onda a través de al menos una superficie del sistema de lentes oftálmicas o de la lente oftálmica que se debe optimizar o evaluar y, en su caso, a través de los elementos ópticos del ojo modelo hasta una superficie de evaluación en el sistema de lentes oftálmicas, como, por ejemplo, una superficie de evaluación en el ojo;
- un módulo de evaluación para evaluar la diferencia, presente en la superficie de evaluación, del rayo de luz que emana del objeto en comparación con un rayo de luz de referencia que converge en la retina del ojo; y/o un módulo de evaluación para evaluar o determinar al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración sobre la base de la diferencia calculada.

Los medios informáticos (por ejemplo, medios de cálculo o de optimización) y los módulos de cálculo o de determinación o de evaluación correspondientes pueden comprender ordenadores convenientemente configurados o programados, hardware especializado y/o redes informáticas o sistemas informáticos, etc., que están en conexión de señal con al menos una memoria mediante interfaces adecuadas y, en particular, leen y/o modifican los datos almacenados en la memoria. Los medios de adquisición pueden realizarse, por ejemplo, mediante interfaces gráficas de usuario, interfaces electrónicas, etc. Los medios de cálculo u optimización pueden comprender además al menos una interfaz gráfica de usuario (GUI) preferentemente interactiva que permita a un usuario introducir y/o modificar datos.

Además, la invención proporciona un producto de programa informático, en particular en forma de un medio de almacenamiento o un flujo de datos, que contienen código de programa adaptado, cuando se carga y ejecuta en un ordenador, para realizar un procedimiento de cálculo (por ejemplo, optimización) o evaluación de una lente oftálmica según cualquiera de los aspectos y/o ejemplos descritos anteriormente.

Además, la invención proporciona un procedimiento de fabricación de una lente oftálmica que comprende:

- Cálculo u optimización de una lente oftálmica según el procedimiento de cálculo (por ejemplo, optimización) de una lente oftálmica según cualquiera de los aspectos y/o ejemplos descritos anteriormente; y

Fabricar la lente calculada (por ejemplo, optimizada).

Además, la invención proporciona un uso de una lente oftálmica producida según el procedimiento de fabricación según la invención en una posición de uso media o ideal predeterminada de la lente oftálmica frente a los ojos de un usuario de gafas particular para corregir una visión defectuosa del usuario de gafas.

Con los procedimientos y los dispositivos propuestos según cualquiera de los aspectos y ejemplos anteriores, se puede mejorar la evaluación de las propiedades de formación de la imagen o aberraciones de una lente oftálmica y adaptarlas a la percepción real de un usuario de gafas cuando se mira a través de la lente oftálmica. Además, las ventajas de un cálculo a través del ojo pueden combinarse con la experiencia para encontrar las especificaciones nominales y las ponderaciones de los objetivos, para los que sólo existe un estado de la técnica en la esfera de vértices. En el proceso, las especificaciones convencionales del objetivo y las ponderaciones en la esfera de vértices no se limitan a repetirse en el interior del ojo desde el principio. En su lugar, las especificaciones nominales y las ponderaciones ya existentes en la esfera de vértices se transforman preferentemente a cualquier superficie de evaluación deseada o plano de evaluación dentro del ojo mediante una prescripción adecuada. Además, se proporciona preferentemente una prescripción constructiva según la cual un diseño existente para una lente oftálmica (es decir, el resultado de una optimización de una lente oftálmica) puede reproducirse en la esfera de vértices mediante una transformación adecuada de las especificaciones nominales y las ponderaciones durante una optimización en un plano de evaluación deseado o una superficie de evaluación dentro del ojo. Esto puede hacerse mediante un procedimiento de normalización, mediante el cual las normas establecidas en, por ejemplo, el documento de divulgación WO 2013/104548 A1 no da lugar a nuevos diseños por sí mismo, sino sólo en combinación con desviaciones de los parámetros (parámetros del modelo y aberraciones del ojo) respecto a valores estándar previamente definidos. De este modo, las variaciones de los parámetros se pueden traducir directamente en variaciones del diseño.

Las formas de realización preferentes de la invención se explican a continuación, al menos en parte, a modo de ejemplo con referencia a los dibujos. En ellos se muestra:

Figura 1 un sistema esquemático de gafas-ojos;

Figura 2 un modelo a modo de ejemplo de agudeza visual;

Figura 3 los grados de libertad de la parametrización de un modelo a modo de ejemplo de agudeza visual;

Figura 4 los resultados de una optimización estándar de una lente en la esfera de vértices;

Figura 5 los resultados de una optimización a modo de ejemplo de una lente oftálmica según la invención, teniendo en cuenta la agudeza visual.

Generalmente, en esta descripción, las letras minúsculas en negrita designarán vectores y las letras mayúsculas en negrita designarán matrices (tales como la matriz de (2×2) de vergencia **S**). Las letras minúsculas en cursiva (tales como *d*) designan magnitudes escalares.

Además, las letras mayúsculas en negrita y cursiva designarán los frentes de onda o las superficies en su conjunto. Por ejemplo, **S** designa la matriz de vergencia del frente de onda **S** del mismo nombre, salvo que **S** también incluye la totalidad de todas las aberraciones de alto orden (HOA) del frente de onda, además de las aberraciones de 2º orden que se resumen en **S**. Matemáticamente, **S** representa el conjunto de todos los parámetros necesarios para describir un frente de onda (con suficiente precisión) con respecto a un sistema de coordenadas determinado. Preferentemente, **S** representa un conjunto de coeficientes de Zernike con un radio de pupila o un conjunto de coeficientes de una serie de Taylor. De manera particularmente preferente, **S** representa el conjunto formado por una matriz de vergencia **S** para describir las propiedades de frente de onda de segundo orden y un conjunto de coeficientes de Zernike (con un radio de pupila) que sirve para describir todas las propiedades de frente de onda restantes excepto las de segundo orden o un conjunto de coeficientes según una descomposición de Taylor. Afirmaciones análogas se aplican a las superficies en lugar de a los frentes de onda.

Preferentemente, no se usa la desviación directa del frente de onda en dioptrías, sino la pérdida de agudeza visual correspondiente comparada con la agudeza visual máxima posible como criterio para la evaluación de la desviación del frente de onda. Se pueden usar los modelos de agudeza visual existentes o uno de los modelos de agudeza visual descritos a continuación, preferentemente en combinación con una prescripción de cómo incorporar el modelo de agudeza visual a la función objetivo de una optimización junto con la transformación de las especificaciones nominales y las ponderaciones.

Un primer procedimiento a modo de ejemplo para calcular u optimizar una lente oftálmica puede comprender los siguientes pasos:

Paso S1: Cálculo de al menos un rayo de luz que emana de un objeto con ayuda del cálculo de frente de onda (wavetracing) o trazado de rayos a través de los elementos ópticos del ojo hasta un plano de evaluación o superficie de evaluación en el ojo, por ejemplo hasta detrás de la córnea, hasta la superficie anterior del cristalino, hasta la superficie posterior del cristalino, hasta la pupila de salida AP o hasta la superficie posterior del cristalino L2;

Paso S2: Calcular las diferencias del rayo de luz con respecto a un rayo de luz de referencia que converge en la retina sobre el plano de evaluación o sobre la superficie de evaluación;

Paso S3: Evaluación de las diferencias del rayo de luz en comparación con un rayo de luz de referencia, por ejemplo mediante el tamaño del disco de dispersión en la retina;

Paso S4: Asignación de un valor de agudeza visual a la diferencia evaluada de los rayos de luz de la etapa S3;

5 Paso S5: Construir una función objetivo que dependa del valor de la agudeza visual asignado.

Cada uno de los pasos puede llevarse a cabo de una forma más específica:

Paso S1: Cálculo de los frentes de onda que atraviesan los elementos ópticos del ojo hasta la pupila de salida AP o la superficie posterior de la lente L2;

10 Paso S2: Cálculo de las diferencias comparando estos frentes de onda con frentes de onda esféricos de referencia y formando el frente de onda de diferencia;

Paso S3: Evaluación de las diferencias del primer rayo de luz en comparación con un rayo de luz de referencia, asignando ángulos óptico-geométricos (o una forma cuadrática para describir la elipse en el espacio del lado del objeto de ángulos óptico-geométricos) al frente de onda de diferencia en AP/L2;

15 Paso S4: Asignación de un valor de agudeza visual a la forma cuadrática, en donde la regla de asignación depende paraméricamente de la agudeza visual de referencia medida del paciente (y de la sensibilidad medida);

Paso S5: Construir una función objetivo que dependa del valor de agudeza visual asignado.

20 Otro procedimiento a modo de ejemplo, relativo en particular al modelo de agudeza visual, usa el paso 4 anterior como punto de partida. El procedimiento puede comprender las siguientes etapas:

Paso S 1': Proporcionar una asignación del efecto de un sistema óptico sobre un rayo de luz que emana de un objeto a la agudeza visual de una persona que ve el objeto a través del sistema óptico;

25 Paso S2': Construcción de una función objetivo para una lente oftálmica que se debe optimizar, en la que se debe evaluar la asignación del paso (a);

Paso S3': Calcular el objetivo minimizando la función objetivo, evaluando la función objetivo al menos una vez.

En formas de realización preferentes, se pueden perfeccionar las etapas:

30 Al paso S1':

La asignación proporcionada del efecto del sistema óptico a la agudeza visual puede basarse en uno o más pares proporcionados de valores de

- valor de la agudeza visual del ojo de una persona cuando ve a través de un sistema óptico (por ejemplo, una lente oftálmica de unas gafas de refracción)
- se puede determinar la potencia de refracción esférica y/o astigmática del sistema óptico.

35 Además:

- para uno de los pares de valores, la potencia de refracción viene dada por el valor de refracción del ojo, y/o
- para uno de los pares de valores, la potencia de refracción vendrá dada por el valor de refracción del ojo más un desenfoque esférico y/o astigmático,

40 donde una distancia dióptrica correspondiente al desenfoque tiene preferentemente un valor comprendido entre 0,5 dpt y 3,0 dpt.

