

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 988 483**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **24.01.2018 PCT/EP2018/051715**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.08.2018 WO18138140**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.01.2018 E 18706394 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.07.2024 EP 3574367**

54 Título: **Asignación de un modelo de ojo para la optimización de lentes de gafas con datos de medición**

30 Prioridad:

27.01.2017 DE 102017000772

23.08.2017 DE 102017007975

23.08.2017 DE 102017007990

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

20.11.2024

73 Titular/es:

RODENSTOCK GMBH (100.0%)

Elsenheimerstrasse 33

80687 München, DE

72 Inventor/es:

TRUMM, STEPHAN;

BECKEN, WOLFGANG;

ALTHEIMER, HELMUT;

MUSCHIELOK, ADAM;

BÉNARD, YOHANN;

ESSER, GREGOR y

MÜLLER, WERNER

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 988 483 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

Asignación de un modelo de ojo para la optimización de lentes de gafas con datos de medición

5 En una primera aproximación, la presente invención se refiere a un procedimiento, un dispositivo y un producto de programa informático correspondiente para establecer parámetros individuales relevantes de al menos un ojo de un usuario de gafas para el cálculo o la optimización de una lente de gafas para el al menos un ojo del usuario de gafas o a un procedimiento, un dispositivo y un producto de programa informático correspondiente para el cálculo (optimización) y la fabricación de una lente de gafas con la ayuda de un modelo de ojo parcialmente individual. En un
10 segundo enfoque, la presente invención se refiere a un procedimiento, un dispositivo y un producto de programa informático correspondiente para calcular (optimizar) y fabricar una lente de gafas con la ayuda de un modelo de ojo parcialmente individual.

15 Para la fabricación o la optimización de lentes de gafas, en particular de lentes de gafas individuales, cada lente de gafas se fabrica de tal manera que se consiga la mejor corrección posible de un error de refracción del ojo respectivo del usuario de las gafas para cada dirección de visión deseada o para cada punto de objeto deseado. En general, se considera que una lente de gafas es totalmente correctora para una dirección de visión determinada si los valores de la esfera, del cilindro y del eje del frente de onda al pasar por la esfera del vértice se corresponden con los valores de la esfera, el cilindro y el eje de la graduación para el ojo defectuoso. Al determinar la refracción para un ojo de un
20 usuario de gafas, se determinan los valores dióptricos (en particular esfera, cilindro, posición axial, es decir, en particular las desviaciones esferocilíndricas) para una distancia larga (normalmente infinita) y, si es necesario (para lentes multifocales o lentes progresivas), una refracción de adición o una refracción de cerca completa para una distancia cercana (por ejemplo, según DIN 58208). Con las lentes de gafas modernas, también se pueden especificar las distancias del objeto que se desvían de la norma y que se usaron para determinar la refracción. Esto define la prescripción (en particular, la esfera, el cilindro, la posición axial y, si es necesario, la adición o refracción) que se envía
25 a un fabricante de lentes.

Para ello no es necesario conocer la anatomía especial o individual del ojo correspondiente ni los valores de refracción reales del ojo amétrope en el caso concreto.

30 Sin embargo, una corrección completa para todas las direcciones de visión al mismo tiempo no resulta posible por lo general. Por este motivo, las lentes se fabrican de forma que proporcionen una buena corrección de los errores de refracción del ojo y sólo pequeñas aberraciones, sobre todo en las principales zonas de uso, especialmente en las zonas centrales de visión, al tiempo que permiten mayores aberraciones en las zonas periféricas.

35 Para poder fabricar una lente de gafas de este modo, primero se calculan las superficies de la lente de gafas o al menos una de las superficies de la lente de gafas de tal modo que se consiga la distribución deseada de las aberraciones inevitables. Este cálculo y esta optimización suelen realizarse mediante un procedimiento de variación iterativo minimizando una función objetivo. En particular, se tiene en cuenta y se minimiza como función objetivo una
40 función F con la siguiente relación funcional con el efecto esférico S , con la cantidad del efecto cilíndrico Z y con la posición axial del cilindro α (también denominada combinación "SZA"):

$$F = \sum_{i=1}^m [g_{i,S\Delta} (S_{\Delta,i} - S_{\Delta,i,Soll})^2 + g_{i,Z\Delta} (Z_{\Delta,i} - Z_{\Delta,i,Soll})^2 + \dots]$$

45 Al menos los déficits de refracción reales del efecto esférico $S_{\Delta,i}$ y del efecto cilíndrico $Z_{\Delta,i}$, así como los valores nominales para los déficits de refracción del efecto esférico $S_{\Delta,i,Soll}$ y del efecto cilíndrico $Z_{\Delta,i,Soll}$ se tienen en cuenta en la función objetivo F en los puntos de evaluación i de la lente de gafas .

50 Ya se reconoció en el documento DE 103 13 275 que es ventajoso especificar los datos nominales no como valores absolutos de las propiedades que deben optimizarse, sino como sus desviaciones de la regulación, es decir, como el desajuste local requerido. Esto tiene la ventaja de que los datos nominales son independientes de la regulación ($SphV, ZylV, AchseV, PrV, BV$) y las datos nominales no tienen que cambiarse para cada regulación individual. Como valores "reales" de las propiedades que deben optimizarse, las desviaciones de la prescripción se incluyen en la función
55 objetivo en lugar de los valores absolutos de estas propiedades ópticas. Esto tiene la ventaja de que los datos nominales pueden especificarse independientemente de la prescripción y no tienen que modificarse para cada prescripción individual.

Los respectivos déficits de refracción en los respectivos puntos de evaluación se tienen en cuenta preferentemente con factores de ponderación $g_{i,S\Delta}$ o $g_{i,Z\Delta}$. Las datos nominales para los déficits de refracción del efecto esférico $S_{\Delta,i,Soll}$ y/o del efecto cilíndrico $Z_{\Delta,i,Soll}$, en particular junto con los factores de ponderación $g_{i,S\Delta}$ o $g_{i,Z\Delta}$, forman el denominado diseño de lente de gafas. Además, también pueden tenerse en cuenta otros residuos, en particular
60 otras variables que se deben optimizar, tales como el coma y/o la aberración esférica y/o el prisma y/o el aumento y/o la distorsión anamórfica, etc., lo que se indica en particular mediante la expresión "+..." en la fórmula antes mencionada para la función objetivo F .

5 En algunos casos, puede contribuir a una mejora significativa, en particular de la adaptación individual de una lente de gafas, el hecho de que al optimizar la lente de gafas no sólo se tengan en cuenta las aberraciones hasta el segundo orden (esfera, cantidad de astigmatismo y posición axial), sino también los órdenes superiores (por ejemplo, coma, aberración trilobulada, aberración esférica).

10 Es conocido en el estado de la técnica determinar la forma de un frente de onda para elementos ópticos y, en particular, para lentes de gafas delimitadas por al menos dos interfaces refractivas. Esto puede hacerse, por ejemplo, calculando numéricamente un número suficiente de haces vecinos, combinado con un ajuste posterior del frente de onda mediante polinomios de Zernike. Otro enfoque se basa en un cálculo local del frente de onda durante la refracción (véase el documento WO 2008/089999 A1). Sólo se calcula un único rayo (el rayo principal) para cada punto de observación y las derivadas de las alturas de las flechas del frente de onda se calculan según las coordenadas transversales (perpendiculares al rayo principal). Estas derivadas se pueden formar hasta un cierto orden, en el que las segundas derivadas describen las propiedades de curvatura local del frente de onda (por ejemplo, índice de refracción, astigmatismo) y las derivadas superiores están relacionadas con las aberraciones de orden superior.

20 Al calcular la luz a través de una lente de gafas, las derivadas locales de los frentes de onda se calculan en una posición adecuada de la trayectoria del haz para compararlas con los valores deseados resultantes de la refracción del soporte de la lente de gafas. La posición en la que se analizan los frentes de onda suele ser la esfera del vértice o, por ejemplo, el plano principal del ojo en la dirección de visión correspondiente. Se supone que un frente de onda esférico emana del punto del objeto y se propaga a la primera superficie de la lente. El frente de onda se refracta allí y luego se propaga hasta la segunda superficie de la lente, donde se refracta de nuevo. A continuación, la propagación final tiene lugar desde la segunda interfaz hasta la esfera del vértice (o el plano principal del ojo), donde el frente de onda se compara con valores predeterminados para la corrección de la refracción del ojo del usuario de gafas.

25 Para llevar a cabo esta comparación a partir de los datos de refracción determinados para el ojo respectivo, la evaluación del frente de onda en la esfera de vértice se basa en un modelo establecido de ojo con visión defectuosa, en el que se superpone una visión defectuosa (déficit de refracción) a un ojo básico diestro. Esto ha demostrado ser especialmente útil, ya que no requiere ningún conocimiento adicional de la anatomía o la óptica del ojo correspondiente (por ejemplo, la distribución de los valores de refracción, la longitud del ojo, la metropía de longitud y/o la metropía de valor de refracción). Se pueden encontrar descripciones detalladas de este modelo de lente de gafas y déficit refractivo, por ejemplo, en Dr. Roland Enders "Die Optik des Ochs und der Sehhilfen", Optische Fachveröffentlichung GmbH, Heidelberg, 1995, páginas 25 y siguientes, y en Diepes, Blendowske "Optik und Technik der Brille", Optische Fachveröffentlichung GmbH, Heidelberg, 2002, páginas 47 y siguientes. En particular, se usa como modelo probado el modelo de corrección según REINER allí descrito.

40 Se considera déficit refractivo la falta o el exceso de potencia refractiva del sistema óptico del ojo defectuoso en comparación con un ojo derecho de la misma longitud (ojo residual). En particular, el valor de refracción del déficit de refracción es aproximadamente igual a la refracción del punto lejano con signo negativo. Para una corrección completa de la visión defectuosa, la lente de gafas y el déficit refractivo forman juntos un sistema telescópico (sistema afocal). Se supone que el ojo residual (ojo defectuoso sin déficit refractivo insertado) es hipermetrope. Por lo tanto, se considera que una lente de gafas es totalmente correctora para la visión de lejos si su punto focal del lado de la imagen coincide con el punto de la distancia del ojo defectuoso y, por lo tanto, también con el punto focal del lado del objeto del defecto de refracción.

50 Por consiguiente, en el cálculo/la optimización de las lentes graduadas se ha intentado compensar previamente el defecto de refracción (frente al ojo derecho) mediante la lente de gafas hasta tal punto que cabe esperar que una comparación del efecto de la lente de gafas con el déficit de refracción del ojo realizada en la esfera de vértice proporcione una concordancia o una compensación suficientes. Siempre se ha supuesto que cuanto menor sea la desviación de la compensación previa conseguida de la lente de gafas respecto al déficit refractivo medido del ojo en la esfera del vértice, tanto mejor será el efecto corrector de la lente de gafas que se fabrique. Esta hipótesis probablemente también se aplica bastante bien a una corrección total y para una corrección cercana a total.

60 No fue hasta mucho más tarde cuando se constató que los errores residuales inevitables e incluso calculados conscientemente en la óptica de las gafas al corregir déficits refractivos mediante lentes de gafas no siempre se valoran adecuadamente al evaluar la comparación en la esfera de vértice. Dado que los errores residuales de este tipo se propagan (se pueden propagar) de forma diferente desde la esfera de vértice hasta la retina en función del efecto real de un ojo individual, los errores residuales de este tipo también se perciben de forma diferente en términos de intensidad y perturbación. Este problema se reconoció y resolvió en el documento DE 10 2012 000 390 A1 en particular. Para ello, se creó un modelo de ojo individual basado en mediciones individuales, lo que permitió evaluar el efecto corrector conseguido por la lente de gafas a calcular no sólo en una posición entre la lente de gafas y el ojo (por ejemplo, en la esfera del vértice), sino también detrás de la lente de gafas. Las mejoras reconocidas en el marco de los desarrollos e investigaciones del documento DE 10 2012 000 390 A1 se atribuyeron en particular al hecho de que con este enfoque la influencia individual de los errores residuales inevitables en la óptica de las gafas también fluye de forma más individual en la evaluación.

5 Los modelos detallados de ojos se conocen en oftalmología desde hace mucho tiempo, especialmente para el examen y el tratamiento de enfermedades oculares (por ejemplo, "Correlation entre la réfraction et la biométrie oculaire", O. Touzeau et al., J Fr. Ophthalmol., 2003; 26, 4, 355-363). Ya se han usado modelos de ojo más detallados para el desarrollo de lentes intraoculares en particular (por ejemplo, el documento US 2013/0100409 A1).

10 El objetivo de la invención consiste en mejorar el cálculo o la optimización de una lente de gafas, preferentemente una lente de gafas progresiva, con lo que la lente de gafas ya se adapta muy eficazmente a las necesidades individuales del usuario de gafas con simples mediciones de datos individuales, ópticos y anatómicos del ojo. Este objetivo se consigue mediante un procedimiento implementado por ordenador, un dispositivo, un producto de programa informático, un medio de almacenamiento y una lente de gafas correspondiente con las características especificadas en las reivindicaciones independientes. Las formas de realización preferentes son objeto de las reivindicaciones dependientes.

15 De este modo, la invención se refiere en particular a los dos enfoques siguientes descritos con más detalle:

Primera aproximación

20 En los párrafos siguientes, a menos que se indique expresamente lo contrario, se describirán en primer lugar aspectos del primer enfoque de la invención:

En una primera aproximación, la invención según un primer aspecto proporciona de este modo un procedimiento implementado por ordenador según la reivindicación 1.

25 En un aspecto, la invención proporciona en particular un procedimiento para calcular u optimizar una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas sobre la base de los parámetros individuales determinados. En primer lugar, se proporcionan los datos de refracción individuales de al menos un ojo del usuario de gafas. Estos datos de refracción individual se basan en una determinación de refracción individual. Los datos de refracción incluyen al menos el error de refracción esférico y astigmático del ojo. En una forma de realización preferente, los datos de refracción registrados también describen aberraciones de orden superior (HOA). Preferentemente, los datos de refracción (también conocidos como datos aberrométricos, especialmente si incluyen aberraciones de orden superior) son medidos, por ejemplo, por el óptico usando un autorefractómetro o un aberrómetro (datos de refracción objetivos). Alternativa o adicionalmente, también se puede usar una refracción determinada subjetivamente. A continuación, los datos de refracción se transmiten preferentemente a un fabricante de lentes de gafas y/o se ponen a disposición de un programa de cálculo o de optimización. De este modo, están disponibles para ser registrados por el procedimiento según la invención, en particular para ser leídos y/o recibidos en forma digital.

40 Preferentemente, proporcionar los datos de refracción individuales comprende proporcionar o determinar la matriz de vergencia S_M del error de refracción del al menos un ojo. La matriz de vergencia describe un frente de onda frente al ojo de la luz que emana de un punto de la retina o converge en un punto de la retina. Estos datos de refracción pueden medirse, por ejemplo, usando un láser para iluminar un punto de la retina del usuario, a partir del cual se propaga la luz. Mientras que la luz del punto iluminado diverge inicialmente de forma esencialmente esférica en el cuerpo vítreo del ojo, el frente de onda puede cambiar a medida que atraviesa el ojo, en particular en las interfaces ópticas del ojo (por ejemplo, el cristalino y/o la córnea). Midiendo el frente de onda delante del ojo, se pueden medir los datos de refracción del ojo.