La asignación del efecto del sistema óptico a la agudeza visual se puede realizar usando un modelo de ojo. El modelo de ojo puede describirse con al menos uno de los siguientes parámetros: Longitud del ojo, distancias y curvaturas de las superficies de refracción, índices de refracción de los medios de refracción, diámetro de la pupila, posición de la pupila, en los que al menos uno de los parámetros del modelo de ojo se midió preferentemente de manera individual en la persona y/o se determinó a partir de valores medidos individuales, tal como se describe en el documento DE 10 2017 000 772.1.

50 **Al paso S3':**

Para evaluar la función objetivo, se puede determinar un rayo de luz originado en un punto del objeto para al menos una dirección de visión usando el cálculo de frente de onda o el trazado de rayos a través de los elementos ópticos del ojo hasta un plano de evaluación en el ojo, por ejemplo hasta detrás de la córnea, hasta la superficie anterior del cristalino, hasta la superficie posterior del cristalino, hasta la pupila de salida AP o hasta la superficie posterior del cristalino L2.

60 Para evaluar la función objetivo, se pueden calcular las diferencias del rayo de luz presente en el plano de evaluación o en la superficie de evaluación en comparación con un rayo de luz de referencia que converge en la retina, y las diferencias calculadas se evalúan al evaluar la función objetivo, por ejemplo mediante el tamaño del disco de dispersión en la retina.

La **figura 1** muestra una representación esquemática de un sistema de lentes oftálmicas que comprende un ojo modelo e ilustra la determinación del ángulo óptico-geométrico, en donde "(1)" significa la formación del astigmatismo

residual de acuerdo con la técnica anterior (véase por ejemplo el documento EP 2 499 534) y con "(2)" se muestra la formación del frente de onda diferencial y el ángulo óptico-geométrico.

5 En particular, se supone que un rayo de luz con un frente de onda esférico se origina en un punto del objeto y se propaga a la primera superficie de la lente. Allí, el rayo de luz se refracta y se propaga hasta la segunda superficie de la lente, donde se refracta de nuevo. El rayo de luz que emerge del cristalino se propaga hacia el ojo hasta chocar con la córnea, donde se refracta de nuevo. Tras propagarse por la cámara anterior hasta el cristalino del ojo, el rayo de luz también es refractado por el cristalino del ojo y se propaga hasta la retina.

10 El efecto del sistema óptico formado por la lente oftálmica y el ojo modelo sobre el rayo de luz emitido por el objeto se puede determinar mediante la transmisión del rayo o mediante la transmisión del frente de onda. Preferentemente, se lleva a cabo un cálculo del frente de onda, en el que sólo se calcula preferentemente un rayo (el rayo principal, que preferentemente pasa por el punto de rotación del ojo) por punto de visión de la lente oftálmica, así como las derivadas de las alturas de flecha del frente de onda según las coordenadas transversales (perpendiculares al rayo principal).
 15 Estas derivadas se tienen en cuenta hasta el orden deseado, por lo que las segundas derivadas describen las propiedades de curvatura local del frente de onda y están relacionadas con las propiedades de formación de la imagen o aberraciones de segundo orden. Las derivadas superiores del frente de onda están relacionadas con las propiedades de formación de la imagen o aberraciones de orden superior.

20 Cuando la luz se transmite a través de la lente oftálmica hacia el ojo, las derivadas locales de los frentes de onda se determinan en una posición adecuada de la trayectoria del rayo, donde se comparan con un frente de onda de referencia que converge en un punto de la retina del ojo. En particular, los dos frentes de onda (es decir, el frente de onda procedente de la lente y el frente de onda de referencia) se comparan en un plano de evaluación (por ejemplo, en una superficie de evaluación). Un frente de onda esférico cuyo centro de curvatura se encuentra en la retina del
 25 ojo puede servir como frente de onda de referencia.

En la esfera de vértices SPK (también denominada SK), las matrices de vergencia \mathbf{S}^R y \mathbf{S}^{BG} de la prescripción (\mathbf{S}^R) y del frente de onda de la lente oftálmica (\mathbf{S}^{BG}) presentan la siguiente forma:

$$\mathbf{S}^R = \begin{pmatrix} M^R + J_0^R & J_{45}^R \\ J_{45}^R & M^R - J_0^R \end{pmatrix}; \quad \mathbf{S}^{BG} = \begin{pmatrix} M^{BG} + J_0^{BG} & J_{45}^{BG} \\ J_{45}^{BG} & M^R - J_0^{BG} \end{pmatrix}$$

30 (1)
 con las componentes astigmáticas de sus vectores de potencia

$$\mathbf{J}^R = \begin{pmatrix} J_0^R \\ J_{45}^R \end{pmatrix}; \quad \mathbf{J}^{BG} = \begin{pmatrix} J_0^{BG} \\ J_{45}^{BG} \end{pmatrix} \quad (2)$$

35 De este modo, las matrices de vergencia anteriores o los vectores de potencia que contienen propiedades de formación de la imagen o aberraciones de segundo orden, respectivamente, pueden producirse como sigue: Ya sea mediante un cálculo directo del frente de onda en segundo orden o mediante un cálculo del frente de onda que incluya aberraciones de alto orden (HOA), que se tienen en cuenta mediante una métrica en los errores o aberraciones de segundo orden.

40 **Cálculo de los frentes de onda**

Cálculo del frente de onda de segundo orden:

45 En lo que sigue, el plano L2 (superficie posterior de la lente) se asume como plano de evaluación en aras de la simplicidad. Sin embargo, en lugar de L2 se puede usar cualquier otro plano de evaluación o zona de evaluación "s" del ojo.

50 Cuando un frente de onda entra en el ojo, es propagado y refractado múltiples veces, lo que es descrito por la matriz de transferencia

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} \mathbf{A} & \mathbf{B} \\ \mathbf{C} & \mathbf{D} \end{pmatrix} \quad (4)$$

Para calcular el frente de onda en el ojo, la matriz de vergencia \mathbf{S}^{BG} debe ser sometida a la aplicación de \mathbf{T} de tal manera que:

$$55 \mathbf{S}^{BG} \xrightarrow{\mathbf{T}} \mathbf{S}^{BG} \quad (5)$$

Sin embargo, la vergencia de referencia no es una magnitud derivada de la matriz de vergencia de la precripción S^R , sino una vergencia de referencia esférica con la matriz de vergencia de referencia D_{LR} .

- 5 En lugar de comparar S^{BG} con S^R , es decir, con el frente de onda de referencia en la esfera de vértices SPK o SK, como en la técnica anterior, se puede optimizar la lente oftálmica sobre la base de la matriz de vergencia esférica de referencia D_{LR} y la matriz de vergencia transformada S^{BG} comparando la matriz de vergencia transformada S^{BG} con la matriz de vergencia de referencia D_{LR} .
- 10 El cálculo de segundo orden de la ecuación (5) corresponde en contenido al cálculo en el documento WO 2013/104548 A1 que conduce allí a la matriz de vergencia S' de la ecuación (2).

Cálculo del frente de onda incluyendo aberraciones de orden superior (es decir, orden superior a 2) u HOA:

- 15 Un cálculo de frente de onda que incluye HOA se describe en el documento WO 2013/104548 A1. El resultado del cálculo puede describirse entonces mediante una representación del frente de onda correspondiente en lugar de S' , que también tiene en cuenta las aberraciones de orden superior. Para ello se usan preferentemente los coeficientes de Zernike y, en particular, la representación de Taylor, de modo que en esta última se pueden usar directamente las derivadas locales del frente de onda $W'_{xx}, W'_{xy}, W'_{yy}, W'_{xxx}, W'_{xxy}, W'_{xyy}, W'_{yyy}, W'_{xxx}$, etc. La zona de evaluación en el ojo se designa generalmente por "s", en donde preferentemente la zona de evaluación es la pupila de salida o la superficie posterior del cristalino (es decir, "s" = "AP" o "s" = "L2"). Mediante una métrica, se puede asignar a este frente de onda un frente de onda efectivo S' de segundo orden. Por ejemplo, la métrica puede ser una métrica lineal.

Formación del frente de onda diferencial

- 25 **Cálculo de segundo orden:**

El punto de partida para la continuación del procedimiento es en este caso la diferencia o el frente de onda de diferencia, que se pueden describir en segundo orden por medio de la matriz de vergencia de diferencia ΔSD_s :

30
$$\Delta SD_s = S_s^{BG} - D_{LR} \tag{6a}$$

Cálculo que incluye HOA:

- 35 En el caso general, se forma la diferencia de los frentes de onda S'_s y el frente de onda de referencia R'_s . Preferentemente, esta diferencia se representa en el espacio de las matrices de vergencia mediante una métrica:

$$\Delta SD_s = \text{Metrik}(S_s^{BG} - R'_s) \tag{6b}$$

- 40 En caso de que, preferentemente, la métrica sea lineal, el resultado de la ecuación (6b) es el mismo que el de la ecuación (6a) si se pone ahí:

$$\begin{aligned} S_s^{BG} &= \text{Metrik}(S'_s) \\ D_{LR} &= \text{Metrik}(R'_s) \end{aligned} \tag{6c}$$

- 45 Una posible métrica está relacionada con la representación de

$$S_s^{BG} - R'_s$$

en términos de coeficientes de Zernike. Como ejemplo, se puede usar la denominada métrica RMS, que usa el radio de la pupila r_0 y, por lo demás, sólo los coeficientes de Zernike de segundo orden, es decir,

50
$$c_2^0, c_2^2, c_2^{-2}$$

Las componentes del vector de potencia son entonces:

$$M = -\frac{4\sqrt{3}}{r_0^2} c_2^0, \quad J_0 = -\frac{2\sqrt{6}}{r_0^2} c_2^2, \quad J_{45} = -\frac{2\sqrt{6}}{r_0^2} c_2^{-2} \tag{6d}$$

- 55 y la matriz de diferencias viene dada entonces por:

$$\Delta SD_s = \begin{pmatrix} M+J_0 & J_{45} \\ J_{45} & M-J_0 \end{pmatrix} \tag{6e}$$

Otras métricas a modo de ejemplo se encuentran en el documento EP 2 115 527 B1 y también en J. Porter, H. Quener, J. Lin, K. Thorn y A. Awwal, Adaptive Optics for Vision Science (Wiley 2006).

5 **Evaluación de la diferencia entre el haz luminoso y el haz luminoso de referencia**

Después de la propagación a través de la lente oftálmica y el ojo, el frente de onda generalmente ya no es esférico. Para un frente de onda astigmático de este tipo que no está totalmente corregido, existe un disco de dispersión en la retina que se puede aproximar a una elipse (elipse de dispersión).

10 La evaluación de las diferencias del rayo de luz en comparación con el rayo de luz de referencia se puede realizar mediante los parámetros (tales como el tamaño) del disco de dispersión en la retina. En un ejemplo preferente, la evaluación de las diferencias se realiza a través de los parámetros de un disco de dispersión en el espacio de ángulos óptico-geométricos del lado del objeto, que corresponde al disco de dispersión en la retina. La evaluación de las diferencias del rayo de luz en comparación con el rayo de luz de referencia puede comprender, en particular, una asignación de i) ángulos óptico-geométricos o ii) de una forma cuadrática para la descripción del disco de dispersión en el espacio de ángulos óptico-geométricos del lado del objeto al frente de onda diferencial en la superficie de evaluación.

20 **Asignación de ángulos óptico-geométricos**

En un ejemplo preferente, la magnitud ΔSD no se usa directamente para la optimización, sino que primero se calcula a partir de ΔSD una magnitud que debe formarse posteriormente, a saber, el ángulo óptico-geométrico γ (véase la figura 1).

25 Tal como se ha descrito anteriormente, para un frente de onda astigmático que no está totalmente corregido, existe un disco de dispersión en la retina que se puede aproximar a una elipse (elipse de dispersión). La elipse de dispersión en la retina corresponde a una elipse en el espacio de los ángulos óptico-geométricos del lado del objeto. A cada punto fijo $r_s = (r_{sx}, r_{sy})$ en el borde de la pupila de salida (caso a: $S = "A"$), en el borde de la pupila efectiva en la superficie posterior del objetivo (caso b: $S = "L"$) o en el borde de la pupila efectiva en cualquier plano de evaluación "s" del ojo, se puede especificar un ángulo óptico-geométrico $\gamma = (\gamma_x, \gamma_y)$. Si se piensa en un punto $r_s = r_s (\cos \phi_s, \sin \phi_s)^t$ en el borde de la respectiva pupila que discurre en un círculo ($r_s = const.$), entonces γ describe una elipse en el espacio γ . Dos objetos pueden seguir percibiéndose por separado (con respecto a un criterio de solapamiento preliminar y simple) si sus elipses de dispersión no se solapan en el espacio γ .

35 El frente de onda diferencial ΔSD_s en la superficie de evaluación "s" corresponde a una elipse de dispersión, que se puede describir sobre la base de la siguiente relación:

40
$$\gamma = \Delta Q_s r_s \tag{7a}$$

con
$$\Delta Q_s = \mu_s (A_s^t - \sigma_s C_s^t) \Delta SD_s \tag{7b}$$

 en donde

$$\mu_s = \begin{cases} 1/d_{LR} & 1/d_{AR} \\ \dots & \dots \end{cases} \quad \sigma_s = \begin{cases} 0 \\ \tau_{AL} \\ \dots \end{cases} \quad \Delta SD_s = \begin{cases} \Delta SD_A \\ \Delta SD_L \\ \dots \end{cases} \quad r_s = \begin{cases} r_{AP}, & \text{Fall a)} \\ r_L, & \text{Fall b)}, \\ \dots & \dots \end{cases} \tag{7c}$$

45 con
$$\Delta SD_A = S_A^{BG} - D_{AR} \tag{7d}$$

$$\Delta SD_L = S_L^{BG} - D_{LR}$$

...

Designado en las fórmulas anteriores:

- 50 σ_s una longitud (reducida, es decir, relacionada con el índice de refracción óptico) que caracteriza la distancia de la superficie de evaluación o del plano de evaluación con respecto a la pupila de salida AP;
 r_s el radio de la pupila efectiva en el plano de evaluación o la superficie de evaluación en el ojo;
 r_{AP} el radio de la pupila de salida del ojo;
 r_{AL} el radio de la pupila efectiva en la superficie posterior de la lente.

55 La elipse de dispersión real se puede generar entonces mediante el requisito

$$|\mathbf{r}_s|^2 = \mathbf{r}_s^t \mathbf{r}_s = r_s^2 = \text{const}$$

ya que entonces la forma cuadrática

$$\begin{aligned} \boldsymbol{\gamma}^t \Delta \mathbf{Q}_s^{-1t} \Delta \mathbf{Q}_s^{-1} \boldsymbol{\gamma} &= r_s^2 \\ \boldsymbol{\gamma}^t \Delta \mathbf{W}_s \boldsymbol{\gamma} &= 1 \end{aligned} \quad (8)$$

con la matriz simétrica

$$\Delta \mathbf{W}_s = \Delta \mathbf{V}_s^{-1t} \Delta \mathbf{V}_s^{-1}, \quad (9)$$

en donde

$$\Delta \mathbf{V}_s = r_s \Delta \mathbf{Q}_s \quad (9a)$$

describe una elipse en el espacio $\boldsymbol{\gamma}$ (es decir, en el espacio de los ángulos óptico-geométricos) cuyos semiejes vienen dados por las raíces de los valores propios inversos de la matriz $\Delta \mathbf{W}_s$.

La matriz $\Delta \mathbf{V}_s$ generalmente no es simétrica y, por lo tanto, tiene un grado de libertad más que la matriz simétrica $\Delta \mathbf{S}_D$ (la unidad de $\Delta \mathbf{V}_s$ es la de un ángulo (radián) y no la dioptría como la de una métrica de frente de onda). Sin embargo, dado que el cuarto grado de libertad adicional no afecta a la nitidez de una imagen, sino que sólo tuerce la posición axial del desenfoque, el cuarto grado de libertad puede transformarse mediante una regla de simetrización. Para ello, se determina una matriz de rotación \mathbf{R}_s

$$\mathbf{R}_s = \begin{pmatrix} \cos \varphi_s & -\sin \varphi_s \\ \sin \varphi_s & \cos \varphi_s \end{pmatrix} \quad (10)$$

de tal forma que la matriz $\Delta \mathbf{U}_s$

$$\begin{aligned} \Delta \mathbf{U}_s &= \begin{pmatrix} \Delta U_{s,xx} & \Delta U_{s,xy} \\ \Delta U_{s,xy} & \Delta U_{s,yy} \end{pmatrix} \\ &:= \Delta \mathbf{V}_s \mathbf{R}_s \\ &= \mu_s r_s (\mathbf{A}_s^t - \sigma_s \mathbf{C}_s^t) \Delta \mathbf{S}_D \mathbf{R}_s \end{aligned} \quad (11)$$

sea simétrica, es decir, hay que fijar

$$\varphi_s = \arctan \frac{\Delta Q_{xy} - \Delta Q_{yx}}{\Delta Q_{xx} + \Delta Q_{yy}} \quad (12)$$

Dado que la matriz simétrica $\Delta \mathbf{U}_s$ es suficiente para evaluar la agudeza visual, esta magnitud, o al menos una derivada de ella, se usa preferentemente en la función objetivo usada para calcular u optimizar las lentes, no directamente como se describe a continuación, sino asignando un valor de agudeza visual.

Las magnitudes derivadas de la matriz $\Delta \mathbf{U}_s$ pueden ser una componente anisotrópica y una componente isotrópica de la matriz $\Delta \mathbf{U}_s$. Para ello, es adecuada una descomposición de $\Delta \mathbf{U}_s$ en una componente isotrópica y otra anisotrópica o en una componente isotrópica y otra anisotrópica, que se definen a través de los valores propios de $\Delta \mathbf{U}_s$:

$$\begin{aligned} \Delta u_{s1} &= \frac{\Delta U_{s,xx} + \Delta U_{s,yy} + \sqrt{(\Delta U_{s,xx} - \Delta U_{s,yy})^2 + 4\Delta U_{s,xy}^2}}{2} \\ \Delta u_{s2} &= \frac{\Delta U_{s,xx} + \Delta U_{s,yy} - \sqrt{(\Delta U_{s,xx} - \Delta U_{s,yy})^2 + 4\Delta U_{s,xy}^2}}{2} \end{aligned} \quad (13)$$

La componente isotrópica $\Delta U_{s,iso}$ de $\Delta \mathbf{U}_s$ se define de la siguiente manera:

$$\Delta U_{s,iso} := \frac{\Delta u_{s1} + \Delta u_{s2}}{2} = \frac{\Delta U_{s,xx} + \Delta U_{s,yy}}{2} \quad (14)$$

La componente anisotrópica $\Delta U_{s,aniso}$ de $\Delta \mathbf{U}_s$ se define de la siguiente manera:

$$\Delta U_{s,aniso} := |\Delta u_{s1} - \Delta u_{s2}| = \sqrt{(\Delta U_{s,xx} - \Delta U_{s,yy})^2 + 4\Delta U_{s,xy}^2} \quad (15)$$

Paso S4: Asignación de un valor de agudeza visual a la diferencia evaluada de los rayos de luz

La asignación de un valor de agudeza visual a la diferencia evaluada de los haces de luz puede comprender una asignación de un valor de agudeza visual a la forma cuadrática ΔU_s que describe la elipse de dispersión o a las magnitudes derivadas de la forma cuadrática.

En un ejemplo, las magnitudes $\Delta U_{s,iso}$, $\Delta U_{s,aniso}$ no se usan directamente para optimizar la lente. En su lugar, las magnitudes $\Delta U_{s,iso}$, $\Delta U_{s,aniso}$ sirven como punto de partida para determinar la agudeza visual asociada a $\Delta U_{s,iso}$, $\Delta U_{s,aniso}$ de una manera definida por un modelo de agudeza visual dado. Para ello, pueden ser necesarios los datos del paciente o de los usuarios de gafas, en particular la agudeza visual para la corrección total VA_{cc} .