45 Además, el procedimiento según el primer aspecto de la invención comprende determinar un modelo de ojo individual que determina individualmente al menos ciertas especificaciones sobre las propiedades geométricas y ópticas de un modelo de ojo. Así, en el modelo de ojo individual según la invención, al menos una forma (topografía) de una superficie anterior de la córnea del modelo de ojo, una distancia córnea-lente d_{CL} (esta distancia entre la córnea y una superficie anterior de la lente del modelo de ojo también se denomina profundidad de la cámara anterior), parámetros de la lente del modelo de ojo, que, en particular, determinan al menos parcialmente el efecto óptico de la lente del modelo de ojo, y una distancia lente-retina d_{LR} (esta distancia entre la lente, en particular la superficie posterior de la lente, y la retina del modelo de ojo también se denomina longitud del cuerpo vítreo) de una manera específica, a saber, de tal manera que el modelo de ojo tenga los datos de refracción individuales proporcionados, es decir, que se determine un error de refracción del modelo de ojo en el modelo de ojo. Esto significa que un frente de onda que emana de un punto de la retina del modelo de ojo en el modelo de ojo corresponde (hasta una precisión deseada) al frente de onda determinado (por ejemplo, medido o determinado de otro modo) para el ojo real del usuario de gafas. Como parámetros de la lente del modelo de ojo (parámetros de la lente), se pueden establecer parámetros geométricos (forma de las superficies de la lente y su distancia) y, preferentemente, parámetros del material (por ejemplo, índices de refracción de los componentes individuales del modelo de ojo) tan completos que determinen, al menos parcialmente, un efecto óptico de la lente. Alternativa o adicionalmente, los parámetros que describen directamente el efecto óptico de la lente del modelo de ojo también se pueden establecer como parámetros de la lente.

65 Así, en el caso más sencillo de un modelo de ojo, la refracción del ojo viene determinada por el sistema óptico formado por la superficie anterior de la córnea, el cristalino y la retina. En este sencillo modelo, la refracción de la luz en la superficie anterior de la córnea y el poder de refracción del cristalino (incluyendo preferentemente las aberraciones

esférica y astigmática y las aberraciones de orden superior), junto con su posición respecto a la retina, establecen la refracción del modelo de ojo.

5 Los tamaños individuales (parámetros) del modelo de ojo se establecen en consecuencia sobre la base de los valores de medición individuales para el ojo del usuario de gafas y/o sobre la base de valores estándar y/o sobre la base de los datos de refracción individuales proporcionados. En particular, algunos de los parámetros (por ejemplo, la topografía de la superficie anterior de la córnea y/o la profundidad de la cámara anterior y/o al menos una curvatura de la superficie de una lente, etc.) se pueden proporcionar directamente como valores de medición individuales. También se pueden tomar otros valores a partir de los valores de los modelos estándar para un ojo humano, sobre
10 todo cuando se trata de parámetros cuya medición individual es muy compleja. Sin embargo, no todos los parámetros (geométricos) del modelo de ojo tienen que especificarse a partir de mediciones individuales o de modelos estándar. Más bien, en el contexto de la invención, se realiza un ajuste individual para uno o más parámetros (libres) mediante un cálculo que tiene en cuenta los parámetros especificados de tal forma que el modelo de ojo resultante tiene los datos de refracción individuales proporcionados. En función del número de parámetros que contengan los datos de
15 refracción individuales facilitados, se pueden adaptar individualmente (ajustar) un número correspondiente de parámetros (libres) del modelo de ojo. A diferencia de un modelo propuesto, por ejemplo, en el documento WO 2013/104548 A1, en el contexto de la presente invención al menos la distancia lente-retina se establece mediante cálculo.

20 Para el cálculo o la optimización de la lente de gafas, una primera superficie y una segunda superficie de la lente de gafas se especifican en particular como superficies de partida con una posición predeterminada (individual) con respecto al modelo de ojo. En una forma de realización preferente, sólo se optimiza una de las dos superficies. Preferentemente, se trata de la superficie posterior de la lente de la gafa. Preferentemente, se especifica una superficie inicial correspondiente tanto para la superficie frontal como para la superficie posterior de la lente. Sin embargo, en
25 una forma de realización preferente, sólo se modifica u optimiza iterativamente una superficie durante el proceso de optimización. La otra superficie de la lente puede ser una simple superficie esférica o esférica con simetría de rotación, por ejemplo. Sin embargo, también es posible optimizar ambas superficies.

30 Basándose en las dos superficies predeterminadas, el procedimiento para calcular u optimizar comprende determinar el curso de un rayo principal a través de al menos un punto de visión (i) de al menos una superficie de la lente de gafas a calcular u optimizar en el modelo de ojo. El rayo principal describe el curso geométrico del rayo que parte de un punto del objeto a través de las dos superficies del cristalino, la superficie anterior de la córnea y el cristalino del modelo de ojo, preferentemente hasta la retina del modelo de ojo.

35 Además, el procedimiento para calcular u optimizar según el primer aspecto de la invención comprende evaluar una aberración de un frente de onda resultante a lo largo del haz principal de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas en una superficie de evaluación en particular delante o dentro del modelo de ojo en comparación con un frente de onda que converge en un punto de la retina del modelo de ojo (luz de referencia).

40 En particular, se especifica para este fin un frente de onda esférico (w_0) que incide en la primera superficie (superficie frontal) de la lente de gafas a lo largo del haz principal. Este frente de onda esférico describe la luz que emana de un punto del objeto (luz del objeto). La curvatura del frente de onda esférico cuando choca con la primera superficie de la lente corresponde al recíproco de la distancia del objeto. Preferentemente, el procedimiento comprende la especificación de un modelo de distancia de objeto que asigna una distancia de objeto a cada dirección de visión o a
45 cada punto de visión de la al menos una superficie de la lente de gafas que debe optimizarse. Describe preferentemente la situación de uso individual en la que se va a usar la lente de gafas que se va a fabricar.

50 El frente de onda que incide sobre la lente se refracta ahora en la superficie delantera de la lente, preferentemente por primera vez. A continuación, el frente de onda se propaga a lo largo del haz principal dentro de la lente desde la superficie frontal hasta la superficie posterior, donde se refracta una segunda vez. Preferentemente, el frente de onda transmitido a través de la lente de la gafa se propaga ahora a lo largo del haz principal hasta la superficie anterior de la córnea del ojo, donde preferentemente se refracta de nuevo. Preferentemente, tras propagarse dentro del ojo hasta el cristalino del ojo, el frente de onda se refracta también allí, para finalmente propagarse preferentemente hasta la retina del ojo. En función de las propiedades ópticas de cada uno de los elementos ópticos (superficie de la lente,
55 superficie anterior de la córnea, cristalino), cada proceso de refracción provoca también una deformación del frente de onda.

60 Para lograr un mapeo exacto del punto del objeto en un punto de la imagen en la retina, el frente de onda tendría que salir preferentemente de la lente del cristalino como un frente de onda esférico convergente cuya curvatura corresponda exactamente al recíproco de la distancia a la retina. La comparación del frente de onda que emana del punto del objeto con un frente de onda (luz de referencia) que converge en un punto de la retina (en el caso ideal de una imagen perfecta) permite así analizar un desajuste. Esta comparación y, por lo tanto, la evaluación del frente de onda de la luz del objeto en el modelo de ojo individual, puede tener lugar en diferentes puntos a lo largo del recorrido del haz principal, en particular entre la segunda superficie de la lente de gafas de optimización y la retina. En particular,
65 la superficie de evaluación puede estar situada en diferentes posiciones, especialmente entre la segunda superficie del cristalino y la retina. En consecuencia, la refracción y la propagación de la luz que emana del punto del objeto se

calcula en el modelo de ojo individual, preferentemente para cada punto de visión. La zona de evaluación puede referirse a la trayectoria real del haz o a una trayectoria virtual del haz, tal como la usada para construir la AP de la pupila de salida. En el caso del camino óptico virtual, la luz debe propagarse a través de la superficie posterior del cristalino hasta un plano deseado (preferentemente hasta el plano del PA), por lo que el índice de refracción usado debe corresponder al medio del cuerpo vítreo y no al cristalino. Si la superficie de evaluación se proporciona detrás de la lente o después de la refracción en la superficie posterior de la lente del modelo de ojo, o si la superficie de evaluación se consigue por retropropagación a lo largo de una trayectoria de haz virtual (como en el caso del AP), entonces el frente de onda resultante de la luz del objeto se puede preferentemente comparar simplemente con un frente de onda esférico de la luz de referencia. Para ello, el procedimiento comprende preferentemente la especificación de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas, la determinación de un frente de onda en el al menos un ojo resultante del frente de onda esférico debido al efecto de al menos la primera y segunda superficies de la lente de gafas, la superficie anterior de la córnea y el cristalino del modelo de ojo, y la evaluación de la aberración del frente de onda resultante en comparación con un frente de onda esférico convergente en la retina.

Si, por el contrario, debe preverse una superficie de evaluación dentro de la lente o entre la lente del modelo de ojo y la lente de las gafas que hay que calcular u optimizar, la luz de referencia se simula simplemente como una propagación inversa desde un punto de la retina a través de los componentes individuales del modelo de ojo hasta la superficie de evaluación para comparar allí la luz del objeto con la luz de referencia.

Sin embargo, tal como ya se ha mencionado al principio, la corrección completa de la refracción del ojo no suele ser posible simultáneamente para todas las direcciones de visión del ojo, es decir, para todos los puntos de visión de la al menos una superficie de lente que debe optimizarse. En función de la dirección de visión, se especifica preferentemente un desajuste deliberado de la lente de gafas que, dependiendo de la situación de aplicación, es bajo en las zonas de la lente de gafas que se usan principalmente (por ejemplo, los puntos de visión centrales) y algo más alto en las zonas menos usadas (por ejemplo, los puntos de visión periféricos). En principio, este procedimiento ya es conocido de los procedimientos de optimización convencionales.

Para optimizar la lente de gafas, se modifica iterativamente al menos una superficie de la lente de gafas que hay que calcular u optimizar hasta que la aberración del frente de onda resultante corresponda a una aberración nominal predeterminada, es decir, que se desvíe del frente de onda de la luz de referencia (por ejemplo, un frente de onda esférico cuyo centro de curvatura se encuentre en la retina) en valores predeterminados de la aberración. El frente de onda de la luz de referencia también se denomina aquí frente de onda de referencia. Preferentemente, el procedimiento comprende minimizar una función objetivo F , en particular análoga a la función objetivo ya descrita anteriormente. También se describen a continuación otras funciones objetivo preferentes, especialmente cuando se tienen en cuenta errores de mapeo de orden superior. Si se calcula una propagación de la luz del objeto hasta la retina, se puede realizar allí una evaluación en lugar de una comparación de los parámetros del frente de onda, por ejemplo mediante la llamada "función de dispersión de puntos".

En el marco de la presente invención, se propuso por consiguiente definir un modelo de ojo individual, en particular para el cálculo o la optimización de una lente de gafas, que se adapte individualmente al usuario individual de gafas hasta la retina, en el sentido de que al menos la longitud del cuerpo vítreo del modelo de ojo se calcule individualmente en función de otros datos del ojo determinados individualmente, en particular medidos. Este parámetro no tiene que definirse a priori ni medirse directamente. En el contexto de la presente invención, resultó que esto dio lugar a una notable mejora en la personalización con un esfuerzo comparativamente bajo, porque el cálculo del frente de onda resultó ser muy sensible a este parámetro de longitud.

El cálculo individual del modelo de ojo, en particular la distancia lente-retina (longitud del cuerpo vítreo), ya se puede realizar en particular en un aberrómetro o un topógrafo con la correspondiente funcionalidad ampliada. Preferentemente, la longitud del ojo se determina individualmente. La longitud calculada del cuerpo vítreo y/o la longitud determinada (calculada) del ojo se muestran preferentemente al usuario. Para ello, un dispositivo correspondiente (en particular un aberrómetro o un topógrafo) dispone de un dispositivo de visualización correspondiente.

Preferentemente, la superficie anterior de la córnea se mide individualmente y el cristalino del modelo de ojo individual se calcula en consecuencia para cumplir con los datos de refracción determinados individualmente. En una forma de realización preferente, la superficie anterior de la córnea (o su curvatura) se mide individualmente a lo largo de las incisiones principales (topometría). En otra forma de realización preferente, la topografía de la superficie anterior de la córnea (es decir, la descripción completa de la superficie) se mide individualmente. En una forma de realización preferente adicional, la distancia córnea-lente se determina sobre la base de valores de medición individuales para la distancia córnea-lente.

De manera particularmente preferente, el ajuste de los parámetros de la lente del modelo de ojo comprende el establecimiento de los siguientes parámetros:

- una forma de la superficie delantera de la lente;
- un espesor de lente; y

-- una forma de la superficie posterior de la lente.

Aunque no sea esencial para el uso de la invención, este modelo más preciso de la lente puede mejorar aún más la personalización.

5 En este caso, en una forma de realización particularmente preferente, el espesor de la lente y la forma de la superficie posterior de la lente se establecen sobre la base de valores predeterminados (valores estándar, por ejemplo de la literatura técnica), en donde más preferentemente el establecimiento de la forma de la superficie delantera de la lente comprende :

- 10
- Proporcionar valores por defecto para una curvatura media de la superficie delantera de la lente; y
 - Calcular la forma de la superficie delantera de la lente, teniendo en cuenta los datos de refracción individuales proporcionados.

15 En otra forma de realización preferente del modelo de lente más detallado, el establecimiento de la forma de la superficie delantera de la lente comprende:

- Proporcionar un valor medido individual de una curvatura en una sección normal de la superficie delantera de la lente.

20 En este caso, es particularmente preferente que el grosor de la lente y la forma de la superficie posterior de la lente también se establezcan a partir de valores estándar, y aún más preferentemente el establecimiento de la forma de la superficie delantera de la lente comprende:

- Calcular la forma de la superficie delantera de la lente teniendo en cuenta los datos de refracción individuales proporcionados y la medida de curvatura individual proporcionada en una sección normal de la superficie delantera de la lente.

25 Alternativamente o además de la forma de la lente o de las superficies de la lente, el establecimiento de los parámetros de la lente puede comprender el establecimiento de un efecto óptico de la lente. En particular, se establecen al menos una posición de al menos un plano principal y un efecto esférico (o al menos una distancia focal) de la lente del modelo de ojo. También se prefiere especialmente un efecto cilíndrico (cantidad y posición axial) de la lente del modelo de ojo.

30 En otra forma de realización preferente, también se pueden establecer las aberraciones ópticas de órdenes superiores de la lente del modelo de ojo.

35 Preferentemente, la superficie de evaluación está situada entre la superficie anterior de la córnea y la retina. En una forma de realización particularmente preferente, la superficie de evaluación está situada entre el cristalino y la retina del modelo de ojo. En otra forma de realización particularmente preferente, la superficie de evaluación está situada en la pupila de salida (AP) del modelo de ojo. La pupila de salida puede situarse delante de la superficie posterior del cristalino del modelo de ojo. Con este posicionamiento, se puede conseguir un ajuste especialmente preciso e individualizado de la lente de las gafas.

40 En otro aspecto, la invención proporciona un dispositivo para determinar parámetros individuales relevantes de al menos un ojo de un usuario de gafas para calcular u optimizar una lente de gafas para el al menos un ojo del usuario de gafas. En un aspecto, la invención proporciona en particular un dispositivo para calcular u optimizar una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas sobre la base de los parámetros individuales determinados. El dispositivo para determinar los parámetros individuales relevantes comprende:

- 45
- una interfaz de datos para proporcionar datos de refracción individuales de al menos un ojo del usuario de gafas; y
 - un módulo de modelización para definir un modelo de ojo individual que contenga al menos los parámetros

-- Forma de la superficie anterior de la córnea de un modelo de ojo;

-- Distancia córnea-lente;

50 -- Parámetros del cristalino del modelo de ojo; y

-- Distancia lente-retina;

usando valores de medición individuales para el ojo del usuario de gafas y/o valores estándar y/o usando los datos de refracción individuales proporcionados, se establecen de tal manera que el modelo de ojo tenga los datos de refracción individuales proporcionados, en donde al menos el establecimiento de la distancia lente-retina se lleva a cabo mediante cálculo.

55 Preferentemente, el módulo de modelización está configurado para determinar una longitud ocular del modelo de ojo teniendo en cuenta la distancia lente-retina calculada. Preferentemente, el dispositivo también comprende un dispositivo de visualización para mostrar la distancia lente-retina calculada y/o la longitud ocular determinada. El dispositivo se realiza preferentemente como aberrómetro y/o topógrafo.