En particular, se entiende por modelo de agudeza visual cualquier función $V(\Delta U_s)$ que tenga las siguientes características:

- El argumento ΔU_s es la matriz definida en la ecuación (11) o al menos una magnitud derivada de la matriz ΔU_s , como al menos una de sus componentes, o una combinación de componentes. Se prefiere la combinación que forma las componentes $\Delta U_{s,iso}$, $\Delta U_{s,aniso}$.
- $V(\Delta U_s)$ es escalar y el valor calculado representa la agudeza visual. Preferentemente, se expresará en radianes (es decir, en el sentido del ángulo óptico-geométrico) o en minutos de arco o unidades decimales (por ejemplo $V=0,8; 1,0; 1,25; 1,6; 2,0$) o en unidades de logMAR (por ejemplo $V=-0,3; -0,2; -0,1; 0,0; 0,1; \dots$). Para ello, se aplica preferentemente la siguiente asignación:

Cuadro 1

V [minutos de arco]	V [radián]	V [decimal]	V [logMAR]
0,5'	0,000145	2,0	-0,3
0,63'	0,00018	1,6	-0,2
0,8'	0,00023	1,25	-0,1
1,0'	0,00029	1,0	0,0
1,25'	0,00036	0,8	+0,1

Se conocen modelos adecuados de agudeza visual en la técnica anterior. Sin embargo, es preferente proponer un nuevo modelo de agudeza visual basado en la siguiente función básica:

$$V(\Delta U) = \left(\gamma_0^k + (m \Delta U^p)^k \right)^{1/k} \quad (16)$$

En la que se cumple lo siguiente:

- El argumento ΔU es genérico y puede ser una de las magnitudes $\Delta U_{s,iso}$, $\Delta U_{s,aniso}$, una combinación de estas magnitudes, otra magnitud derivada de la matriz ΔU_s o una combinación de ellas;
- El parámetro γ_0 viene dado directamente por el valor del ángulo óptico-geométrico γ_0 (en radianes), que corresponde a la agudeza visual inicial;
- Los parámetros k , m y p son parámetros (no necesariamente enteros) para describir la caída de la agudeza visual en función de ΔU ;
- El valor de salida V de la función de la ecuación (16) tiene el significado del ángulo óptico geométrico (en radianes) correspondiente a la agudeza visual actual. Todas las demás medidas de la agudeza visual (es decir, el ángulo óptico geométrico en minutos de arco, o la agudeza visual decimal o la agudeza visual en logMAR) pueden convertirse de acuerdo con la Tabla 1).

La **figura 2** muestra un ejemplo de modelo de agudeza visual para $V(\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso})$.

En el caso unidimensional (es decir, cuando sólo hay un tipo de desenfoque, por ejemplo, un fuera de foco), la función básica de la ecuación (16) se puede usar directamente. Si todos los componentes del ojo son rotacionalmente simétricos, entonces $\Delta U_{s,aniso}=0$ y la disminución de la agudeza visual es una función pura de $\Delta U_{s,iso}$ solamente.

En el caso bidimensional, es posible pasar de $\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso}$ a coordenadas polares y definir las siguientes magnitudes derivadas de la matriz ΔU_s :

$$\tan\varphi = \frac{\Delta U_{s,aniso} / 2}{\Delta U_{s,iso}} \quad (17)$$

$$\Delta U_{s,r} = \sqrt{\Delta U_{s,iso}^2 + \frac{1}{4} \Delta U_{s,aniso}^2}$$

De acuerdo con la invención, se hacen las siguientes suposiciones simplificadoras del modelo:

- 5 a) La función $\gamma_{meas}(\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso})$ es independiente del signo de la componente isótropa, $\gamma_{meas}(-\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso}) = \gamma_{meas}(\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso})$
 b) La función $\gamma_{meas}(\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso})$ es independiente del signo de la componente anisótropa, $\gamma_{meas}(\Delta U_{s,iso}, -\Delta U_{s,aniso}) = \gamma_{meas}(\Delta U_{s,iso}, \Delta U_{s,aniso})$
 10 c) La función $\gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, \phi)$ para ϕ fija es una función de la forma de la ecuación (16)

La hipótesis c) se puede sustituir, por ejemplo, por el planteamiento

$$V(\Delta U_{s,r}, \varphi) = \left(\gamma_0^{k(\varphi)} + (m(\varphi) \Delta U_{s,r}^{p(\varphi)})^{k(\varphi)} \right)^{1/k(\varphi)} \quad (18)$$

- 15 Se puede realizar ampliando la ecuación (16) tomando los parámetros k, p, m (pero no γ_0) como funciones de la coordenada angular ϕ .

Las condiciones a) y b) requieren

- a) $\Rightarrow \gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, \pi - \varphi) = \gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, \varphi)$
 20 b) $\Rightarrow \gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, -\varphi) = \gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, \varphi)$ (19)
 e implican periodicidad con el período π .

$$\gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, \varphi + \pi) = \gamma_{meas}(\Delta U_{s,r}, \varphi) \quad (20)$$

- 25 Esto conduce a la aproximación de una serie de Fourier par en ϕ con los términos $1, \cos 2\phi, \cos 4\phi, \cos 6\phi, \dots$. Resulta conveniente usar la base equivalente $1, \sin 2\phi, \sin 22\phi, \sin 23\phi, \dots$ en su lugar, porque entonces todas las funciones de base, excepto la primera, desaparecen convenientemente para $\phi = 0$. En el caso que nos ocupa, parece suficiente un desarrollo hasta el orden $\sin 22\phi$. Así, por ejemplo, se pueden aplicar las siguientes aproximaciones:

- $$k(\varphi) = k_0(1 + \kappa_1 \sin^2 \varphi + \kappa_2 \sin^2 2\varphi)$$
- $$p(\varphi) = p_0(1 + \pi_1 \sin^2 \varphi + \pi_2 \sin^2 2\varphi) \quad (21)$$
- $$30 \quad m(\varphi) = m_0(1 + \mu_1 \sin^2 \varphi + \mu_2 \sin^2 2\varphi)$$

Aquí k_0, p_0, m_0 son los parámetros para $\phi = 0$, es decir, para la componente puramente isótropa de ΔU_s , y los κ_i, π_i, μ_i describen el modelo de agudeza visual para la presencia de componentes anisótropos. El efecto de estos parámetros se muestra en la figura 3.

- 35 La **figura 3** muestra los grados de libertad de la parametrización ϕ del modelo de agudeza visual de la ecuación (21) usando el ejemplo de $m(\phi)$, donde m_0 es el radio circular de la base isótropa ($\phi=0$), $m_0\mu_1$ describe la desviación en la dirección del eje anisótropo (aproximadamente elíptica, $\phi = 90^\circ$), y $m_0\mu_2$ describe las desviaciones de la elipse en la dirección $\phi = 45^\circ$.

- 40 Los parámetros del modelo de agudeza visual se pueden definir libremente u obtener adaptando los datos a las pruebas visuales del usuario de gafas. Se da preferencia a la identificación de determinados parámetros que no varían o varían muy poco de un individuo a otro y que, por consiguiente, se pueden adaptar a un conjunto representativo en un estudio preliminar. A continuación, sólo hay que ajustar el resto de los parámetros al usuario actual de las gafas.

- 45 Un diseño particularmente preferente del modelo de agudeza visual es aquel en el que algunos parámetros se ponen a cero desde el principio y, por lo tanto, no necesitan determinarse en absoluto. Una realización de esto se define por medio de $\kappa_1 = \kappa_2 = \pi_1 = \pi_2 = 0$ correspondiente al modelo simplificado

$$\begin{aligned}
 k(\varphi) &= k_0 \\
 p(\varphi) &= p_0 \\
 m(\varphi) &= m_0 (1 + \mu_1 \sin^2 \varphi + \mu_2 \sin^2 2\varphi)
 \end{aligned}
 \tag{22}$$

y al modelo de agudeza visual multidimensional de la forma

$$V(\Delta U_{s,r}, \varphi) = \left(\gamma_0^{k_0} + (m(\varphi) \Delta U_{s,r}^{p_0})^{k_0} \right)^{1/k_0}
 \tag{23}$$

Esta forma de realización es particularmente preferida en combinación con el enfoque de que los parámetros k_0, p_0, μ_1, μ_2 se ajustan una vez a un conjunto de datos, mientras que los parámetros m y γ_0 se ajustan individualmente al usuario de gafas. Por ejemplo, el parámetro γ_0 viene dado directamente por el valor LogMAR de la agudeza visual de salida. El parámetro m se puede determinar por medio de la sensibilidad, es decir, determinando la agudeza visual V^{Neb} una vez con un desenfoque claro (por ejemplo, $\Delta S^{Neb} = 1,5 \text{ Dpt}$).

Construcción de una función objetivo que dependa del valor de agudeza visual asignado

En la técnica anterior relativa a la optimización en la esfera de vértices, se minimiza una función objetivo del tipo

$$\begin{aligned}
 F_{SPK} = \sum_i & \left[G_{SPK,R,i} (R_{SPK,Ist}(i) - R_{SPK,Soll}(i))^2 + G_{SPK,A,i} (A_{SPK,Ist}(i) - A_{SPK,Soll}(i))^2 \right. \\
 & \left. + G_{SPK,C,i} (C_{SPK,Ist}(i) - C_{SPK,Soll}(i))^2 + G_{SPK,S,i} (S_{SPK,Ist}(i) - S_{SPK,Soll}(i))^2 + \dots \right]
 \end{aligned}
 \tag{24}$$

en la que los dos primeros términos $G_{R,i}(R_{Ist}(i)-R_{Soll}(i))^2$ y $G_{A,i}(A_{Ist}(i)-A_{Soll}(i))^2$ pertenecen a los residuos de error de refracción y astigmatismo en la esfera de vértices y los términos adicionales corresponden a los residuos de otras posibles características que deben optimizarse en la esfera de vértices. Las magnitudes $G_{SPK,R,i}, G_{SPK,A,i}, G_{SPK,C,i}, G_{SPK,S,i}, \dots$ son las ponderaciones usadas en la optimización en la esfera de vértices.

En el estado de la técnica relativo a la optimización tras la transmisión del frente de onda al ojo (WO 2013/104548 A1), se minimiza una función objetivo del mismo tipo que en la ecuación (24), salvo que los términos pertenezcan a las características correspondientes del frente de onda tras el cálculo en el ojo:

$$\begin{aligned}
 F_s = \sum_i & \left[G_{s,R,i} (R_{s,Ist}(i) - R_{s,Soll}(i))^2 + G_{s,A,i} (A_{s,Ist}(i) - A_{s,Soll}(i))^2 \right. \\
 & \left. + G_{s,C,i} (C_{s,Ist}(i) - C_{s,Soll}(i))^2 + G_{s,S,i} (S_{s,Ist}(i) - S_{s,Soll}(i))^2 + \dots \right]
 \end{aligned}
 \tag{25}$$

Por el contrario, la optimización según un aspecto de la invención accede directamente a las magnitudes de agudeza visual. Así, una función objetivo a modo de ejemplo puede presentar la siguiente estructura:

$$\begin{aligned}
 F_s = \sum_i & \left[G_{s,iso,i}^V (V(\Delta U_{s,iso}, (\Delta SD_{s,Ist}(i))) - V_{s,iso,Soll}(i))^2 + \right. \\
 & \left. + G_{s,aniso,i}^V (V(\Delta U_{s,aniso,i}, (\Delta SD_{s,Ist}(i))) - V_{s,aniso,Soll}(i))^2 \right. \\
 & \left. + \dots \right]
 \end{aligned}
 \tag{26}$$

Preferentemente, no aparecen más términos después de los dos primeros residuos.

En la ecuación (26), $\Delta SD_{s,Ist}(i)$ representa el valor real de la magnitud ΔSD_s según la ecuación (7c) después de que se haya calculado una lente oftálmica en el punto de evaluación i -ésimo.

Las magnitudes $V_{s,iso,target}(i)$ y $V_{s,aniso,target}(i)$ representan los valores de la agudez visual objetivo en el i -ésimo punto de evaluación para la contribución isotrópica y anisotrópica, respectivamente.

$$G_{isqi}^V$$

y

$$G_{anisqi}^V$$

son las ponderaciones correspondientes.

Ejemplo 1:

En un primer ejemplo, los valores para la agudez visual objetivo y para las ponderaciones son libremente seleccionables.

Ejemplo 2:

En un segundo ejemplo, sólo las ponderaciones son libremente seleccionables, y los valores para el agudez visual objetivo se pueden obtener mediante una transformación a partir de las especificaciones nominales que ya han sido probadas por la experiencia en optimización en la esfera de vértices:

$$\begin{aligned} V_{s,iso,Soll}(i) &= V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_{s,iso,Soll}(i))) \\ V_{s,aniso,Soll}(i) &= V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_{s,aniso,Soll}(i))) \end{aligned} \quad (27)$$

en donde $\Delta SD_{s,iso,target}(i)$, $\Delta SD_{s,aniso,target}(i)$ representan los valores objetivo de la magnitud ΔSD_s según la ecuación (7c) en el *i*-ésimo punto de evaluación y son funciones de las especificaciones nominales en la esfera de vértices.

Ejemplo 2.1:

En un perfeccionamiento a modo de ejemplo del Ejemplo 2, $\Delta SD_{s,iso,target}(i)$ y $\Delta SD_{s,aniso,target}(i)$ vienen dados por la misma función:

$$\Delta SD_{s,iso,Soll}(i) = \Delta SD_{s,aniso,Soll}(i) = \Delta SD_{s,Soll}(i) \quad (28)$$

Ejemplo 2.1.1:

En un perfeccionamiento a modo de ejemplo del ejemplo 2.1, que no tiene en cuenta el HOA, según la ecuación (5) se aplica

$$\begin{aligned} \Delta SD_{s,Soll}(i) &= \mathbf{S}_s^{vBG}(\mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i)) - \mathbf{D}_{LR} \\ &= \mathbf{S}_s^{vBG}(\mathbf{S}^R(i) + \Delta \mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i)) - \mathbf{D}_{LR} \end{aligned} \quad (29)$$

en donde $\Delta \mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i)$ es la matriz de vergencia perteneciente a una selección del objetivo o a la totalidad del objetivo.

Ejemplo 2.1.2:

En otro perfeccionamiento del Ejemplo 2.1, que tiene en cuenta el HOA, según la Ecuación (6)

$$\begin{aligned} \Delta SD_{s,Soll}(i) &= \text{Metrik}(\mathbf{S}_s^{vBG}(\mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i)) - \mathbf{R}'_s) \\ &= \text{Metrik}(\mathbf{S}_s^{vBG}(\mathbf{S}^R + \Delta \mathbf{S}(\Delta \mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i))) - \mathbf{R}'_s) \end{aligned} \quad (30)$$

en donde $\Delta \mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i)$ es la matriz de vergencia perteneciente a una selección de las especificaciones nominales o al conjunto de las especificaciones nominales. Además,

$\Delta \mathbf{S}(\Delta \mathbf{S}_{Soll}^{BG}(i))$ es el frente de onda asociado en la representación de frente de onda seleccionada.

Ejemplo 2.2:

En un perfeccionamiento del Ejemplo 2, $\Delta SD_{s,iso,target}(i)$, $\Delta SD_{s,aniso,target}(i)$ no vienen dados por la misma función.

Ejemplo 2.2.1:

En un perfeccionamiento del Ejemplo 2.2, que no tiene en cuenta el HOA, según la Ecuación (5) se cumple que

$$\begin{aligned} \Delta \mathbf{SD}_{s,iso,Soll}(i) &= \mathbf{S}_s^{BG} \left(\mathbf{S}^R(i) + \Delta \mathbf{S}_{iso,Soll}^{BG}(i) \right) - \mathbf{D}_{LR} \\ \Delta \mathbf{SD}_{s,aniso,Soll}(i) &= \mathbf{S}_s^{BG} \left(\mathbf{S}^R(i) + \Delta \mathbf{S}_{aniso,Soll}^{BG}(i) \right) - \mathbf{D}_{LR} \end{aligned} \quad (31)$$

en donde

5 $\Delta \mathbf{S}_{iso,Soll}^{BG}(i), \Delta \mathbf{S}_{aniso,Soll}^{BG}(i)$
son las matrices de vergencia que pertenecen ambas a selecciones independientes de las especificaciones nominales o al conjunto de especificaciones nominales. Particularmente preferente es

$$\begin{aligned} \Delta \mathbf{S}_{iso,Soll}^{BG}(i) &= \Delta \mathbf{S}_{R,Soll}^{BG}(i) \\ \Delta \mathbf{S}_{aniso,Soll}^{BG}(i) &= \Delta \mathbf{S}_{A,Soll}^{BG}(i) \end{aligned} \quad (32)$$

10 en donde

$$\begin{aligned} \Delta \mathbf{S}_{R,Soll}^{BG}(i) &= \Delta \mathbf{S}(R_{SPK,Soll}(i)) \\ \Delta \mathbf{S}_{A,Soll}^{BG}(i) &= \Delta \mathbf{S}(A_{SPK,Soll}(i)) \end{aligned} \quad (33)$$

son las matrices de vergencia correspondientes a los valores nominales de error de refracción o astigmatismo.

15 **Ejemplo 2.2.2:**

En un perfeccionamiento del ejemplo 2.2, que tiene en cuenta la HOA, según la ecuación (6)

$$\begin{aligned} \Delta \mathbf{SD}_{s,iso,Soll}(i) &= \text{Metrik} \left(\mathbf{S}_s^{BG} \left(\mathbf{S}^R + \Delta \mathbf{S} \left(\Delta \mathbf{S}(R_{SPK,Soll}(i)) \right) \right) - \mathbf{R}'_s \right) \\ \Delta \mathbf{SD}_{s,aniso,Soll}(i) &= \text{Metrik} \left(\mathbf{S}_s^{BG} \left(\mathbf{S}^R + \Delta \mathbf{S} \left(\Delta \mathbf{S}(A_{SPK,Soll}(i)) \right) \right) - \mathbf{R}'_s \right) \end{aligned} \quad (34)$$

20

Parámetros del modelo de agudeza visual:

Las transformaciones en el caso sin HOA

25

$$\Delta \mathbf{S} \xrightarrow{\mathbf{A}} \Delta \mathbf{SD}_s \xrightarrow{\mathbf{A}, r_{EP}} \Delta \mathbf{U}_s \xrightarrow{\boldsymbol{\omega}_0} V \quad (35)$$

y las transformaciones en el caso con HOA

$$\Delta \mathbf{S} \xrightarrow{\mathbf{A}} \Delta \mathbf{S}' \xrightarrow{\mathbf{A}, r_{EP}} \Delta \mathbf{SD}_s \xrightarrow{\boldsymbol{\omega}_0} V \quad (36)$$

30

siguen dependiendo de los siguientes parámetros: la transición de $\Delta \mathbf{S}$ o $\Delta \mathbf{S}'$ a $\Delta \mathbf{SD}_s$ depende del modelo de ojo, cuyos parámetros se resumen en el vector \mathbf{A} ; la transición de $\Delta \mathbf{SD}_s$ a $\Delta \mathbf{U}_s$ depende del modelo de ojo \mathbf{A} , y adicionalmente de la pupila de entrada r_{EP} ; y la transición de r_{EP} a V depende del modelo de agudeza visual, cuyos parámetros se resumen en el vector $\boldsymbol{\omega}_0$. Para el modelo de agudeza visual preferente

$$\boldsymbol{\omega}_0 = \begin{pmatrix} \gamma_0 \\ m_0 \end{pmatrix} \quad (37)$$

35

así como para el modelo de ojo preferente en el caso esférico puro sin HOA

$$\mathbf{A}(C, M, Akk) = \begin{pmatrix} C \\ L_1(C, M, Akk) \\ L_2(Akk) \\ \tau_{CL}(Akk) \\ \tau_L(Akk) \\ \tau_{LR}(M) \end{pmatrix}; \quad (38a)$$

en el caso esféricocilíndrico sin HOA

$$\mathbf{A}(\mathbf{C}, \mathbf{M}, \mathbf{J}, Akk) = \begin{pmatrix} \mathbf{C} \\ \mathbf{L}_1(\mathbf{C}, \mathbf{M}, \mathbf{J}, Akk) \\ L_2(Akk) \\ \tau_{CL}(Akk) \\ \tau_L(Akk) \\ \tau_{LR}(M) \end{pmatrix}; \quad (38b)$$

así como en el caso general incluyendo HOA

$$\mathbf{A}(\mathbf{C}, \mathbf{W}, Akk) = \begin{pmatrix} \mathbf{C} \\ \mathbf{L}_1(\mathbf{C}, \mathbf{W}, Akk) \\ L_2(Akk) \\ \tau_{CL}(Akk) \\ \tau_L(Akk) \\ \tau_{LR}(M) \end{pmatrix} \quad (38c)$$

5

en donde $(\mathbf{M}, \mathbf{J})^T$ es el vector de potencia de la prescripción subjetiva y Akk la acomodación .