60 Además, el dispositivo para calcular u optimizar una lente de gafas comprende también en particular:

- una base de datos de modelos de superficie para especificar una primera superficie y una segunda superficie de la lente que se va a calcular u optimizar;

- un módulo de determinación del rayo principal para determinar el curso de un rayo principal a través de al menos un punto de visión(*f*) de al menos una superficie de la lente de gafas que hay que calcular u optimizar en el modelo de ojo;
- 5 • un módulo de evaluación para evaluar la aberración de un frente de onda resultante a lo largo del haz principal de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas en una superficie de evaluación en comparación con un frente de onda que converge en un punto de la retina del modelo de ojo;
- 10 • un módulo de optimización varía iterativamente la al menos una zona de la lente de gafas que debe calcularse u optimizarse hasta que la aberración evaluada corresponda a una aberración nominal predeterminada.

Además, la invención proporciona un producto de programa de ordenador, en particular en forma de un medio de almacenamiento o de un flujo de datos que contiene código de programa que, cuando se carga y ejecuta en un ordenador, está adaptado para realizar un procedimiento para determinar parámetros individuales relevantes de al menos un ojo de un usuario de gafas y/o un procedimiento para calcular u optimizar una lente de gafas según la presente invención, en particular en una forma de realización preferente.

Segundo enfoque

En los párrafos siguientes, se describen aspectos del segundo enfoque de la divulgación no abarcados por la invención, a menos que se indique expresamente lo contrario:

En el segundo enfoque, la divulgación proporciona, según un primer aspecto, un procedimiento implementado por ordenador para determinar los datos de aberración individuales de al menos un ojo de un usuario de gafas, en particular para su uso en el cálculo o la optimización de una lente de gafas para el al menos un ojo del usuario de gafas. Para ello, primero se proporciona una topografía corneal medida de al menos un ojo del usuario de gafas. Preferentemente, esta topografía corneal se mide directamente usando un topógrafo adecuado. Alternativamente, estos datos medidos también pueden guardarse para que estén disponibles para su posterior procesamiento, por ejemplo.

Basándose en la topografía corneal medida, se determinan las propiedades de imagen individuales de la córnea del ojo, que describen al menos las aberraciones corneales de orden superior, HOA_c . Estas propiedades de imagen individuales de la córnea se pueden determinar a partir de la topografía corneal y teniendo en cuenta una transición de índice de refracción entre el aire y la córnea. En el curso de este proceso se pueden determinar las propiedades de asignación individuales en una representación de parámetros deseada en forma de diferentes componentes y guardarse si es necesario. Las propiedades de imagen individuales describen en particular diferentes componentes de refracción óptica, tales como un componente esférico, componentes astigmáticos y componentes de aberraciones de orden superior (es decir, superiores al segundo orden); según la invención, se determinan al menos (algunas) aberraciones de orden superior de la córnea (como al menos parte de las propiedades de imagen individuales de la córnea).

Teniendo en cuenta las propiedades de imagen individuales determinadas de la córnea del ojo, en particular teniendo en cuenta las aberraciones de orden superior de la córnea, HOA_c , se determinan entonces al menos aberraciones de orden superior del ojo, HOA_{ojo} , según la invención. En particular, estas aberraciones de orden superior del ojo, HOA_{ojo} , se representan o determinan como una aberración de un frente de onda en la córnea, que converge a un punto de la retina tras la refracción en la superficie anterior de la córnea con la topografía medida (y dado el caso una propagación posterior a través del ojo). Las aberraciones de orden superior del ojo se determinan teniendo en cuenta las propiedades de imagen individuales determinadas de la córnea del ojo, es decir, teniendo en cuenta la medición individual de la topografía corneal, pero sin tener en cuenta las mediciones individuales de las aberraciones (de orden superior) de otros componentes del ojo (por ejemplo, el cristalino).

Es cierto que la consideración de las aberraciones de orden alto en el cálculo o la optimización de las lentes de gafas es ciertamente beneficiosa para la calidad de la adaptación individual de una lente de gafas. Sin embargo, medir individualmente las aberraciones de orden alto de un ojo suele llevar mucho tiempo. Por ejemplo, no todos los ópticos disponen de un aberrómetro adecuado con el que se puedan detectar directa y fácilmente estas aberraciones. Con la presente invención, sin embargo, todavía es posible proporcionar un cálculo u optimización de una lente de gafas teniendo en cuenta la HOA sin tener que medir la HOA de todo el ojo directa e individualmente. Para ello, las aberraciones de orden alto de las interfaces y las propiedades ópticas de los componentes individuales del modelo de ojo se pueden tener en cuenta en un modelo de ojo que se describe a continuación. Sin embargo, la determinación individual de la HOA de todo el ojo y, en caso necesario, una asignación de los parámetros del modelo de ojo no se basa en mediciones individuales de la HOA de todo el ojo, sino en mediciones individuales de la HOA de la córnea del ojo. En particular, el procedimiento comprende proporcionar aberraciones individuales de la córnea del ojo del usuario de gafas, que describen aberraciones de orden superior (HOA) de la córnea del ojo. En particular, se puede medir simplemente la forma de la superficie anterior de la córnea, lo que suele ser mucho más fácil que medir directamente la HOA de todo el ojo.

En una forma de realización preferente, la determinación de las propiedades de imagen individuales de la córnea del

5 ojo comprende la determinación de los valores de las aberraciones de orden superior de la córnea, HOA_C , en donde la determinación de las aberraciones de imagen del ojo comprende preferentemente la determinación de las aberraciones de orden superior del ojo, HOA_{ojo} , según $HOA_{ojo} = HOA_C + \Delta HOA_{C,ojo}$ con un desplazamiento de orden superior predeterminado o determinado individualmente, $\Delta HOA_{C,ojo}$, en particular con $\Delta HOA_{C,ojo} = 0$. Esto permite determinar las aberraciones de todo el ojo o una buena aproximación a ellas de forma muy rápida y eficaz usando medios sencillos.

10 Independientemente de la relación específica y funcional, $\Delta HOA_{C,ojo}$ generalmente funciona preferentemente como una variable efectiva para describir las aberraciones de orden alto del ojo residual, en particular si no todas las aberraciones de orden alto del ojo en general pueden ser explicadas o descritas por medio de las aberraciones de orden alto de la córnea. En particular, la superficie delantera de la lente y/o las superficies posteriores de la lente presentan generalmente aberraciones de orden superior en el ojo residual. La forma en que éstas se combinan con las aberraciones de orden superior de la córnea para formar las aberraciones de todo el ojo depende, en particular, de las dimensiones del ojo, por ejemplo, de los parámetros de longitud d_{CL} , d_L y/o d_{LR} del ojo que se describen a continuación. Tales correlaciones podrían derivarse, por ejemplo, de G. Esser, W. Becken, W. Müller, P. Baumbach, J. Arasa y D. Uttenweiler, "Derivation of the Refraction Equations for Higher Order Aberrations of Local Wavefronts at Oblique Incidence", JOSAA Vol. 27, No. 2, p 218-37 (2010) y/o de G. Esser, W. Becken, W. Müller, P. Baumbach, J. Arasa y D. Uttenweiler, "Derivation of the Propagation Equations for Higher Order Aberrations of Local Wavefronts", JOSAA Vol. 28, No. 12, p 2442-58 (2011).

20 En una forma de realización, el procedimiento para determinar datos de aberración individuales comprende determinar o proporcionar valores de corrección $\Delta HOA_{C,ojo}$, superficie delantera de la lente de aberraciones de orden superior por la superficie delantera de la lente, determinar o proporcionar valores de corrección $\Delta HOA_{C,ojo}$, superficie posterior del ojo de aberraciones de orden superior a través de la superficie posterior de la lente, y determinar o proporcionar parámetros de longitud del ojo, en los que la determinación de las propiedades de imagen individuales de la córnea del ojo comprende determinar valores de las aberraciones de orden superior de la córnea, HOA_C , y la determinación de las aberraciones del ojo comprende preferentemente determinar las aberraciones de orden superior del ojo, HOA_{ojo} , de acuerdo con los siguientes pasos

30 $HOA_{ojo} = f(HOA_C, \Delta HOA_{C,ojo}, \text{superficie delantera de la lente}, \Delta HOA_{C,ojo}, \text{superficie posterior del ojo}, \text{parámetro de longitud})$

Si no se desea desglosar detalladamente los componentes del ojo en función de las superficies refractivas, también se pueden resumir aproximadamente todos los parámetros del ojo residual en

35 $\Delta HOA_{C,ojo} = h(\Delta HOA_{C,ojo}, \text{superficie delantera de la lente}, \Delta HOA_{C,ojo}, \text{superficie posterior del ojo}, \text{parámetro de longitud})$

y escribir después las aberraciones de orden superior del ojo total en general como

40 $HOA_{ojo} = g(HOA_C, \Delta HOA_{C,ojo})$

Debe tenerse en cuenta que todos los parámetros, excepto HOA_C , no tienen que medirse necesariamente de forma individual, sino que también se pueden tomar de la literatura o basarse en modelos, también en función de otras variables (como por ejemplo, la longitud del ojo a partir de LOA de refracción subjetiva y dado el caso LOA_C).

45 En otra forma de realización preferente, la determinación de las propiedades de imagen individuales de la córnea del ojo comprende la determinación de los valores de refracción corneal de orden bajo, LOA_C , donde la determinación de las aberraciones del ojo comprende la determinación de las aberraciones de orden bajo del ojo, LOA_{ojo} , según $LOA_{ojo} = LOA_C + \Delta LOA_{C,ojo}$ con un desplazamiento de orden bajo predeterminado o determinado individualmente, $\Delta LOA_{C,ojo}$.

50 Esta forma realización preferente se refiere, por ejemplo, a la situación en la que la LOA del ojo no se mide directamente (por ejemplo, por refracción), sino que se estima o se aproxima a partir de la medición topográfica de la misma manera que la HOA. En una realización preferente, tanto la LOA como la HOA del ojo vienen dados directamente por las aberraciones corneales correspondientes, excepto por un desplazamiento $\Delta LOA_{C,ojo}$ o $\Delta HOA_{C,ojo}$. Puede ser constante o depender de otros parámetros. Preferentemente, $\Delta HOA_{C,ojo} = 0$ para todos los órdenes $n > 2$, y $\Delta LOA_{C,ojo,M} = -LOA_{C,M,Std}$, $\Delta LOA_{C,ojo,J0} = 0$, $\Delta LOA_{C,ojo,J45} = 0$, donde $\Delta LOA_{C,ojo,M}$, $\Delta LOA_{C,ojo,J0}$, $\Delta LOA_{C,ojo,J45}$ son los desplazamientos que se refieren a la componente M , la componente J_0 y la componente J_{45} de las aberraciones del ojo, respectivamente, y donde $LOA_{C,M,Std}$ es el valor estándar de la componente M de la córnea, que es preferentemente $\Delta LOA_{C,M,Std} = 43,08\ 43,08dpt$.

60 De este modo, en una forma de realización preferente, la determinación de los valores de refracción corneal de orden bajo, LOA_C , comprende una determinación de las porciones astigmáticas de la refracción corneal, $LOA_{C,J0}$ y $LOA_{C,J45}$, donde la determinación de los errores de refracción de orden bajo del ojo, LOA_{ojo} , comprende una determinación de las porciones astigmáticas de los errores de refracción de orden bajo del ojo, $LOA_{ojo,J0}$ y $LOA_{ojo,J45}$, de acuerdo con $LOA_{ojo,J0} = LOA_{C,J0}$ y $LOA_{ojo,J45} = LOA_{C,J45}$. Alternativa o adicionalmente, la determinación de los valores de refracción corneal de orden bajo, LOA_C , comprende preferentemente una determinación de una porción esférica de la

refracción corneal, $LOA_{C,M}$, donde la determinación de las aberraciones oculares de orden bajo, LOA_{ojo} , comprende preferentemente una determinación de una porción esférica de las aberraciones oculares de orden bajo, $LOA_{ojo,M}$, según $LOA_{ojo,M} = LOA_{C,M} - LOA_{C,M,Std}$ con un valor predeterminado por defecto $LOA_{C,M,Std}$.

5 También se prefieren los desplazamientos que son en sí mismos una función de la topografía corneal. Particularmente preferido es un desplazamiento en el que el componente M de la LOA del ojo es una función lineal $\Delta LOA_{C,ojo,M}(LOA_{C,M}) = \Delta LOA_{C,ojo,M}(LOA_{C,M,Std}) + \alpha(LOA_{C,M} - LOA_{C,M,Std})$ del componente M de la LOA de la córnea, preferentemente $5 < \alpha < 15$. Así, preferentemente, la determinación de los valores de refracción corneal de orden bajo, LOA_C , comprende una determinación de una porción esférica de la refracción corneal, $LOA_{C,M}$, en la que la determinación de las aberraciones oculares de orden bajo, LOA_{ojo} , comprende una determinación de una porción esférica de las aberraciones oculares de orden bajo, $LOA_{ojo,M}$, según $LOA_{ojo,M} = LOA_{C,M} + \Delta LOA_{C,ojo,M}(LOA_{C,M})$ con una función lineal $\Delta LOA_{C,ojo,M}(LOA_{C,M}) = \Delta LOA_{C,ojo,M}(LOA_{C,M,Std}) + \alpha(LOA_{C,M} - LOA_{C,M,Std})$ con un valor estándar predeterminado $LOA_{C,M,Std}$ y un valor predeterminado α , preferentemente en el intervalo $5 < \alpha < 15$.

10
15 En otra forma de realización preferente, la determinación de las aberraciones del ojo comprende la determinación de las aberraciones de orden bajo del ojo, LOA_{ojo} , basándose en mediciones de refracción individuales del al menos un ojo. En particular, se facilitan a tal fin los datos de refracción individuales de al menos un ojo del usuario de gafas. Estos datos de refracción individual se basan en una determinación de refracción individual. Los datos de refracción incluyen, en particular, el error de refracción esférico y el error de refracción astigmático del ojo. Sin embargo, los datos de refracción individuales no contienen ninguna aberración de orden alto (HOA) individual del ojo.

20 La distinción entre aberraciones de orden bajo (LOA) y aberraciones de orden alto (HOA) se hace en el contexto de la presente descripción de la manera habitual en la materia, de tal modo que las aberraciones de orden bajo denotan las aberraciones hasta el 2º orden de desarrollo de Taylor o Zernike (en particular prisma, esfera, cilindro, posición del eje), mientras que las aberraciones de orden alto denotan las aberraciones a partir del 3º orden de desarrollo de Taylor o Zernike.

25 Preferentemente, los datos de refracción son medidos, por ejemplo, por el optometrista usando un autorefractómetro (datos de refracción objetivos). Alternativa o adicionalmente, también se puede usar una refracción determinada subjetivamente. A continuación, los datos de refracción se transmiten preferentemente a un fabricante de lentes de gafas y/o se ponen a disposición de un programa de cálculo o de optimización. Por lo tanto, también están disponibles para ser registrados por el procedimiento según la invención, en particular para ser leídos y/o recibidos en forma digital.

30 Preferentemente, la puesta a disposición de los datos de refracción individuales comprende una provisión o una determinación de la matriz de vergencia S_M del error de refracción del al menos un ojo para aberraciones de orden bajo, en particular hasta el 2º orden en representación de Taylor o Zernike. La matriz de vergencia describe un frente de onda frente al ojo de la luz que emana de un punto de la retina o converge en un punto de la retina. Estos datos de refracción se pueden medir, por ejemplo, usando un láser para iluminar un punto de la retina del usuario, a partir del cual se propaga la luz. Mientras que la luz del punto iluminado diverge inicialmente de forma esencialmente esférica en el cuerpo vítreo del ojo, el frente de onda puede cambiar a medida que atraviesa el ojo, en particular en las interfaces ópticas del ojo (por ejemplo, el cristalino y/o la córnea). Midiendo el frente de onda delante del ojo, se pueden medir los datos de refracción del ojo.