En las fórmulas anteriores designan:

10

- C el conjunto de datos de la córnea, incluidos los órdenes superiores;
- \mathbf{L}_1 el conjunto de datos de la superficie frontal de la lente, incluidos los órdenes superiores;
- \mathbf{L}_2 el conjunto de datos de la superficie posterior de la lente, incluidos los órdenes superiores.

La nomenclatura usada se corresponde con la del documento WO 2013/104548 A1.

15

Además, se proporcionan asignaciones estándar de estos modelos, que se definen preferentemente por las medias de la población. Los valores por defecto de los parámetros se indican con un superíndice "0".

Para una pupila de entrada estándar se aplica el símbolo

20

r_{EP}^0
para un modelo de agudeza visual estándar se aplica

$$\omega_0^0 = \begin{pmatrix} \gamma_0^0 \\ m_0^0 \end{pmatrix}; \quad (39)$$

25

para el modelo de ojo estándar preferente en el caso puramente esférico sin HOA se aplica

$$\mathbf{A}^0(M, Akk) = \begin{pmatrix} C(L_1^0, M) \\ L_1(L_1^0, Akk) \\ L_2(Akk) \\ \tau_{CL}^0(Akk) \\ \tau_L(Akk) \\ \tau_{LR}(M) \end{pmatrix}; \quad (40a)$$

en el caso esfero-cilíndrico sin HOA se aplica

$$\mathbf{A}^0(M, Akk) = \begin{pmatrix} C(L_1^0, M, \mathbf{J} = \mathbf{0}) \\ L_1(L_1^0, Akk) \\ L_2(Akk) \\ \tau_{CL}^0(Akk) \\ \tau_L(Akk) \\ \tau_{LR}(M) \end{pmatrix}; \quad (40b)$$

30

así como en el caso general incluyendo HOA se aplica

$$\mathbf{A}^0(\mathbf{W}^0, Akk) = \begin{pmatrix} \mathbf{C}(L_1^0, \mathbf{W}^0) \\ L_1(L_1^0, Akk) \\ L_2(Akk) \\ \tau_{CL}^0(Akk) \\ \tau_L(Akk) \\ \tau_{LR}(M) \end{pmatrix}, \quad (40c)$$

en donde el frente de onda \mathbf{W}^0 asignado a un error de refracción (M, J_0, J_{45}) con HOA estándar viene dado por

$$\mathbf{W}^0(M) = \begin{pmatrix} c_2^0(M) \\ c_2^2(J_0 = 0) \\ c_2^{-2}(J_{45} = 0) \\ c_3^3 \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (41)$$

5 Preferentemente, la agudeza visual V para el cálculo actual se realiza con los parámetros individuales, mientras que el cálculo de la agudeza visual objetivo se realiza usando los parámetros estándar. Si sólo se conocen subconjuntos de los parámetros (por ejemplo, porque los parámetros del modelo ocular están disponibles individualmente, pero no los del modelo de agudeza visual), los parámetros desconocidos se sustituyen preferentemente por valores por defecto en el cálculo actual.

Ejemplo 3:

- 15 En un ejemplo particularmente preferente, ni las ponderaciones ni las especificaciones nominales se pueden seleccionar libremente, sino que ambos se pueden obtener mediante una transformación a partir de las ponderaciones y las especificaciones nominales que ya han sido probados con éxito por la experiencia en la optimización en la esfera de vértices.
- 20 Las especificaciones nominales se pueden determinar lo mismo que con relación a las formas de realización 2.1, 2.1.1 ... 2.2.2 anteriores. En cuanto a las ponderaciones, las posibles formas de realización se diferencian en los parámetros del modelo que se usan en cada transformación. Las funciones de la ecuación (35) o de la ecuación (36) se pueden designar del siguiente modo:

$$\begin{aligned} &\Delta \mathbf{S}_s(\Delta \mathbf{S}^{BG}, \mathbf{A}) \\ &\Delta \mathbf{U}_s(\Delta \mathbf{S}_s, \mathbf{A}, r_{EP}) \\ &V(\Delta \mathbf{U}_s, \boldsymbol{\omega}_0) \end{aligned} \quad (42)$$

Se requiere que para un usuario de gafas para el que todos los parámetros correspondan a los parámetros estándar (

$$\Delta \mathbf{S}^{BG}, \mathbf{A} = \mathbf{A}^0, r_{EP} = r_{EP}^0, \boldsymbol{\omega}_0 = \boldsymbol{\omega}_0^0, \mathbf{J} = \mathbf{0}$$

- 30), una optimización que use la función objetivo F_s de la ecuación (26) conduzca a la misma lente oftálmica que una optimización que use la función objetivo F_{SPK} de la ecuación (24) según el estado de la técnica. De este modo, las mejoras con respecto al estado de la técnica pueden controlarse específicamente mediante las desviaciones de los parámetros con respecto a sus valores por defecto.
- 35 En una forma de realización de la invención, la igualdad de los resultados de la optimización se garantiza asegurando que, para los valores predeterminados, cada término de la función objetivo F_s sea igual a un término correspondiente de la función objetivo F_{SPK} .

En una forma de realización, esto se garantiza mediante el requisito

$$\begin{aligned}
 G_{s,iso,i}^V & \left[V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right. \\
 & \left. - V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S_{iso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right]^2 = G_{SPK,R,i} (A_{SPK,Ist}(i) - A_{SPK,Soll}(i))^2 \quad (43) \\
 G_{s,aniso,i}^V & \left[V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right. \\
 & \left. - V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S_{aniso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right]^2 = G_{SPK,R,i} (R_{SPK,Ist}(i) - R_{SPK,Soll}(i))^2
 \end{aligned}$$

que para las ponderaciones significa

$$\begin{aligned}
 G_{s,iso,i}^V & = \\
 & \frac{G_{SPK,R,i} (A_{SPK,Ist}(i) - A_{SPK,Soll}(i))^2}{V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) - V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S_{iso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0))^2} \\
 G_{s,aniso,i}^V & = \\
 & \frac{G_{SPK,R,i} (R_{SPK,Ist}(i) - R_{SPK,Soll}(i))^2}{V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) - V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S_{aniso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0))^2}
 \end{aligned} \quad (43a)$$

5

En otra forma de realización preferente, esto se garantiza mediante el requisito

$$\begin{aligned}
 G_{s,iso,i}^V & \left[V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right. \\
 & \left. - V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S_{iso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right]^2 = G_{SPK,R,i} (R_{SPK,Ist}(i) - R_{SPK,Soll}(i))^2 \\
 G_{s,aniso,i}^V & \left[V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right. \\
 & \left. - V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S_{aniso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) \right]^2 = G_{SPK,R,i} (A_{SPK,Ist}(i) - A_{SPK,Soll}(i))^2
 \end{aligned} \quad (44)$$

10 que para las ponderaciones significa

$$\begin{aligned}
 G_{s,iso,i}^V & = \\
 & \frac{G_{SPK,R,i} (R_{SPK,Ist}(i) - R_{SPK,Soll}(i))^2}{V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) - V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S_{iso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0))^2} \\
 G_{s,aniso,i}^V & = \\
 & \frac{G_{SPK,R,i} (A_{SPK,Ist}(i) - A_{SPK,Soll}(i))^2}{V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0) - V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S_{aniso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0))^2}
 \end{aligned} \quad (44a)$$

15

Una ventaja del procedimiento según la invención es que la función objetivo

$$\begin{aligned}
 F_s & = \sum_i \left[G_{s,iso,i}^V V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}), \mathbf{A}, r_{EP}), \omega_0) - V(\Delta U_{s,iso}(\Delta SD_s(\Delta S_{iso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0))^2 + \right. \\
 & \left. + G_{s,aniso,i}^V V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S^{BG}(i), \mathbf{A}), \mathbf{A}, r_{EP}), \omega_0) - V(\Delta U_{s,aniso}(\Delta SD_s(\Delta S_{aniso,Soll}^{BG}(i), \mathbf{A}^0), \mathbf{A}^0, r_{EP}^0), \omega_0^0))^2 \right]
 \end{aligned} \quad (45)$$

se reduce a F_{SPK} para los valores estándar, pero provoca cambios para los valores no estándar, por los que las aberraciones de la lente oftálmica se distribuyen de forma diferente de tal manera que se obtienen ventajas para determinados parámetros (por ejemplo, modelo de agudeza visual).

20

La **figura 4** muestra los resultados de una optimización estándar de una lente oftálmica en la esfera de vértices (SPK)

5 para una prescripción de esfera Sph = -4,25 Dpt, cilindro Zyl = 0 Dpt y adición Add = 2,5 Dpt. La Fig. 4a muestra la distribución del astigmatismo (Asti), la Fig. 4b la distribución de la agudeza visual y la Fig. 4c muestra el curso del error de refracción (línea discontinua) y del astigmatismo (línea continua) a lo largo de la línea principal en la superficie frontal de la lente oftálmica. La lente oftálmica se suministra con valores estándar para el modelo de córnea, la HOA y la agudeza visual: Agudeza visual inicial=1,25 (decimal), pero con desenfoque a 1,3 dpt sólo agudeza visual=0,97 optimizada según el estado de la técnica en la esfera de vértices.

10 La **figura 5** muestra el resultado de una optimización de una lente oftálmica con cálculo en el ojo y con parámetros del modelo de agudeza visual que se desvían de la norma, es decir, con una agudeza visual inicial inferior. La Fig. 5a muestra la distribución del astigmatismo (Asti), la Fig. 5b muestra la distribución de la agudeza visual y la Fig. 5c muestra el curso del error de refracción (línea discontinua) y del astigmatismo (línea continua) a lo largo de la línea principal en la superficie frontal de la lente oftálmica.