35 La matriz de vergencia se relaciona con el componente M antes mencionado, el componente J_0 y el componente J_{45} de una manera conocida, en particular según

$$S = \begin{pmatrix} M + J_0 & J_{45} \\ J_{25} & M - J_0 \end{pmatrix}$$

40 en particular. Preferentemente, se proporciona la LOA del ojo como M, J_0, J_{45} , especialmente en el plano corneal (por ejemplo, mediante refracción y posterior conversión HSA).

45 Las HOA del ojo vienen dadas, tal como ya se ha descrito, preferentemente de forma directa por las aberraciones corneales correspondientes, salvo un desplazamiento $\Delta HOA_{C,ojo}$. Este último puede ser constante o depender de otros parámetros. Preferentemente $\Delta HOA_{C,ojo} = 0$ para todos los órdenes $n > 2$.

50 En otras formas de realización, es preferente introducir un modelo de ojo. En un caso sencillo, la lente del cristalino no se modela mediante dos superficies, sino mediante una única lente cuyas LOA y HOA vienen dadas por LOA_L y HOA_L respectivamente. Este caso sencillo puede generarse a partir de las realizaciones descritas a continuación fijando: $d_L = 0$, $L = L_1 + L_2$. La función de cómo resulta entonces la lente de la LOA_C corresponde a las fórmulas (4) y (5) de la descripción del documento WO 2013/104548 A1, si además se fija allí $d_{L=0}$, $L = L_1 + L_2$, el resultado es

$$L(M, J_0, J_{45}, LOA_C, d_{CL}, d_{LR}) = \frac{n_{LR}}{d_{LR}} \mathbf{1} - \frac{\mathbf{S} + \mathbf{C}}{\mathbf{1} - d_{CL} / n_{CL} (\mathbf{S} + \mathbf{C})}$$

en donde

5

$$\mathbf{S} = \begin{pmatrix} M + J_0 & J_{45} \\ J_{45} & M - J_0 \end{pmatrix}$$

es de nuevo la representación matricial de la refracción y \mathbf{c} es la representación matricial correspondiente para LOA_C .

10 Las HOA de todo el ojo se determinan entonces según una función $f(LOA_C, HOA_C, L, HOA_L, d_{CL}, d_{LR})$, que se obtiene propagando y refractando una onda esférica hacia atrás a través del ojo partiendo de un punto de la retina. Las HOA del frente de onda resultante, sobre todo en el plano de la córnea, son entonces las HOA de todo el ojo.

Así, la determinación de los errores de imagen del ojo comprende preferentemente:

- 15
- Establecimiento de un modelo de ojo individual en el que una forma de una superficie anterior de la córnea de un modelo de ojo corresponda a la topografía corneal medida y en el que, además, se determinan al menos
 - una distancia córnea-lente;
 - parámetros de una lente del modelo de ojo; y
- 20
- una distancia lente-retina
- sobre la base de valores de medición individuales para el ojo del usuario de gafas y/o valores estándar y/o sobre la base de las aberraciones de orden bajo del ojo determinadas de tal manera que el modelo de ojo tenga las aberraciones de orden bajo del ojo determinadas; y
- Determinación de la aberración de un frente de onda que converge en un punto de la retina tras la refracción en la superficie anterior de la córnea del modelo de ojo y la propagación a través del modelo de ojo.
- 25

De manera particularmente preferente, el establecimiento de los parámetros de la lente del modelo de ojo comprende el establecimiento de los siguientes parámetros:

- 30
- Forma de la superficie delantera de la lente;
 - Grosor de la lente; y
 - Forma de la superficie posterior de la lente.

Preferentemente, además de la topografía corneal individual, también se proporcionan la refracción M, J_0, J_{45} (o su representación matricial

35

$$\mathbf{S} = \begin{pmatrix} M + J_0 & J_{45} \\ J_{45} & M - J_0 \end{pmatrix}$$

) y los parámetros de longitud d_{CL}, d_L, d_{LR} del ojo. Esto significa que la LOA de una superficie de lente se calcula preferentemente a partir de la LOA de la otra superficie de lente exigiendo que el ojo total construido a partir de los componentes tenga entonces la refracción dada, es decir, que un frente de onda correspondiente a la refracción se propague en 2º orden a través del ojo y converja refractado como una onda esférica en la retina.

40

La HOA de todo el ojo se puede expresar entonces como una función $f(LOA_C, HOA_C, L_1, HOA_{L1}, L_2, HOA_{L2}, d_{CL}, d_L, d_{LR})$, que se obtiene propagando y refractando una onda esférica hacia atrás a través del ojo partiendo de un punto de la retina. Las HOA del frente de onda resultante en el plano de la córnea son entonces las HOA de todo el ojo.

45

En formas de realización preferentes, los parámetros de longitud son constantes. En otras variantes preferentes, son ellos mismos estimaciones de d_{CL}, d_L, d_{LR} en función de la refracción, LOA de la córnea o combinaciones de las mismas, que usan correlaciones conocidas de la población (por ejemplo, que la miopía se correlaciona con la longitud ocular larga). Ejemplos de ello son $d_{CL}(M, C), d_{LR}(M, C)$.

50

Los parámetros de longitud, por ejemplo d_{LR} , se calculan preferentemente tal como se describe a continuación a modo de ejemplo. Esto también da lugar a una función $d_{LR}(M, C)$, aunque ésta no procede de correlaciones dentro de la población para una medición topográfica determinada, sino que se calcula directamente a partir de la medición topográfica bajo ciertas hipótesis sobre las superficies de las lentes.

55

Preferentemente, el establecimiento del grosor de la lente y la distancia lente-retina tiene lugar a partir de valores estándar predeterminados, en donde el establecimiento de la forma de la superficie delantera de la lente y de la

superficie posterior de la lente se lleva a cabo a partir de valores estándar predeterminados para las aberraciones de orden superior de la superficie respectiva. Es particularmente preferente fijar en cero los valores estándar de las aberraciones de orden superior de la superficie delantera de la lente y/o de la superficie posterior de la lente.

5 Preferentemente, la determinación de las propiedades de imagen individuales de la córnea del ojo comprende la determinación de los valores de refracción de orden bajo de la córnea, LOA_C . En este caso en particular, el establecimiento de la distancia lente-retina y/o del grosor de la lente y/o la forma de la superficie anterior de la lente y/o la superficie posterior de la lente se llevan a cabo preferentemente a partir de los valores de refracción de orden bajo de la córnea, LOA_C , determinados. Preferentemente, los demás valores mencionados pueden basarse, en particular, en valores estándar.

15 Preferentemente, la determinación de las aberraciones del ojo comprende la determinación de las aberraciones de orden bajo del ojo, LOA_{ojo} . En este caso en particular, el establecimiento de la distancia lente-retina y/o del grosor de la lente y/o la forma de la superficie delantera de la lente y/o la superficie posterior de la lente se llevan a cabo preferentemente en función de las aberraciones de orden bajo del ojo, LOA_{ojo} , determinadas. Preferentemente, los demás valores mencionados pueden basarse, en particular, en valores estándar.

20 Se proporciona preferentemente una correlación entre la esfera del ojo y la distancia lente-retina d_{LR} , por ejemplo a partir de estudios estadísticos de la población. De este modo, un valor determinado individualmente de la esfera se usa para inferir un valor individual d_{LR} de la distancia lente-retina.

25 En otra forma de realización preferente, se proporciona una correlación entre la esfera del ojo y la longitud total del ojo, por ejemplo, a partir de estudios estadísticos de la población. De este modo, un valor determinado individualmente de la esfera se usa para inferir un valor individual de la longitud total del ojo. Para determinar la distancia lente-retina individual, se restan preferentemente los valores individuales de la profundidad de la cámara anterior d_{CL} y del grosor de la lente d_L .

30 En una forma de realización preferente adicional, la LOA de la córnea y los valores individuales de la profundidad de la cámara anterior d_{CL} y el espesor de la lente d_L se determinan y se usan preferentemente junto con valores estándar para las curvaturas de la lente para determinar la longitud d_{LR} tal que un frente de onda desde el infinito converge exactamente (con respecto a su LOA) en la retina bajo estos supuestos.

35 Preferentemente, el procedimiento comprende así el establecimiento de un modelo de ojo individual, que establece individualmente al menos ciertas especificaciones relativas a las propiedades geométricas y ópticas de un modelo de ojo. En el modelo de ojo individual, se establece al menos una forma (topografía) de una superficie anterior de la córnea del modelo de ojo a partir de la medición de la topografía individual. Preferentemente, también se establecen una distancia córnea-lente d_{CL} (esta distancia entre la córnea y una lente o una superficie anterior de la lente del modelo de ojo también se denomina profundidad de la cámara anterior), parámetros de la lente del modelo de ojo que, en particular, establecen al menos parcialmente el efecto óptico de la lente del modelo de ojo, y una distancia lente-retina d_{LR} (esta distancia entre la lente, en particular la superficie posterior de la lente, y la retina del modelo de ojo también se denomina longitud del cuerpo vítreo) de una manera específica, a saber, de tal manera que el modelo de ojo tenga los datos de refracción individuales proporcionados, es decir, que se determine un *error de refracción* en el modelo de ojo de una longitud determinada, es decir, que un frente de onda que emana de un punto de la retina del modelo de ojo en el modelo de ojo corresponde (hasta una precisión deseada) al frente de onda determinado (por ejemplo, medido o determinado de otro modo) para el ojo real del usuario de gafas. Las propiedades ópticas y las superficies de refracción del modelo del ojo se establecen de tal manera que también describen (al menos una) aberración de orden alto.

50 Como parámetros de la lente del modelo de ojo (parámetros de la lente) se pueden establecer, por ejemplo, parámetros geométricos (forma de las superficies de la lente y su espaciado) y, preferentemente, parámetros de material (por ejemplo, índices de refracción de los componentes individuales del modelo de ojo) de forma tan completa que establezcan al menos parcialmente un efecto óptico de la lente. Alternativa o adicionalmente, los parámetros que describen directamente el efecto óptico de la lente del modelo de ojo también se pueden establecer como parámetros de la lente.

55 Así, en un caso simple de modelo de ojo, la refracción del ojo viene determinada por el sistema óptico formado por la superficie anterior de la córnea, el cristalino y la retina. En este sencillo modelo, la refracción de la luz en la superficie anterior de la córnea y el poder de refracción del cristalino (incluidas las aberraciones esférica y astigmática y al menos una aberración de orden superior), junto con su posición respecto a la retina, establecen la refracción del modelo de ojo.

60 Los tamaños individuales (parámetros) del modelo de ojo se establecen en consecuencia sobre la base de valores de medición individuales para el ojo del usuario de gafas y/o sobre la base de valores estándar y/o sobre la base de los datos de refracción individuales proporcionados. En particular, algunos de los parámetros (por ejemplo, la profundidad de la cámara anterior y/o al menos una curvatura de la superficie de una lente, etc.) se pueden proporcionar directamente como valores de medición individuales. También se pueden tomar otros valores a partir de los valores

- de los modelos estándar para un ojo humano, sobre todo cuando se trata de parámetros cuya medición individual es muy compleja. Sin embargo, no todos los parámetros (geométricos) del modelo de ojo tienen que especificarse a partir de mediciones individuales o de modelos estándar. Más bien, se puede realizar un ajuste individual para uno o más parámetros (libres) mediante un cálculo que tenga en cuenta los parámetros especificados de tal forma que el modelo de ojo resultante tenga los datos de refracción individuales proporcionados. En función del número de parámetros que contengan los datos de refracción individuales facilitados, puede personalizarse (ajustarse) un número correspondiente de parámetros (libres) del modelo de ojo.
- Los detalles de un modelo de ojo descritos a continuación, que se pueden usar para un cálculo o una optimización de una lente de gafas, en particular para un cálculo del haz y del frente de onda, se usan preferentemente también de manera análoga para un modelo de ojo para determinar los datos de aberración individuales de al menos un ojo del usuario de gafas.
- En un aspecto, la invención ofrece la posibilidad de usar los datos de aberración individuales determinados para determinar valores esferocilíndricos optimizados para al menos un ojo de un usuario de gafas. A continuación, se usan preferentemente para seleccionar una superficie delantera y/o trasera para una lente que se va a fabricar. También es posible modificar las superficies delantera y/o trasera como tales o la posición relativa entre ellas sobre la base de los valores esferocilíndricos optimizados para fabricar a continuación una lente de gafas basada en la modificación.
- Preferentemente, un procedimiento implementado por ordenador para determinar valores esferocilíndricos optimizados para al menos un ojo de un usuario de gafas comprende:
- Determinación de los valores subjetivos de refracción esferocilíndrica;
 - Determinación de los datos nominales de refracción esferocilíndrica, que incluye:
 - Proporcionar datos individuales de aberración determinados mediante un procedimiento según la presente invención, en particular en una de las formas de realización preferentes descritas en el presente documento;
 - Determinación de un frente de onda de referencia en una superficie de evaluación usando los datos de aberración individuales proporcionados por el ojo;
 - Especificación de un valor inicial para un frente de onda a optimizar, que describe datos nominales de refracción esferocilíndrica a optimizar, sobre la superficie de evaluación;
 - Determinación de un frente de onda diferencial a partir del frente de onda a optimizar y del frente de onda de referencia;
 - Evaluación del frente de onda diferencial usando una métrica predeterminada (por ejemplo, según el documento WO 2008/089999 A1);
 - Determinación del frente de onda que debe optimizarse de tal manera que la evaluación del frente de onda diferencial cumpla unos criterios predeterminados; y
 - Determinación de los datos nominales de refracción esferocilíndrica a partir del frente de onda determinado que se desea optimizar; y
 - Determinación de los valores esferocilíndricos optimizados como media ponderada de los valores de refracción esferocilíndrica subjetivos determinados y de los valores de refracción esferocilíndrica objetivos determinados.
- Alternativamente, se puede considerar la función de dispersión puntual de un mapeado correspondiente en lugar del frente de onda.
- Basándose en estos valores esferocilíndricos optimizados, la invención proporciona, en un aspecto, un procedimiento implementado por ordenador para calcular u optimizar una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas, que comprende:
- Determinación de los valores esferocilíndricos optimizados para al menos un ojo de un usuario de gafas a partir de los datos de aberración individuales, en particular de una de las formas aquí descritas;
 - Determinación de una combinación de superficies anterior y posterior (esférica, cilíndrica, esférica, atórica, progresiva, ...) sobre la base de los valores esferocilíndricos optimizados determinados; y
 - En caso necesario, modificación de la superficie delantera y/o de la superficie trasera determinadas en función de los valores esferocilíndricos optimizados determinados.
- Alternativamente, el procedimiento puede comprender:
- Determinación de los valores esferocilíndricos optimizados para al menos un ojo de un usuario de gafas a partir de los datos de aberración individuales, en particular de una de las formas aquí descritas;
 - Establecimiento de una combinación de superficies delantera y trasera como superficie de partida; y
 - Modificación de la superficie delantera y/o trasera en función de los valores esferocilíndricos optimizados determinados.

En otro aspecto, la invención se refiere a un procedimiento implementado por ordenador para calcular u optimizar una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas, que comprende proporcionar datos de aberración individuales determinados mediante un procedimiento según la invención descrita en el presente documento para

determinar datos de aberración individuales de al menos un ojo de un usuario de gafas, en particular en una de las formas de realización preferentes descritas en el presente documento. En una forma de realización preferente, el procedimiento para calcular u optimizar una lente de gafas comprende un procedimiento correspondiente para determinar los datos de aberración individuales de al menos un ojo de un usuario de gafas.

- 5 Además, el procedimiento de cálculo o de optimización de una lente de gafas comprende en particular
- Determinación de una aberración de referencia en una superficie de evaluación usando los datos individuales de aberración del ojo proporcionados;
 - Especificación de una primera superficie y una segunda superficie para la lente que se va a calcular u optimizar;
 - Determinación del curso de un haz principal a través de al menos un punto de visión(*i*) de al menos una superficie de la lente de gafas que se debe calcular u optimizar;
 - Evaluación de una aberración de frente de onda en la superficie de evaluación resultante a lo largo del haz principal de un frente de onda esférico que incide en la primera superficie de la lente de las gafas en comparación con la aberración de referencia determinada; y
 - Variación iterativa de la al menos una zona de la lente de gafas que se debe calcular u optimizar hasta que la aberración evaluada corresponda a una aberración nominal predeterminada.

La superficie de evaluación se sitúa preferentemente en la esfera de vértice.

Para el cálculo o la optimización de la lente de gafas, se especifican de este modo una primera superficie y una segunda superficie de la lente de gafas, en particular como superficies de partida con una posición (individual) predeterminada con respecto al modelo de ojo. En una forma de realización preferente, sólo se optimiza una de las dos superficies. Preferentemente, se trata de la superficie posterior de la lente de la gafa. Preferentemente, se especifica una superficie inicial correspondiente tanto para la superficie frontal como para la superficie posterior de la lente. Sin embargo, en una forma de realización preferente, sólo se modifica u optimiza iterativamente una superficie durante el proceso de optimización. La otra superficie de la lente puede ser una simple superficie esférica o asférica con simetría de rotación, por ejemplo. Sin embargo, también es posible optimizar ambas superficies.

A partir de las dos superficies predeterminadas, el procedimiento comprende la determinación del curso de un rayo principal a través de al menos un punto de visión(*i*) de al menos una superficie de la lente de gafas que se debe calcular u optimizar en el modelo de ojo. El haz principal describe el curso geométrico del haz a partir de un punto del objeto a través de las dos superficies del cristalino y al menos la superficie anterior de la córnea, preferentemente también a través del cristalino del modelo de ojo, en particular hasta la retina del modelo de ojo.

El procedimiento comprende además evaluar una aberración de un frente de onda que se propaga a lo largo del haz principal y que es el resultado de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas en una superficie de evaluación dentro del modelo de ojo en comparación con un frente de onda que converge en un punto de la retina del modelo de ojo (frente de onda de referencia o luz de referencia). Preferentemente, la evaluación de la aberración comprende una comparación de al menos una aberración de orden superior (HOA). Para ello, se calculan tanto la propagación como la refracción del frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas en su camino hacia el ojo o en el ojo, incluida al menos una aberración de orden alto, es decir, también se proporciona el frente de onda de referencia con la al menos una aberración de orden alto.

En particular, se especifica para este fin un frente de onda esférico(w_0) que incide en la primera superficie (superficie frontal) de la lente de gafas a lo largo del haz principal. Este frente de onda esférico describe la luz que emana de un punto del objeto (luz del objeto). La curvatura del frente de onda esférico cuando choca con la primera superficie de la lente corresponde al recíproco de la distancia del objeto. Preferentemente, el procedimiento comprende la especificación de un modelo de distancia de objeto que asigna una distancia de objeto a cada dirección de visión o a cada punto de visión de la al menos una superficie de la lente de gafas que debe optimizarse. Describe preferentemente la situación de uso individual en la que se va a usar la lente de gafas que se va a fabricar.

El frente de onda que incide sobre la lente se refracta ahora por primera vez, preferentemente en la superficie delantera de la lente. A continuación, el frente de onda se propaga a lo largo del haz principal dentro de la lente desde la superficie frontal hasta la superficie posterior, donde se refracta una segunda vez. A continuación, el frente de onda transmitido a través de la lente se propaga a lo largo del haz principal hasta la superficie frontal de la córnea, donde se refracta de nuevo. Preferentemente, el frente de onda se refracta de nuevo tras su propagación dentro del ojo hasta el cristalino. En realidad, tras la refracción en el cristalino del ojo, la luz del objeto se propaga hasta la retina del ojo. En función de las propiedades ópticas de cada uno de los elementos ópticos (superficies de las lentes de gafas, superficie anterior de la córnea, cristalino), cada proceso de refracción conduce también a una deformación del frente de onda, por lo que se tiene en cuenta al menos una aberración de orden alto según la invención.

Para lograr un mapeo exacto del punto del objeto a un punto de la imagen en la retina, el frente de onda tendría que dejar el lente del cristalino preferentemente como un frente de onda esférico convergente cuya curvatura corresponde exactamente al recíproco de la distancia a la retina. La comparación del frente de onda que emana del punto del objeto

- 5 con un frente de onda (luz de referencia) que converge en un punto de la retina (en el caso ideal de una imagen perfecta) permite así analizar un desajuste. Esta comparación y, por lo tanto, la evaluación del frente de onda de la luz del objeto en el modelo de ojo individual tiene lugar en una superficie de evaluación preferentemente dentro del modelo de ojo y, de forma particularmente preferente, antes de la propagación de la luz del objeto desde la lente del cristalino (por ejemplo, la superficie posterior de la lente o la pupila de salida) hasta la retina. Se determina un frente de onda de referencia correspondiente para poder comparar y analizar así el frente de onda de la luz del objeto. El frente de onda de referencia describe un frente de onda que converge en un punto de la retina del modelo de ojo individual.
- 10 Si la superficie de evaluación se proporciona, por ejemplo, en la superficie posterior de la lente, en particular después de la refracción en la superficie posterior de la lente del modelo de ojo, el frente de onda resultante de la luz del objeto puede compararse de manera preferente simplemente con un frente de onda esférico de la luz de referencia. Para ello, el procedimiento comprende preferentemente la especificación de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas, la determinación de un frente de onda en el al menos un ojo resultante del frente de onda esférico debido al efecto de al menos la primera y la segunda superficies de la lente de gafas, la superficie anterior de la córnea y el cristalino del modelo de ojo, y la evaluación de la aberración del frente de onda resultante en comparación con un frente de onda esférico convergente en la retina.
- 15 Si, por el contrario, si se va a proporcionar una superficie de evaluación dentro del cristalino o entre la superficie anterior de la córnea y el cristalino del modelo de ojo, la luz de referencia se simula simplemente como una propagación inversa desde un punto de la retina a través de los componentes individuales del modelo de ojo hasta la superficie de evaluación, a fin de comparar la luz del objeto con la luz de referencia.
- 20 Sin embargo, como ya se ha mencionado al principio, la corrección completa de la refracción del ojo no suele ser posible simultáneamente para todas las direcciones de la mirada del ojo, es decir, para todos los puntos de visión de al menos una superficie de lente que hay que optimizar. En función de la dirección de visión, se especifica preferentemente un desajuste deliberado de la lente de gafas que, dependiendo de la situación de aplicación, es bajo en las zonas de la lente de gafas que se usan principalmente (por ejemplo, los puntos de visión centrales) y algo más alto en las zonas menos usadas (por ejemplo, los puntos de visión periféricos). En principio, este procedimiento ya es conocido de los procedimientos de optimización convencionales.
- 25 Para optimizar la lente de gafas, la al menos una superficie de la lente de gafas que se debe calcular u optimizar se modifica iterativamente hasta que una aberración del frente de onda resultante corresponda a una aberración nominal predeterminada, es decir, en particular, se desvíe del frente de onda de la luz de referencia (por ejemplo, un frente de onda esférico cuyo centro de curvatura se encuentra en la retina) en valores predeterminados de la aberración. El frente de onda de la luz de referencia también se denomina aquí frente de onda de referencia. Preferentemente, el procedimiento comprende la minimización de una función objetivo F, en particular análoga a la función objetivo ya descrita al principio, en la que -como se describe más adelante- se tienen en cuenta los errores de imagen de orden superior.
- 30 En el contexto de un aspecto preferente de la presente invención, se propuso así definir un modelo de ojo individual de este tipo para el cálculo o la optimización de una lente de gafas, que preferentemente se adapta de manera individual al usuario individual de gafas hasta la retina. A continuación, se realiza un cálculo numérico del haz y del frente de onda en este modelo de ojo individual, de tal manera que se divide preferentemente en dos secciones por la superficie de evaluación, de las cuales una primera sección comprende un cálculo de la luz del objeto hasta el modelo de ojo individual o hacia el modelo de ojo individual para cada punto de visión de la al menos una superficie de la lente de gafas que debe calcularse u optimizarse, mientras que una segunda sección comprende la determinación del frente de onda de referencia correspondiente al modelo de ojo individual. Tanto el cálculo de la luz del objeto como la determinación del frente de onda de referencia tienen en cuenta las aberraciones de orden alto del frente de onda respectivo y las interfaces de refracción en el modelo del ojo. Para ello, se asignan al modelo de ojo los valores correspondientes de los parámetros individuales para describir las formas de la superficie (por ejemplo, la superficie delantera de la lente y/o la superficie posterior de la lente) sobre la base de las aberraciones de orden alto de la córnea del ojo del usuario de las gafas proporcionadas, en particular medidas, y, si es necesario, teniendo en cuenta valores por defecto para algunos de estos parámetros.
- 35 En particular, se calcula una propagación de la luz del objeto incluyendo la HOA para cada punto de visión. El frente de onda de referencia también se calcula preferentemente a partir de la retina del modelo de ojo (en propagación retrógrada) hasta la superficie de evaluación, incluyendo también la HOA. Los dos frentes de onda, incluida la HOA, se comparan en la superficie de evaluación.
- 40 En el contexto de la presente invención, se descubrió que la consideración de las HOA, en particular en un modelo de ojo, conduce a una mejora significativa de la adaptación individual incluso si las HOA de todo el ojo no se miden completamente de forma individual, sino que se derivan en el modelo de ojo a partir de mediciones individuales de sólo las HOA de la córnea (por ejemplo, la forma de la superficie anterior de la córnea) y bajo supuestos estándar para las HOA del ojo y/o del cristalino. Esto significa que no es necesario medir la HOA de todo el ojo; en su lugar, se puede usar la forma de la superficie anterior de la córnea, que es menos compleja de determinar, para conseguir una adaptación personalizada muy buena de la lente de gafas.
- 45
- 50
- 55
- 60
- 65

En particular, en el contexto de la invención, la superficie anterior de la córnea se mide de manera individual y, preferentemente, el cristalino del modelo de ojo individual se calcula en consecuencia y/o se determina, al menos parcialmente, sobre la base de valores estándar con el fin de cumplir al menos los datos de refracción determinados individualmente. En una forma de realización preferente, la superficie anterior de la córnea (o su curvatura) se mide individualmente a lo largo de las secciones principales (topometría). A partir de estas mediciones se determina la forma de la superficie anterior de la córnea del modelo de ojo, de manera que se describen los errores de imagen de la córnea del ojo, incluida la HOA de la córnea. En otra forma de realización preferente, la topografía de la superficie anterior de la córnea (es decir, la descripción completa de la superficie) se mide de manera individual. A partir de estas mediciones se determina la forma de la superficie anterior de la córnea del modelo de ojo, de tal manera que se describen los errores de imagen de la córnea del ojo, incluida la HOA de la córnea.

En otra forma de realización preferente, también se determina la distancia córnea-lente sobre la base de valores de medición individuales para la distancia córnea-lente.

De manera particularmente preferente, el ajuste de los parámetros de la lente del modelo de ojo comprende el ajuste de los siguientes parámetros:

- una forma de la superficie delantera de la lente que incluya al menos una aberración de orden superior de la superficie delantera de la lente;
- un espesor de lente; y
- una forma de la superficie posterior de la lente que incluya al menos una aberración de orden superior de la superficie posterior de la lente.

Preferentemente, el espesor de la lente y la distancia lente-retina se determinan a partir de valores estándar predefinidos. Preferentemente, el procedimiento también comprende especificar valores estándar para las aberraciones de orden alto (HOA) del ojo y valores estándar para la forma de la superficie posterior de la lente, incluidas las aberraciones de orden alto de la superficie posterior de la lente. A partir de estos valores predeterminados y de los datos de refracción individuales del ojo y de las aberraciones de la córnea y de la superficie posterior de la lente proporcionados, se determina preferentemente mediante cálculo la forma de la superficie anterior de la lente, incluidas las aberraciones de orden superior de la superficie anterior de la lente.

En una implementación alternativa preferente, se proporciona como valores por defecto una forma de la superficie delantera de la lente incluyendo HOA de la superficie delantera de la lente en lugar de la forma de la superficie posterior de la lente (incluyendo la HOA). Sobre la base de los valores especificados de otro modo y de los datos de refracción individuales del ojo y las aberraciones de la córnea y de la superficie delantera de la lente suministrados, la forma de la superficie posterior de la lente, incluidas las aberraciones de orden superior de la superficie posterior de la lente, se determina preferentemente mediante cálculo.

En otra implementación alternativa preferente, el espesor de la lente se determina basándose en valores predeterminados por defecto, en donde el procedimiento comprende además determinar valores por defecto para aberraciones de orden alto (HOA) del ojo. En particular, se proporciona una matriz de vergencia S_M que incluye aberraciones de orden inferior y superior, en la que las aberraciones de orden inferior corresponden a los datos de refracción individuales del ojo y las aberraciones de orden superior corresponden a los valores estándar predefinidos. Preferentemente, la forma que incluye aberraciones de orden superior también se proporciona para al menos una de la superficie delantera de la lente y la superficie posterior de la lente usando valores estándar predeterminados. Para la otra superficie de la lente, se proporciona preferentemente al menos un parámetro de una aberración de orden bajo, en particular una curvatura en una sección normal, en particular mediante medición individual. A partir de estos datos, se determinan mediante cálculo la distancia lente-retina y los demás parámetros de la otra superficie de la lente.

En otra implementación alternativa preferente, el espesor de la lente y la distancia lente-retina se determinan sobre la base de los valores predeterminados predefinidos. Además, la forma de la superficie delantera de la lente y de la superficie posterior de la lente se determina preferentemente sobre la base de valores estándar predefinidos para las aberraciones de orden superior de la superficie respectiva. La HOA sólo se mide de manera individual para la córnea del ojo del usuario de gafas y se tiene en cuenta en el modelo de ojo. Es particularmente preferente fijar a cero los valores estándar de las aberraciones de orden superior de la superficie delantera de la lente y de la superficie posterior de la lente.

En una forma de realización preferente, la superficie de evaluación está situada en la pupila de salida del modelo de ojo. Preferentemente, la superficie de evaluación está situada en una interfaz del modelo de ojo, en particular dentro del modelo de ojo, en particular en la superficie posterior del cristalino o en la superficie anterior del cristalino o en la córnea o en una superficie (interfaz) de la córnea (por ejemplo, la superficie posterior de la córnea). La evaluación de la aberración del frente de onda que se propaga a lo largo del haz principal en la superficie de evaluación comprende preferentemente un cálculo de la refracción del frente de onda en la superficie límite en la que se encuentra la superficie de evaluación. La alternancia de pasos de propagación y pasos de refracción en la descripción numérica y el cálculo del curso de la luz del objeto finaliza así con un paso de refracción, mientras que el paso de propagación posterior ya forma parte de la simulación de la función de onda de referencia. Este planteamiento ha resultado especialmente

favorable. En particular, el cálculo de la propagación de los frentes de onda plantea grandes exigencias a las unidades de cálculo numérico y requiere una cantidad comparativamente grande de tiempo de procesador. Al anular el cálculo de la luz del objeto tras una refracción, no es necesario volver a calcular la propagación posterior de la luz para cada punto de visión y cada paso de iteración. En su lugar, se puede usar la misma función de onda de referencia para cada paso de iteración, sin dejar de conseguir una personalización extremadamente buena de la lente de gafas, al menos en la medida en que la función de onda de referencia se base preferentemente en el modelo de ojo individual.

En otro aspecto, la invención se refiere a un dispositivo para determinar los datos de aberración individuales de al menos un ojo de un usuario de gafas:

- una interfaz de datos para proporcionar una topografía corneal medida del al menos un ojo del usuario de gafas (o un dispositivo de medición para medir la topografía corneal del al menos un ojo);
- un módulo de evaluación de la córnea para determinar las propiedades de imagen individuales de la córnea del ojo, que describen al menos las aberraciones de orden alto de la córnea, HOA_c , a partir de la topografía corneal medida; y
- un módulo de cálculo para determinar las aberraciones del ojo, que describen al menos las aberraciones de orden alto del ojo, de tal manera que al menos las aberraciones de orden alto del ojo, HOA_{ojo} , se determinan teniendo en cuenta las propiedades de imagen individuales determinadas de la córnea del ojo.