15 Si la lente oftálmica mostrada en la figura 4 con los valores Sph = -4,25 dpt, Zyl = 0 dpt y Add = 2,5 dpt se optimiza para un usuario de gafas con datos de agudeza visual desviados (agudeza visual inicial=1, 00 (decimal), pero con desenfoque con 1,3 dpt sólo agudeza visual=0,9), entonces se obtiene el resultado mostrado en la **figura 5**. Puede observarse que la lente oftálmica recibe un astigmatismo periférico menor como resultado de los factores de ponderación ajustados en la ecuación (45). Aunque las zonas de buena visión en la lente se reducen ligeramente, esto no es una desventaja grave para un usuario de gafas con una agudeza visual inicial inferior, pero las ventajas lo
20 compensan debido al menor astigmatismo periférico y al menor efecto de balanceo asociado.

Lista de símbolos de referencia

25	EP	Pupila de entrada del ojo;
	AP	Pupila de salida del ojo;
	SK	Esfera de vértices;
	<i>e</i>	Distancia corneal;
	<i>r</i> ₀	Radio de la pupila, usado aquí sólo genéricamente como radio de referencia en la descripción por coeficientes de Zernike;
30	<i>r</i> _R	Radio del disco de dispersión
	<i>d</i> _{LR}	Distancia de la superficie posterior de la lente a la pupila de salida
	<i>d</i> _{AR}	Distancia de la superficie posterior del cristalino a la retina

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento implementado en ordenador para calcular o evaluar una lente oftálmica para un ojo de un usuario de gafas con el fin de fabricar dicha lente oftálmica, que comprende los pasos de
- 5 a) Proporcionar una asignación $V(\Delta U_{s,j}(i))$ de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración $V(\Delta U_{s,j}(i))$ de un sistema de lentes oftálmicas con la agudeza visual del usuario de gafas o de un usuario medio de gafas al contemplar un objeto a través del sistema de lentes oftálmicas,
- b) Determinar o especificar una función objetivo
- $$F_s = \sum [G_{s,j,i}^V (V_{Ist}(\Delta U_{s,j}(i)) - V_{Soll}(\Delta U_{s,j}(i)))^2 + \dots]$$
- 10 para la lente oftálmica que se va a calcular o que se va a evaluar, en la que se va a evaluar la asignación del paso (a),
- (c) Calcular o evaluar la lente oftálmica que debe calcularse o evaluarse mediante la evaluación de la función objetivo, en donde la función objetivo es evaluada al menos una vez,
- en el que designan:
- 15 el subíndice su superficie de evaluación de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración;
- el subíndice i , con $i = 1, 2, 3, \dots, N$, un punto de evaluación en la superficie de evaluación;
- el subíndice j , $j \geq 1$ la j -ésima propiedad de formación de la imagen o aberración;
- 20 $V_{Ist}(\Delta U_{s,j}(i))$ la agudeza visual que se determina a partir de la asignación y del valor real de la al menos una propiedad de formación de la imagen de la lente oftálmica que debe optimizarse o evaluarse en el i -ésimo punto de evaluación, y
- $V_{Soll}(\Delta U_{s,j}(i))$ el punto de ajuste correspondiente de la agudeza visual.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que el cálculo comprende una optimización de la lente oftálmica minimizando o maximizando la función objetivo.
3. Procedimiento según las reivindicaciones 1 o 2, en donde el procedimiento comprende además:
- 30 calcular al menos un rayo de luz que emane del objeto para al menos una dirección de visión con ayuda del cálculo del frente de onda, el cálculo del rayo o el cálculo del campo de onda a través del sistema de lentes oftálmicas y/o a través de la lente oftálmica que se va a calcular o evaluar hasta una superficie de evaluación en el sistema de lentes oftálmicas.
4. Procedimiento según la reivindicación 3, en donde el procedimiento comprende además:
- 35 calcular la diferencia existente en la superficie de evaluación del rayo de luz que emana del objeto en comparación con un rayo de luz de referencia que converge sobre la retina de un ojo modelo, determinación de al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración a partir de la diferencia calculada
5. Procedimiento según las reivindicaciones 3 o 4, en el que el paso del al menos un rayo de luz que emana del objeto tiene lugar mediante el paso del frente de onda y en el que el cálculo de la diferencia existente en la superficie de evaluación comprende un cálculo de la diferencia de frente de onda entre el frente de onda del rayo de luz que emana del objeto y el frente de onda del rayo de luz de referencia que converge sobre la retina, en donde la diferencia de frente de onda se calcula en la superficie de evaluación.
- 45 6. Procedimiento según la reivindicación 5, que comprende además asociar un ángulo óptico-geométrico y/o una forma cuadrada en el espacio de ángulos óptico-geométricos con la diferencia de frente de onda calculada, en donde la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración depende de al menos una componente del ángulo óptico-geométrico y/o de la forma cuadrada.
- 50 7. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la asignación de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración de un sistema de lentes oftálmicas a la agudeza visual del usuario de gafas depende paramétricamente de la agudeza visual inicial medida y/o de la sensibilidad medida del usuario de gafas, en donde la sensibilidad medida del usuario de gafas corresponde en particular a la agudeza visual del usuario de gafas que se midió con una corrección errónea predeterminada.
- 55 8. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, en el que la asignación de la al menos una propiedad de formación de la imagen o aberración del sistema de lentes oftálmicas a la agudeza visual se lleva a cabo sobre la base de uno o más pares de valores proporcionados:
- 60 un valor de agudeza visual de uno de los ojos del usuario de gafas cuando ve a través del sistema de lentes oftálmicas, y
- se determina una potencia de refracción esférica y/o astigmática del sistema de lentes oftálmicas.
9. Procedimiento según la reivindicación 8, en el que:
- 65 para uno de los pares de valores, la potencia de refracción viene dada por el valor de refracción de uno de los ojos del usuario de gafas, y/o

en uno de los pares de valores, la potencia de refracción viene dada por el valor de refracción de uno de los ojos del usuario de las gafas más un desenfoque esférico y/o astigmático, en donde opcionalmente una distancia dióptrica correspondiente al desenfoque con respecto al valor de refracción de un ojo modelo presenta un valor comprendido entre 0,5 dpt y 3,0 dpt.

5 10. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema de lentes oftálmicas comprende una lente oftálmica y un ojo modelo, en el que el ojo modelo se describe con al menos uno de los siguientes parámetros: Longitud del ojo, distancias y curvaturas de las superficies de refracción, índices de refracción de los medios de refracción, diámetro pupilar, posición de la pupila.

10 11. Procedimiento según la reivindicación 10, en el que al menos uno de los parámetros del ojo modelo se midió individualmente para el usuario de gafas y/o se determina a partir de valores medidos individuales.

15 12. Dispositivo para calcular o evaluar una lente oftálmica para un usuario de gafas, que comprende medios de cálculo que están configurados para calcular o evaluar la lente oftálmica según un procedimiento para calcular o evaluar una lente oftálmica según una de las reivindicaciones 1 a 11.

20 13. Un producto de programa informático que comprende un código de programa adaptado y configurado, cuando se carga y ejecuta en un ordenador, para realizar un procedimiento de cálculo o de evaluación de una lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11.

25 14. Procedimiento de fabricación de una lente oftálmica, que comprende:
cálculo de una lente oftálmica según el procedimiento para el cálculo de una lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11; y
producción de la lente oftálmica calculada de esta manera.

30 15. Dispositivo para fabricar una lente oftálmica, que comprende:
medios de cálculo o de optimización que está configurados para calcular la lente oftálmica según un procedimiento de cálculo de una lente oftálmica según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11; y
medios de mecanizado que están configurados para mecanizar la lente en función del resultado del cálculo.