En otro aspecto, la invención se refiere a un dispositivo para calcular u optimizar una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas:

- una interfaz de datos para proporcionar datos individuales de aberración determinados mediante un procedimiento según la presente invención, en particular en una de las formas de realización preferentes descritas en el presente documento;
- un módulo de modelización para determinar una aberración de referencia en una superficie de evaluación usando los datos de aberración individuales del ojo proporcionados;
- una base de datos de modelos de superficie para especificar una primera superficie y una segunda superficie de la lente que se va a calcular u optimizar;
- un módulo de determinación del rayo principal para determinar el curso de un rayo principal a través de al menos un punto de visión (i) de al menos una superficie de la lente de gafas que se debe calcular u optimizar;
- un módulo de evaluación para evaluar una aberración de frente de onda en la superficie de evaluación resultante a lo largo del haz principal de un frente de onda esférico que incide en la primera superficie de la lente de gafas en comparación con la aberración de referencia determinada; y
- un módulo de optimización para variar iterativamente la al menos una zona de la lente de gafas que se debe calcular u optimizar hasta que la aberración evaluada corresponda a una aberración nominal predeterminada.

Otros aspectos

A menos que se indique expresamente lo contrario, los párrafos siguientes describen aspectos relevantes tanto para el primer como para el segundo enfoque de la invención:

La invención también proporciona un procedimiento de fabricación de una lente de gafas que comprende: Calcular u optimizar una lente de gafas según el procedimiento para calcular u optimizar una lente de gafas según una de las presentes invenciones, en particular en una forma de realización preferente; y Fabricación de la lente calculada u optimizada.

La invención también proporciona un aparato para fabricar una lente de gafas que comprende: Medios de cálculo u optimización diseñados para calcular u optimizar la lente de gafas según un procedimiento para calcular u optimizar una lente de gafas según la presente invención, en particular en una forma de realización preferente; Equipo de procesamiento diseñado para el acabado de la lente.

Además, la invención proporciona un uso de una lente de gafas fabricada según el procedimiento de fabricación según la presente invención, en particular en una forma de realización preferente, en una posición media o individual predeterminada de uso de la lente de gafas frente a los ojos de un usuario de gafas particular para corregir una visión defectuosa del usuario de gafas.

Se explican a continuación a modo de ejemplo formas de realización preferentes de la invención, al menos en parte, con referencia al dibujo adjunto. Se muestra:

Fig. 1 una representación esquemática del modelo fisiológico y físico de una lente de gafas y de un ojo junto con una trayectoria del haz en una posición de uso determinada

Primera aproximación

En los párrafos siguientes, a menos que se indique expresamente lo contrario, se describen en primer lugar detalles de implementaciones ilustrativas preferentes del primer enfoque de la invención:

La Fig. 1 muestra una representación esquemática del modelo fisiológico y físico de una lente de gafas y de un ojo en una posición de uso predeterminada junto con una trayectoria a modo de ejemplo del haz, que constituye la base de un cálculo o una optimización individuales de la lente de gafas según una forma de realización preferente de la invención.

5 Preferentemente, sólo se calcula un único rayo por punto de visión de la lente de gafas (el rayo principal 10, que pasa preferentemente por el punto de giro del ojo Z'), pero también las derivadas de las alturas de flecha del frente de onda según las coordenadas transversales (perpendiculares al rayo principal). Estas derivadas se consideran hasta el orden deseado, en donde las segundas derivadas describen las propiedades de curvatura local del frente de onda y las derivadas superiores están relacionadas con las aberraciones de orden superior.

10 Al calcular la luz que atraviesa la lente de la gafa hacia el ojo 12 según el modelo de ojo proporcionado individualmente, se determinan en última instancia las derivadas locales de los frentes de onda en una posición adecuada de la trayectoria del haz para compararlas allí con un frente de onda de referencia que converge en un punto de la retina del ojo 12. En particular, los dos frentes de onda (es decir, el frente de onda procedente de la lente de gafas y el frente de onda de referencia) se comparan entre sí en una zona de evaluación.

15 "Posición" no significa simplemente un valor específico de la coordenada z (en la dirección de la luz), sino dicho valor de coordenada en combinación con la especificación de todas las superficies a través de las cuales se refractó antes de alcanzar la superficie de evaluación. En una forma de realización preferente, la refracción se produce a través de todas las superficies de refracción, incluida la superficie posterior de la lente. En este caso, el frente de onda de referencia es preferentemente un frente de onda esférico cuyo centro de curvatura se encuentra en la retina del ojo 12.

20 Es particularmente preferente que no se produzca ninguna otra propagación a partir de esta última refracción, de tal modo que el radio de curvatura de este frente de onda de referencia corresponda exactamente a la distancia entre la superficie posterior de la lente y la retina. En otra forma de realización preferente, la propagación continúa tras la última refracción, preferentemente hasta la pupila de salida AP del ojo 12. Esto es, por ejemplo, a una distancia de

$$30 \quad d_{AR} = d_{LR}^{(b)} = d_{LR} - d_{LR}^{(a)} > d_{LR}$$

por delante de la retina y, por lo tanto, incluso por delante de la superficie posterior del cristalino, de tal modo que la propagación en este caso es una propagación posterior (los términos

$$35 \quad d_{LR}^{(a)}$$

$$d_{LR}^{(b)}$$

40 se describen más adelante en la lista de pasos 1-6). También en este caso, el frente de onda de referencia es esférico con un centro de curvatura en la retina, pero tiene un radio de curvatura de $1/d_{AR}$.

45 Con este fin, se asume que un frente de onda esférico w_0 se origina en el punto objeto y se propaga a la primera superficie de lente 14. Allí se rompe y se propaga hasta la segunda superficie de la lente 16, donde se vuelve a romper. A continuación, el frente de onda w_{g1} que emerge de la lente se propaga a lo largo del haz principal en dirección al ojo 12 (frente de onda propagado w_{g2}) hasta chocar con la córnea 18, donde se refracta de nuevo (frente de onda w_c). Tras propagarse por la cámara anterior del ojo hasta el cristalino 20, el frente de onda también es refractado por el cristalino 20, con lo que se crea el frente de onda resultante w_e , por ejemplo, en la superficie posterior del cristalino 20 o en la pupila de salida del ojo. Este se compara con el frente de onda de referencia esférico w_e y las desviaciones se evalúan para todos los puntos de paso en la función objetivo (preferentemente con las ponderaciones correspondientes para los puntos de paso individuales).

50 De este modo, el error de refracción ya no se describe únicamente mediante una lente esferocilíndrica fina, como era habitual en muchos procedimientos convencionales, sino que preferentemente se tienen en cuenta directamente la topografía de la córnea, el cristalino, las distancias en el ojo y la deformación del frente de onda (incluidas las aberraciones de orden bajo -es decir, esfera, cilindro y posición axial- y preferentemente también incluidas las aberraciones de orden alto) en el ojo. En el modelo de ojo según la invención, la longitud del cuerpo vítreo d_{LR} se calcula de manera individual.

60 Preferentemente, una medición aberrométrica proporciona las deformaciones individuales del frente de onda del ojo amétrope real para lejos y cerca (desviaciones, no valores refractivos absolutos) y los diámetros pupilares mesópico y fotópico individuales. A partir de una medición de la topografía corneal (medición areal de la superficie corneal anterior), es preferente obtener una superficie corneal anterior real individualizada, que generalmente representa casi el 75 % del valor de refracción total del ojo. En una forma de realización preferente, no es necesario medir la superficie

posterior de la córnea. Debido a la pequeña diferencia de índice de refracción con el humor acuoso y al escaso grosor corneal, se describe preferentemente con una buena aproximación no mediante una superficie de refracción separada, sino mediante un ajuste del índice de refracción de la córnea.

5 En general, en esta descripción, las letras minúsculas en negrita denotan vectores y las letras mayúsculas en negrita denotan matrices, como las matrices de convergencia (2 x 2) o las matrices de índice de refracción

$$\mathbf{s} = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} \\ S_{xy} & S_{yy} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{c} = \begin{pmatrix} C_{xx} & C_{xy} \\ C_{xy} & C_{yy} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{L} = \begin{pmatrix} L_{xx} & L_{xy} \\ L_{xy} & L_{yy} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

10 y las letras en cursiva como *d* denotan cantidades escalares.

Además, las letras mayúsculas en negrita y cursiva designarán los frentes de onda o las superficies en su conjunto. Por ejemplo, **S** es la matriz de vergencia del frente de onda del mismo nombre **S**, salvo que **S** incluye también la totalidad de todas las aberraciones de orden superior (=HOA) del frente de onda, además de las aberraciones de segundo orden, que se resumen en **S**. En términos matemáticos, **S** representa el conjunto de todos los parámetros necesarios para describir un frente de onda (con suficiente precisión) en relación con 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 de una matriz de vergencia **S** para describir las propiedades de frente de onda de 2º 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 2º orden, o un conjunto de coeficientes según una descomposición de Taylor. Las afirmaciones análogas se aplican a las superficies en lugar de a los frentes de onda.

Entre otras cosas, en principio pueden medirse directamente los siguientes datos:

- 25 • El frente de onda S_M generado por el punto láser en la retina y el paso a través del ojo (a partir de la medición aberrométrica)
- Forma de la superficie anterior de la córnea **C** (debido a la topografía corneal)
- Distancia entre la córnea y la superficie anterior del cristalino d_{CL} (por paquimetría). Este valor también puede determinarse indirectamente midiendo la distancia entre la córnea y el iris; en caso necesario, pueden aplicarse valores de corrección. Dichas correcciones pueden ser la distancia entre la superficie anterior del cristalino y el iris a partir de modelos de ojo conocidos (por ejemplo, valores bibliográficos).
- 30 • Curvatura de la superficie anterior del cristalino en una dirección L_{1xx} (por paquimetría) El plano x puede definirse de forma que esta sección se encuentre en el plano x, por ejemplo, sin restringir la generalidad. Si el sistema de coordenadas está definido de tal manera que este plano está inclinado, la derivada debe completarse con las funciones del ángulo correspondiente. No es necesario que se trate de una sección principal. Por ejemplo, puede ser una sección en el plano horizontal.

Dependiendo de la forma de realización, se pueden medir los siguientes datos o se les puede tomar de la literatura:

- 40 • Grosor de la lente d_L
- Curvatura de la superficie posterior de la lente en la misma dirección que la superficie anterior de la lente $L_{2,xx}$ (por paquimetría)

Esto proporciona las siguientes opciones para la superficie posterior de la lente:

- 45 • Medición de $L_{2,xx}$ ($L_{2,M}$) y hipótesis de simetría rotacional $L_{2,xx} = L_{2,yy} = L_2 = L_{2,M}$ y $L_{2,xy} = L_{2,yx} = 0$
- Tomando $L_{2,xx}$ de la literatura ($L_{2,Lit}$) y asumiendo simetría rotacional $L_{2,xx} = L_{2,yy} = L_2 = L_{2,M}$ y $L_{2,xy} = L_{2,yx} = 0$
- Extracción de la forma completa (asimétrica) L_2 de la literatura ($L_{2,Lit}$)
- Medición de $L_{2,xx}$ ($L_{2,M}$) y hipótesis de un cilindro u otra asimetría especificada a_{Lit} de la literatura $L_{2,xx} = L_{2,M}$ y $L_{2,xy} = L_{2,yx} = f(L_{2,xx}, a_{Lit})$ y $L_{2,yy} = g(L_{2,xx}, a_{Lit})$

50 Los siguientes datos pueden ser tomados de la bibliografía:

- Índices de refracción n_{CL} de la córnea y de la cámara anterior del ojo, así como del humor acuoso n_{LR} y del cristalino n_L

55 Esto deja en particular la distancia d_{LR} entre la superficie posterior de la lente y la retina así como los componentes $L_{1,yy}$ y $L_{1,xy} = L_{1,yx}$ de la superficie delantera de la lente como parámetros desconocidos. Para simplificar el formalismo, la primera también puede escribirse como una matriz de vergencia $D_{LR} = D_{LR} \cdot 1$ con $D_{LR} = n_{LR}/d_{LR}$. Además, se usa generalmente la cantidad τ , que se define como $\tau = d/n$ (para el índice de refracción se usará siempre el índice correspondiente a n como para d y τ , por ejemplo como $\tau_{LR} = d_{LR}/n_{LR}, \tau_{CL} = d_{CL}/n_{CL}$).

60 La modelización del paso del frente de onda a través del modelo de ojo usado según la invención, es decir, después del paso a través de las superficies de la lente de gafas, puede describirse como sigue en una forma de realización

preferente en la que la lente se describe mediante una superficie anterior y una superficie posterior, en la que las transformaciones de las matrices de vergencia se especifican explícitamente:

1. Refracción del frente de onda \mathbf{S} con la matriz de vergencia \mathbf{S} en la córnea \mathbf{C} con la matriz de índice de refracción de área \mathbf{C} al frente de onda \mathbf{S}'_C con matriz de vergencia $\mathbf{S}'_C = \mathbf{S} + \mathbf{C}$
2. Propagación por la profundidad de la cámara anterior d_{CL} (distancia entre la córnea y la superficie anterior del cristalino) al frente de onda \mathbf{S}_{L1} con matriz de vergencia $\mathbf{S}_{L1} = \mathbf{S}'_C(1 - T_{CL} \cdot \mathbf{S}')$

$$\mathbf{S}_{L1} = \frac{\mathbf{S}'_C}{(1 - \tau_{CL} \cdot \mathbf{S}'_C)}$$

3. Refracción en la superficie delantera de la lente L_1 con la matriz de índice de refracción superficial L_1 al frente de onda \mathbf{S}'_{L1} con la matriz de vergencia $\mathbf{S}'_{L1} = \mathbf{S}_{L1} + L_1$
4. Propagación por el espesor de la lente d_L al frente de onda \mathbf{S}_{L2} con matriz de vergencia $\mathbf{S}_{L2} = \mathbf{S}'_{L1}(1 - T_L \cdot \mathbf{S}'_{L1})$
5. Refracción en la superficie posterior de la lente L_2 con la matriz de índice de refracción superficial L_2 al frente de onda \mathbf{S}'_{L2} con matriz de vergencia $\mathbf{S}'_{L2} = \mathbf{S}_{L2} + L_2$
6. Propagación por la distancia entre el cristalino y la retina d_{LR} al frente de onda \mathbf{S}_R con la matriz de vergencia $\mathbf{S}_R = \mathbf{S}'_{L2}(1 - T_{LR} \cdot \mathbf{S}'_{L2})$

Cada una de las etapas 2, 4, 6, en las que se propagan las distancias T_{CL} , T_{CL} o T_{CL} , puede dividirse en dos propagaciones parciales 2a,b), 4a,b) o 6a,b) según el esquema siguiente, que es explícito para la etapa 6a,b):

6a. Propagación a distancia

- entre la lente y el plano intermedio al frente de onda \mathbf{S}_{LR} con la matriz de vergencia
- $$\mathbf{S}_{LR} = \mathbf{S}'_{L2} / (1 - \tau_{LR}^{(a)} \mathbf{S}'_{L2})$$

6b. Propagación a distancia

- entre el plano intermedio y la retina al frente de onda \mathbf{S}_R con la matriz de vergencia

$$\mathbf{S}_R = \mathbf{S}_{LR} / (1 - \tau_{LR}^{(b)} \mathbf{S}_{LR})$$

Esto

$$\tau_{LR}^{(a)} = d_{LR}^{(a)} / n_{LR}^{(a)}$$

y

$$\tau_{LR}^{(b)} = d_{LR}^{(b)} / n_{LR}^{(b)}$$

pueden ser positivo o negativo, en donde deben ser siempre

$$n_{LR}^{(a)} = n_{LR}^{(b)} = n_{LR}$$

y

$$\tau_{LR}^{(a)} + \tau_{LR}^{(b)} = \tau_{LR}$$

En cualquier caso, los pasos 6a y 6b

$$\mathbf{S}_R = \mathbf{S}'_{L2} / (1 - (\tau_{LR}^{(a)} + \tau_{LR}^{(b)}) \mathbf{S}'_{L2}) = \mathbf{S}'_{L2} / (1 - \tau_{LR} \mathbf{S}'_{L2})$$

se pueden juntar. Sin embargo, la división en los pasos 6a y 6b ofrece ventajas, y preferentemente el plano intermedio puede situarse en el plano de la pupila de salida AP, que está preferentemente delante de la superficie posterior de la lente. En este caso

$$\tau_{LR}^{(a)} < 0$$

y

$$\tau_{LR}^{(b)} > 0$$

De forma similar a la división del paso 6 en 6a,b), los pasos 2,4 también pueden dividirse.

5 Por lo tanto, el factor decisivo para la elección de la superficie de evaluación del frente de onda no es sólo la posición absoluta en relación con la coordenada z (en la dirección de la luz), sino también el número de superficies a través de las cuales ya se ha producido la refracción hasta la superficie de evaluación. Esto significa que el mismo nivel puede recorrerse varias veces. Por ejemplo, el plano del AP (que normalmente se encuentra entre la superficie delantera de la lente y la superficie posterior de la lente) es atravesado formalmente por la luz por primera vez después de un paso imaginario 4a, en el que la luz se propaga desde la superficie delantera de la lente por la longitud

$$\tau_L^{(a)} > 0$$

15 El mismo plano se alcanza por segunda vez después del paso 6a, cuando se realiza la propagación de vuelta al plano AP después de la refracción por la superficie posterior de la lente, es decir

$$\tau_{LR}^{(a)} = -\tau_L + \tau_L^{(a)} = -\tau_L^{(b)} < 0$$

lo que equivale a

$$\tau_{LR}^{(a)} = \tau_{LR} - \tau_{LR}^{(b)} < 0$$

20 Para los frentes de onda S_{AP} , que se refieren al AP en el texto, el frente de onda $S_{AP} = S_{LR}$ que es el resultado del paso 6a"

25 Estas etapas 1 a 6 se mencionan repetidamente a lo largo de la descripción. Describen una relación preferente entre la matriz de vergencia S de un frente de onda S en la córnea y las matrices de vergencia de todos los frentes de onda intermedios que surgen de él en las superficies refractivas intermedias del ojo, en particular la matriz de vergencia S_{L2} de un frente de onda S_{L2} después del cristalino (o incluso un frente de onda S_R en la retina). Estas correlaciones se pueden usar tanto para calcular parámetros desconocidos *a priori* (por ejemplo, d_{LR} o L_1) y asignar así valores al modelo de forma individual o genérica, como para simular la propagación del frente de onda en el ojo para la optimización de lentes de gafas.

35 En una forma de realización preferente, las superficies y los frentes de onda se tratan hasta el segundo orden, para lo cual es suficiente una representación mediante matrices de vergencia. Otra forma de realización preferente que se describe más adelante también tiene en cuenta y usa órdenes superiores de errores de mapeo.

40 En una descripción de segundo orden, el modelo de ojo en una forma de realización preferente tiene doce parámetros como grados de libertad del modelo, que deben ser asignados. Estos comprenden preferentemente los tres grados de libertad de la matriz de índice de refracción de área C de la córnea, los tres grados de libertad de las matrices de índice de refracción de área L_1 y L_2 para las superficies anterior y posterior de la lente, así como uno para cada uno de los parámetros de longitud profundidad de la cámara anterior d_{CL} , espesor de la lente d_L y longitud del cuerpo vítreo d_{LR} .

En principio, estos parámetros pueden asignarse de varias maneras:

- i) Directa, es decir, medición individual de un parámetro
- 45 ii) Un valor dado *a priori* de un parámetro, por ejemplo como valor bibliográfico o a partir de una estimación, por ejemplo por la existencia de un valor medido para otra variable que se correlacione de forma conocida con el parámetro que se va a determinar a partir de un análisis de población previo
- iii) Cálculo a partir de condiciones de coherencia, por ejemplo, compatibilidad con una refracción conocida

50 El número total df_2 de grados de libertad del modelo de ojo en segundo orden (*df* significa 'grado de libertad', índice '2' para 2º orden) se compone por tanto de

$$df_2 = df_2(i) + df_2(ii) + df_2(iii)$$

55 Si, por ejemplo, se dispone de valores de medición directamente para los doce parámetros del modelo, entonces $df_2(i) = 12$, $df_2(ii) = 0$ y $df_2(iii) = 0$, lo que se expresa a continuación mediante la notación $df_2 = 12 + 0 + 0$ en aras de la simplicidad. En tal caso, también se determina la refracción objetiva del ojo en cuestión, de modo que ya no sería necesario realizar una determinación adicional de la refracción objetiva.

60 Sin embargo, un aspecto central de la invención se refiere precisamente al objetivo de no tener que medir directamente todos los parámetros. En particular, es mucho más fácil medir o determinar objetiva y/o subjetivamente la refracción

del ojo en cuestión que medir individualmente todos los parámetros del modelo de ojo. Preferentemente, al menos una refracción, es decir, datos de medición del frente de onda S_M del ojo hasta el segundo orden, que corresponde a los datos de la matriz de vergencia S_M . Si el modelo de ojo se basa en datos medidos de forma puramente objetiva, estos valores pueden tomarse de mediciones aberrométricas o autorefractométricas, o pueden corroborarse, según ii), con otros datos dados. La consideración de los procedimientos subjetivos (es decir, la refracción subjetiva), ya sea como sustituto de la medición objetiva de la refracción o combinando ambos resultados, se describirá más adelante. Las tres condiciones de correspondencia con los tres parámetros independientes de la matriz de vergencia S_M permiten así deducir tres parámetros del modelo del ojo, lo que corresponde a $df_2(iii) = 3$ en la notación introducida anteriormente.

Por lo tanto, la invención usa la posibilidad de proporcionar pruebas significativas para los parámetros que faltan en los casos en los que no todos los parámetros del modelo son accesibles a las mediciones directas o estas mediciones llevarían mucho tiempo. Si, por ejemplo, se dispone de valores de medición directos para un máximo de nueve parámetros del modelo ($df_2(i) \leq 9$), entonces las condiciones de refracción mencionadas se pueden usar para calcular tres de los parámetros del modelo ($df_2(iii) = 3$). Si exactamente $df_2(i) = 9$, entonces los doce parámetros del modelo están claramente determinados por las mediciones y el cálculo, y se aplica ($df_2(ii) = 0$). Si, por el contrario, $df_2(i) < 9$, entonces $df_2(ii) = 9 - df_2(i) > 0$, es decir, el modelo está subdeterminado en el sentido de que los parámetros $df_2(ii)$ deben especificarse *a priori*.

Con el suministro de una refracción individual, es decir, datos de medición del frente de onda S_M del ojo, en particular hasta el segundo orden, se dispone en consecuencia de los datos necesarios para la matriz de vergencia S_M . Según un procedimiento convencional descrito en el documento WO 2013/104548 A1, se miden en particular los parámetros $\{C, d_{CL}, S_M\}$. En cambio, los dos parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}), entre otros, se determinan convencionalmente *a priori* (por ejemplo, mediante valores bibliográficos o estimaciones). En el documento WO 2013/104548 A1 se distingue, en particular, entre los dos casos en los que L_2 se determina *a priori* y L_1 se calcula a partir de ella, o viceversa. Como regla de cálculo, la citada divulgación divulga la ecuación (4) y la ecuación (5). En ambos casos $df_2 = 4 + 5 + 3$.

En el procedimiento de designación de los pasos 1 a 6 antes mencionados, la adaptación de L_1 a las mediciones se lleva a cabo en particular calculando en primer lugar la matriz de vergencia medida S_M mediante los pasos 1, 2 a través de la matriz C , que también se mide, y propagándola al lado del objeto de la superficie delantera de la lente. Por otra parte, se calcula una onda esférica a partir de una fuente de luz puntual imaginaria en la retina desde la parte posterior a la frontal usando los pasos 6, 5, 4 a la inversa refractando esta onda esférica en la matriz de índice de refracción L_2 previamente definida de la superficie posterior de la lente y propagando el frente de onda resultante desde la superficie posterior de la lente hasta el lado de la imagen de la superficie delantera de la lente. La diferencia entre las matrices de vergencia S_{L1} y S_{L1} determinadas de este modo, que se encuentran en el lado del objeto o en el lado de la imagen de la superficie delantera de la lente, debe haber sido causada por la matriz L_1 , ya que en la medición aberrométrica el frente de onda medido surge de un frente de onda que se origina en un punto de la retina y, por lo tanto, es idéntico al frente de onda incidente ($S = S_M$) que converge en este punto de la retina debido a la reversibilidad de las trayectorias de los rayos. Esto conduce a la ecuación (4) de la divulgación mencionada:

$$L_1(D_{LR}) = \frac{D_{LR} \cdot I - L_2}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} \cdot I - L_2)} \cdot \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} \quad (1a)$$

El otro caso de la divulgación mencionada se refiere a la adaptación de la matriz L_2 a las mediciones una vez determinada la matriz L_1 . La única diferencia ahora es que el frente de onda medido S_M se somete a los pasos 1, 2, 3, 4 y el frente de onda supuesto de la fuente de luz puntual sólo se somete al paso 6, y que el paso que falta por realizar para ajustar la superficie posterior de la lente L_2 es ahora el paso 5, de acuerdo con la ecuación (5) de la divulgación antes mencionada:

$$L_2 = D_{LR} \cdot \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} + L_1 \right) \left(1 - \tau_L \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} + L_1 \right) \right)^{-1} \quad (1b)$$

La idea central de la invención es calcular al menos el parámetro de longitud d_{LR} (o D_{LR}) a partir de otros datos medidos e hipótesis *a priori* sobre otros grados de libertad y no suponerlo *a priori* como se hace convencionalmente. En el contexto de la presente invención, resultó que esto dio lugar a una notable mejora en la personalización con comparativamente poco esfuerzo, porque el cálculo del frente de onda resultó ser muy sensible a este parámetro de longitud. Esto significa que, según la invención, es una ventaja si al menos el parámetro de longitud d_{LR} es uno de los parámetros $df_2(iii) = 3$ que se calculan. Este parámetro es especialmente difícil de medir directamente, varía más entre los distintos sujetos de la prueba y estas variaciones tienen una influencia comparativamente grande en la imagen del ojo.

Preferentemente, los datos de la matriz de vergencia S_M y particularmente preferentemente también los datos de C de

mediciones individuales están disponibles. En otro aspecto preferido, que también se considera preferentemente en las siguientes formas de realización, se supone una superficie posterior esférica, es decir, una superficie posterior sin componentes astigmáticos, al asumir datos sobre la superficie posterior de la lente.

5 En una forma de realización preferente de la invención, se dispone así de datos de medición hasta el segundo orden para la córnea \mathbf{C} , que corresponden a los datos de la matriz de índice de refracción de área \mathbf{C} . Aunque estos valores pueden obtenerse a partir de mediciones topográficas, éstas no son necesarias. En su lugar, basta con realizar mediciones topométricas. Esta situación corresponde al caso $df_2 = 3 + 6 + 3$, en el que la profundidad de la cámara anterior d_{CL} en particular es uno de los seis parámetros que deben determinarse *a priori*.

10 Si no se realizan más mediciones individuales, se presenta una situación con $df_2 = 3 + 6 + 3$. Por lo tanto, para poder determinar d_{LR} sin ambigüedades, seis parámetros de $\{L_1, L_2, d_L, d_{CL}\}$ deben fundamentarse mediante hipótesis o valores bibliográficos. Los dos restantes resultan del cálculo además de d_{LR} . En una forma de realización preferente, los parámetros de la superficie posterior de la lente, la curvatura media de la superficie delantera de la lente y los dos parámetros de longitud d_L y d_{CL} se asignan *a priori* (como valores predeterminados predefinidos).

15 En un caso de particular importancia para la invención, la profundidad de la cámara anterior d_{CL} , es decir, la distancia entre la córnea y la superficie anterior de la lente, también se conoce, por ejemplo a partir de mediciones paquimétricas u OCT. Por lo tanto, los parámetros medidos incluyen $\{\mathbf{C}, d_{CL}, S_M\}$. Esta situación corresponde al caso $df_2 = 4 + 5 + 3$. Por lo tanto, el problema sigue siendo matemáticamente indeterminado, por lo que se deben determinar *a priori* cinco parámetros de $\{L_1, L_2, d_L\}$ mediante hipótesis o valores de la literatura. En una forma de realización preferente, se trata de los parámetros de la superficie posterior de la lente, la curvatura media de la superficie delantera de la lente y el grosor de la lente. A continuación se explica el procedimiento de cálculo exacto para este caso.

20 Sólo para la precisión de la personalización, es ventajoso poder verificar tantos parámetros como sea posible con mediciones individuales. En una realización preferente, la curvatura de la lente también se proporciona en una sección normal basada en una medición individual. Esto da lugar a una situación según $df_2 = 5 + 4 + 3$, y basta con definir *a priori* cuatro parámetros de $\{L_{1yy}, \alpha_{L1}, L_2, d_L\}$. De nuevo, en una forma de realización preferente, los parámetros son la superficie posterior de la lente y el grosor de la lente. A continuación se describe el cálculo exacto.

30 En particular, el espesor de la lente a partir de una medición individual también puede proporcionarse como alternativa a la sección normal de la superficie delantera de la lente y, de forma particularmente preferente, además de la profundidad de la cámara frontal. Esto elimina la necesidad de asignar datos del modelo o parámetros estimados a este parámetro ($df_2 = 5 + 4 + 3$). Por lo demás, se aplica lo anterior. Esta forma de realización es especialmente ventajosa si se usa un paquímetro cuya profundidad de medición permite reconocer la superficie posterior de la lente, pero no una determinación suficientemente fiable de las curvaturas de la lente.

35 Además de la profundidad de la cámara anterior y de una sección normal de la superficie anterior de la lente, en una forma de realización preferente se pueden registrar uno (por ejemplo, medición en dos secciones normales) o dos parámetros más (medición de ambas secciones principales y de la posición axial) de la superficie anterior de la lente mediante una medición individual.

Esta información adicional se puede usar de dos maneras en particular:

45 • Abandono de los supuestos *a priori*: Se pueden abandonar uno o dos de los supuestos *a priori* y se determinar mediante cálculo. En este caso, resultan las situaciones $df_2 = 6 + 3 + 3$ o $df_2 = 7 + 2 + 3$. En el primer caso, puede determinarse la curvatura media de la superficie posterior (suponiendo una superficie posterior sin astigmatismo) y, en el segundo, puede determinarse el astigmatismo de la superficie (incluida la posición axial) para una curvatura media dada. Alternativamente, el grosor de la lente también se puede determinar a partir de las mediciones en ambos casos.

50 Sin embargo, este procedimiento suele requerir cierta cautela, ya que los datos de medición ruidosos pueden hacer que los parámetros liberados "se escapen". Esto puede hacer que el modelo empeore significativamente en lugar de mejorar en general. Una forma de evitarlo es especificar valores límite anatómicamente sensibles para estos parámetros y restringir la variación de los parámetros a este rango. Por supuesto, estos límites también pueden especificarse en función de los valores de medición.

55 • Reducción de la incertidumbre de medición: Si, por el contrario, se hacen las mismas hipótesis *a priori* (preferentemente $\{L_2, d_{Lj}\}$), se dan las situaciones $df_2 = 6 + 4 + 3$ o $df_2 = 7 + 4 + 3$, es decir, el sistema está matemáticamente sobredeterminado.

60 En lugar de una simple determinación analítica del D_{LR} , tal como se describe a continuación, el D_{LR} (y posiblemente el parámetro que falta en L_1) se determina ("ajusta") de tal manera que se minimiza la distancia entre el L_1 resultante de las ecuaciones y el L_1 medido (o el L_1 medido complementado con el parámetro que falta). Obviamente, este procedimiento puede reducir la incertidumbre de la medición.