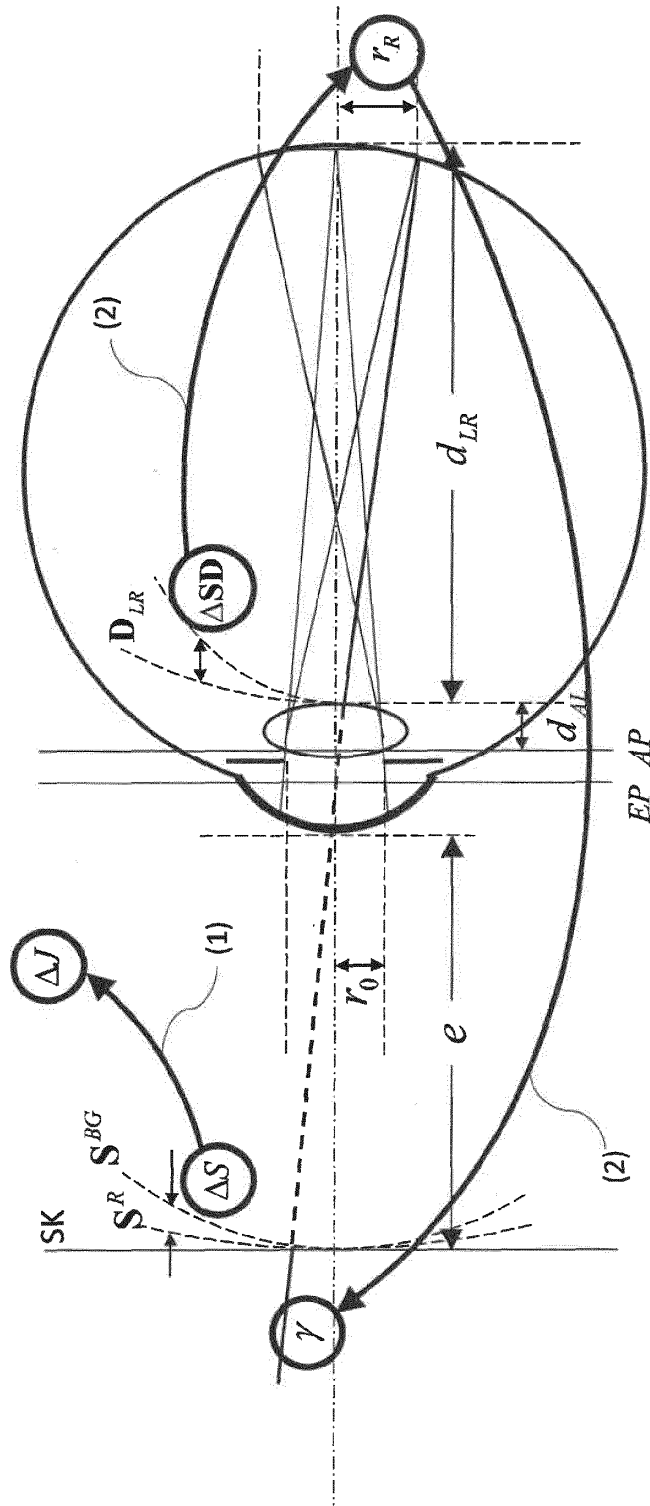


Fig. 1

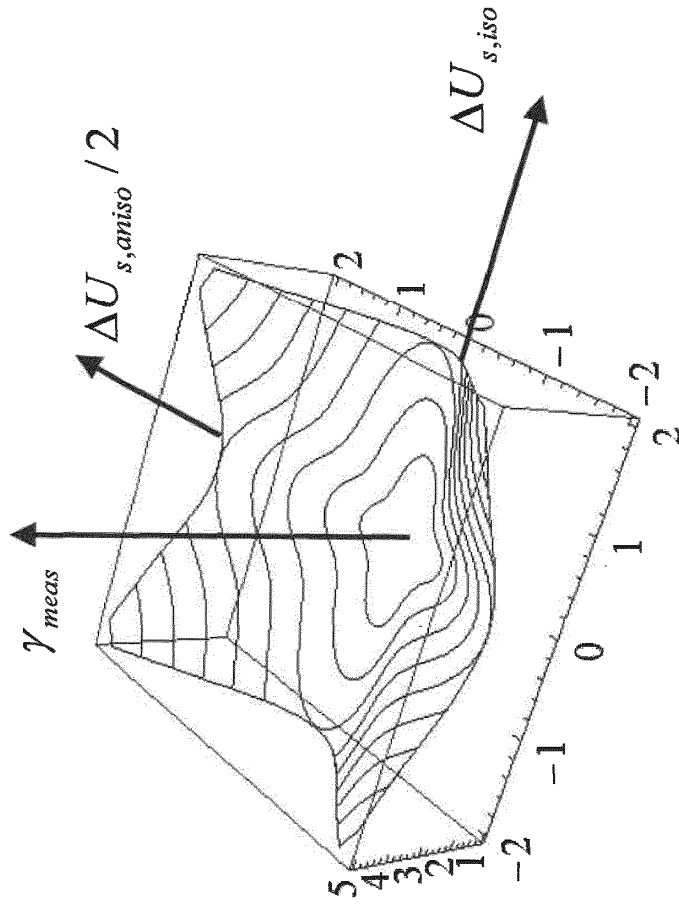


Fig. 2

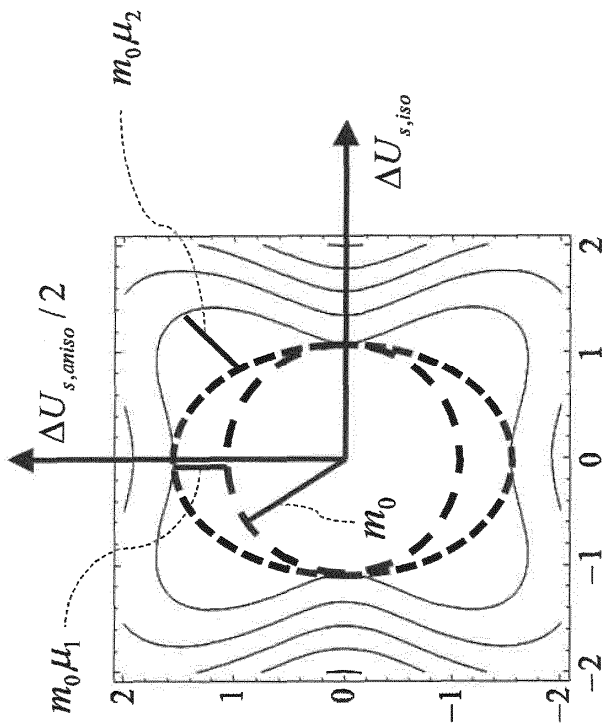


Fig. 3

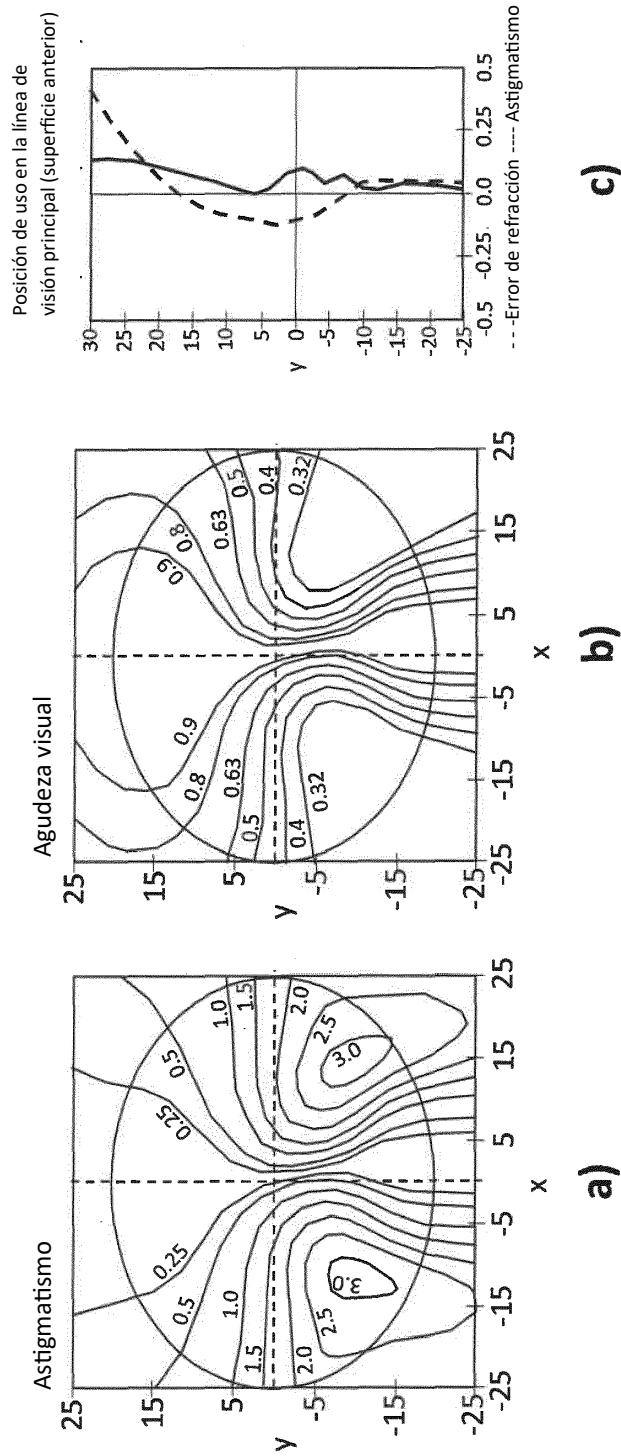


Fig. 4

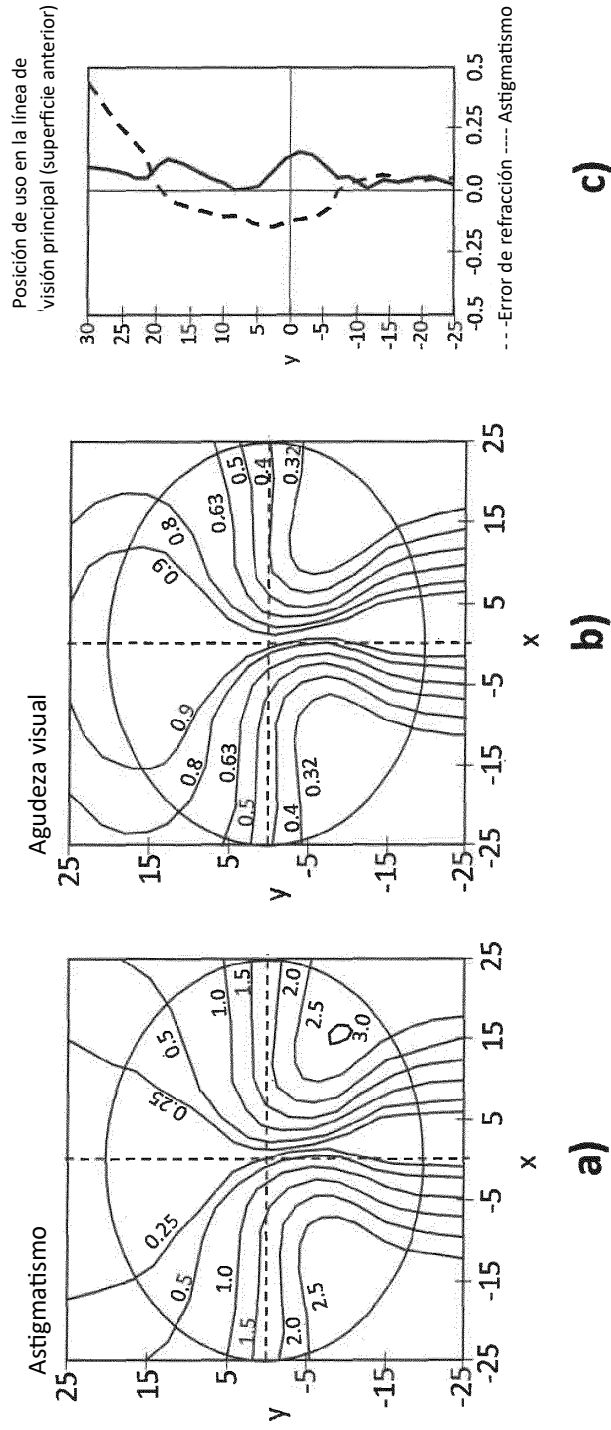


Fig. 5