65 En otra implementación preferente, la profundidad de la cámara anterior, dos o tres parámetros de la superficie anterior de la lente y el espesor de la lente se miden de manera individual. Las demás variables se calculan de la misma manera, por lo que la hipótesis *a priori* del grosor de la lente puede sustituirse por la medición correspondiente.

5 En otra implementación preferente, se proporcionan mediciones individuales de la profundidad de la cámara anterior, de al menos un parámetro de la superficie delantera de la lente, del espesor de la lente y de al menos un parámetro de la superficie posterior de la lente. Esto se añade a los casos mencionados anteriormente. Los respectivos parámetros medidos adicionalmente se pueden realizar de forma análoga a las ampliaciones paso a paso de las secciones anteriores. Estos casos son especialmente ventajosos si las unidades de paquimetría mencionadas, que miden en un plano, en dos planos o en toda la superficie, se extienden de manera adecuada en la profundidad de medición y son tan precisas que los datos de curvatura pueden determinarse con suficiente exactitud.

10 Los siguientes ejemplos muestran cómo pueden calcularse parámetros individuales a partir de otros parámetros medidos o determinados *a priori* y sobre la base de los datos de refracción individuales.

15 Por ejemplo, en las formas de realización preferentes, se dispone de una medición de la curvatura de la superficie de una lente en una sección normal. Como en la práctica no se puede medir la superficie posterior sin medir también la superficie anterior, y se prefiere la medición de la superficie anterior, a continuación se dan las ecuaciones para los casos de una curvatura conocida de la superficie anterior de la lente en una sección normal. Si, en lugar de una sección normal de la superficie delantera de la lente, se da una sección normal de la superficie posterior de la lente (por ejemplo, mediciones correspondientes, hipótesis del modelo), el procedimiento debe ser análogo a la ecuación (1b). Sin limitar la generalidad, el sistema de coordenadas se establece de modo que la sección normal discorra en la dirección x. El siguiente paso es evaluar la ecuación matricial (1a) en la sección normal dada y resolver para D_{LR} , y luego insertar esta solución de nuevo en la ecuación (1a) para la especificación completa de L_1 .

25 Si el componente xx de $L_1(D_{LR})$ de la Ecuación (1) es igual al valor medido $L_{1,xx}$, se obtiene una ecuación cuadrática en D_{LR} para este elemento de la matriz, cuya solución positiva corresponde a la distancia entre la superficie posterior del cristalino y la retina:

$$D_{LR} = \frac{-b + \sqrt{b^2 - 4c}}{2a} \quad (2)$$

30 Se aplica lo siguiente:

$$\begin{aligned} a &= \tau_L(1 + \tau_L A) \\ b &= 1 - \tau_L(\text{tr}(\mathbf{L}_2) - AB) \\ c &= A - L_{2,xx} + \tau_L \det \mathbf{L}_2 (1 + \tau_L A) - \tau_L A \text{tr}(\mathbf{L}_2) \\ &= A - L_{2,xx} + a \det \mathbf{L}_2 - \tau_L A \text{tr}(\mathbf{L}_2) \end{aligned} \quad (2a)$$

con

$$\begin{aligned} A &= -S_{M,L1,xx} - L_{1,xx} \\ B &= 2 - \tau_L \text{tr}(\mathbf{L}_2) \\ \det(\mathbf{L}_2) &= L_{2,xx}L_{2,yy} - L_{2,xy}^2 \\ \text{tr}(\mathbf{L}_2) &= L_{2,xx} + L_{2,yy} \end{aligned} \quad (2b)$$

35 y

$$\begin{aligned} S_{M,L1,xx} &= \frac{\tau_{CL} S_{M,C,xy}^2 + S_{M,C,xy}' (1 - \tau_{CL} S_{M,C,xy}')}{-\tau_{CL}^2 S_{M,C,xy}^2 + (1 - \tau_{CL} S_{M,C,xy}') \cdot (1 - \tau_{CL} S_{M,C,xy}')} \\ S_{M,C,xy}' &= S_{M,C,xy} + C_{xy} \quad (xy \text{ und } yy \text{ analog}) \end{aligned} \quad (2c)$$

Para el caso de una superficie posterior de lente simétrica ($L_2 = L_{2,xx} - 1$), esto se simplifica a:

40
$$D_{LR} = L_{2,xx} + \frac{L_{1,xx} + S_{M,L1,xx}}{1 - \tau_L (L_{1,xx} + S_{M,L1,xx})} \quad (3)$$

con $S_{M,L1,xx}$ de la ecuación (2c).

En ambos casos, es posible calcular la superficie delantera de la lente L_1 sustituyendo la D_{LR} respectiva obtenida en la ecuación (1a):

$$L_1 = \frac{D_{LR} - L_2}{1 + \tau_L (D_{LR} - L_2)} \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} \quad (4)$$

El resultado es naturalmente simétrico ($L_{1,xy} = L_{1,yx}$) y reproduce el valor usado en (2b) o (3) para el componente $L_{1,xx}$.

En algunas formas de realización preferentes, se dispone de una medición individual o una especificación de una curvatura media de la superficie de una lente. Esta situación se da, por ejemplo, si se puede medir la curvatura media de la superficie delantera de la lente o si no se pueden realizar mediciones en las superficies de la lente y se supone la curvatura media de una superficie de la lente (por ejemplo, tomada de la bibliografía). Como se acaba de describir, el procedimiento para la superficie delantera de la lente también se describe aquí y puede transferirse de forma análoga a la superficie posterior de la lente.

En este caso de una esfera media dada $L_{1,ms}$ de la superficie delantera de la lente, los parámetros libres son el cilindro $L_{1,cyl}$ y la posición del eje α_{L1} . Con $L_{1,diff} = L_{1,cyl}/2$, L_1 se convierte en

$$L_1 = \begin{pmatrix} L_{1,ms} - L_{1,diff} \cdot \cos 2\alpha_{L1} & -L_{1,diff} \cdot \sin 2\alpha_{L1} \\ -L_{1,diff} \cdot \sin 2\alpha_{L1} & L_{1,ms} + L_{1,diff} \cdot \cos 2\alpha_{L1} \end{pmatrix} \quad (5)$$

También se usa de nuevo la ecuación (1a). Si ahora igualamos las expresiones para L_1 de las ecuaciones (5) y (1a), obtenemos un sistema de ecuaciones formado por tres ecuaciones (los dos elementos no diagonales son idénticos) y las tres incógnitas $L_{1,diff}$, α_{L1} y D_{LR} . Esto tiene la solución físicamente relevante

$$D_{LR} = \frac{-\bar{b} + \sqrt{\bar{b}^2 - 4\bar{a}\bar{c}}}{2\bar{a}}$$

$$L_{1,diff} = \pm \sqrt{\sigma^2 + \gamma^2}$$

$$\alpha_{L1} = \frac{1}{2} \arctan(\pm \gamma, \pm \sigma) + \frac{\pi}{2} \quad (6)$$

con

$$\bar{a} = \tau_L (1 + \tau_L \bar{A})$$

$$\bar{b} = 1 - \tau_L (\text{tr}(L_2) - \bar{A}B)$$

$$\bar{c} = \frac{1}{4} (\bar{A}B^2 - B \text{tr}(L_2) - \bar{a} \text{Ast}(L_2)^2)$$

y

$$\bar{A} = \bar{S}_{M,LL} - \bar{L}_{1,ms}$$

$$\text{Ast}(L_2) = \sqrt{\text{tr}(L_2)^2 - 4 \det L_2}$$

$$\gamma = \frac{2(-1 + \sqrt{\bar{b}^2 - 4\bar{a}\bar{c}}) (L_{2,xx} - L_{2,yy}) + \tau_L^2 \text{Ast}(L_2)^2 (S_{M,LL,xx} - S_{M,LL,yy})}{2\tau_L^2 \text{Ast}(L_2)^2}$$

$$\sigma = \frac{2(-1 + \sqrt{\bar{b}^2 - 4\bar{a}\bar{c}}) L_{2,xy} + \tau_L^2 \text{Ast}(L_2)^2 S_{M,LL,xy}}{2\tau_L^2 \text{Ast}(L_2)^2} \quad (6a)$$

Esto también puede simplificarse para el caso de una superficie posterior de la lente rotacionalmente simétrica:

$$D_{LR} = L_2 + \frac{\bar{L}_{L1,mesx} + \bar{S}_{M,L1}}{1 - \tau_L \cdot (\bar{L}_{L1,mesx} + \bar{S}_{M,L1})}$$

$$L_{L1} = (\bar{L}_{L1,mesx} + \bar{S}_{M,L1}) \cdot 1 - \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} \quad (7)$$

mediante

$$\bar{L}_{L1,mesx} = \frac{D_{LR} - L_2}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} - L_2)} - \bar{S}_{M,L1}$$

con

$$\bar{S}_{M,L1} = \frac{S_{M,L1,xi} + S_{M,L1,yy}}{2}$$

Esto significa que los elementos individuales del modelo de ojo se pueden calcular en su totalidad.

Las variables dadas (es decir, medidas o supuestas) pueden ser una sección principal con una posición angular o una curvatura media dadas, así como otros parámetros tales como la sección principal más fuerte, la sección principal más débil, el cilindro y la posición del eje. El procedimiento en estos casos es análogo a los descritos anteriormente.

Dado que ahora también se tiene en cuenta la HOA del ojo a la hora de optimizar las lentes de gafas, resulta ventajoso considerar también la HOA de la córnea o del cristalino al asignar el modelo de ojo. Al seleccionar HOA para la lente, la regla general es que la HOA se puede asignar a la superficie frontal o posterior de la lente y que también se puede mapear la curva de índice de refracción dentro de la lente.

Preferentemente, el formalismo presentado hasta ahora se amplía al tratamiento conjunto de la HOA, en particular en lo que respecta a los pasos 1 a 6 mencionados, usando los procedimientos de cálculo de las publicaciones de G. Esser et al. además de las fórmulas explícitamente especificadas en los pasos 1 a 6 para las matrices de vergencia : "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence ", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)".

En general, el procedimiento para contar los grados de libertad es muy similar al descrito anteriormente. En relación con la superficie de refracción **C** de la córnea y el frente de onda emergente **S_M** además de los datos sobre los defectos de 2º orden (ya sea a partir de mediciones o de hipótesis razonables), entonces el frente de onda **S_{L1}** con un número correspondiente de la HOA también se puede determinar mediante cálculo. Esto se aplica independientemente de la forma en que se presente la HOA. Sin embargo, se favorece especialmente la serie de Taylor, ya que la afirmación se aplica exactamente en esta forma: Si para las zonas **C** y **S_M** se dan los coeficientes HOA hasta el orden *n*, entonces los correspondientes coeficientes HOA para **S_{L1}** hasta el orden *n* también se pueden determinar mediante cálculo. Se sigue prefiriendo la base de Zernike, ya que aquí también se aplica una afirmación similar. Sin embargo, esto sólo es exacto si desaparecen todos los coeficientes de Zernike de orden > *n* .

Preferentemente, se especifica (de antemano) un orden *n* hasta el cual se deben tratar todas las superficies y frentes de onda implicados. Independientemente de la representación de la HOA, los frentes de onda o las superficies tienen entonces *N* componentes para la HOA además de los tres componentes para los errores de 2º orden, por lo que *N* depende de *n* y, en general, de la forma de representación de la HOA (en la descomposición de Taylor y Zernike, $N = (n + 1)(n + 2) / 2 - 6$)

En consecuencia, la condición de coincidencia basada en un frente de onda medido, por ejemplo **S_{M1}**, ya no tiene sólo los tres componentes descritos anteriormente, sino un total máximo de *N* + 3 componentes. A continuación, estos parámetros se compensan con 3 (*N* + 3) + 3 = 3*N* + 12 parámetros (a saber, los tres parámetros de longitud *d_{CL}*, *d_L* y *d_{LR}* (o *d_{DLR}*), así como *N* + 3 componentes cada uno de la córnea **C** y las superficies de la lente **L₁** y **L₂**). Eso significa que se aplica:

$$df_n = df_n(i) + df_n(ii) + df_n(iii)$$

$$= 3N + 12$$

con *d_n(iii)* = *N* + 3. Si se vuelven a medir preferentemente la profundidad de la cámara anterior *d_{CL}* y la córnea **C**, *d_n(i)* = *N* + 4 y, en consecuencia, *d_n(ii)* = *N* + 5, lo que corresponde a la situación *d_n* = (*N* + 4) + (*N* + 5) + (*N* + 3).

El resto del procedimiento puede llevarse a cabo de la misma manera que se ha descrito anteriormente.

5 Con el aparato de medición en el que se basa el procedimiento aquí descrito, la HOA de la imagen del ojo en la retina puede registrarse en transmisión con la unidad de aberrometría. Además, la HOA de la superficie corneal se puede medir en reflexión mediante la unidad de topografía usando el mismo dispositivo. Esto significa que están disponibles tanto el frente de onda emergente S_M como el área de refracción C de la córnea, incluida la HOA hasta un cierto orden n . El frente de onda S_M proporciona condiciones $d_{fn(iii)} = N + 3$ para el cálculo de los parámetros. Si, además de la córnea C , también se mide preferentemente la profundidad de la cámara anterior d_{CL} , $d_{fn(i)} = N + 4$ y, por lo tanto, $d_{fn(ii)} = N + 5$, lo que corresponde a la situación $d_{fn} = (N + 4) + (N + 5) + (N + 3)$

10 En una forma de realización preferente de la invención, la HOA de la lente puede ahora seleccionarse durante la asignación del modelo de tal manera que el frente de onda medido se produzca en orden inverso durante la propagación de un frente de onda que emana de un punto de la retina de acuerdo con los pasos 1 a 6.

15 Sin embargo, según la invención, se propone que al menos el parámetro de longitud d_{LR} no se especifique *a priori* ni se mida de manera individual, sino que se calcule a partir de los datos de refracción individuales y de los otros datos (previamente) especificados. En particular, se proporciona al menos un valor medido o una hipótesis para uno de los grados de libertad de las superficies de la lente L_1 o L_2 . Si se trata, por ejemplo, de un valor medido para la curvatura de L_1 en una sección normal, entonces d_{LR} (o D_{LR}) se puede determinar a partir de él mediante cálculo.

20 Si la especificación en las matrices de vergencia se refiere a la curvatura local (esto corresponde a la especificación de la HOA como coeficientes de una descomposición de Taylor), el D_{LR} y los parámetros que faltan de la lente se determinan primero como se describió anteriormente. Posteriormente, el formalismo de G. Esser et al: "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)", la HOA de la lente puede construirse paso a paso desde el segundo hasta el enésimo orden.

25 Si, por el contrario, se usa la curvatura media sobre una determinada pupila, como es el caso, por ejemplo, de la representación de Zernike, el grado de libertad D_{LR} también es fijo. En este formalismo, sería necesario un procedimiento iterativo debido a las dependencias. Sin embargo, esto puede evitarse convirtiendo entre las dos notaciones antes de iniciar el cálculo.

30 Incluso si no se usa ni un topógrafo ni un aberrómetro, es decir, si no se dispone de datos de medición individuales sobre las HOA, pueden hacerse hipótesis basadas en modelos sobre las HOA de la córnea, el cristalino o el ojo y usarse en la asignación del modelo de ojo. Los valores supuestos también se pueden seleccionar a partir de los modelos correspondientes en función de los datos medidos (por ejemplo, valores de refracción, resultados de topometría o mediciones con autorefractómetro). Ya se han descrito anteriormente ejemplos del cálculo exacto, en los que se usan las hipótesis correspondientes en lugar de los valores de medición para las HOA. Esto se aplica de nuevo en particular a las aberraciones esféricas, ya que éstas son claramente diferentes de cero por término medio en toda la población. Esto se puede seleccionar independientemente de los datos medidos o en función de los datos medidos (por ejemplo, valores de refracción, resultados de la topometría o medición del autorefractómetro) y asignarse a la córnea, a una de las dos superficies de la lente o a combinaciones.

35 Debido a la gran importancia de la refracción subjetiva, es ventajoso incluir también los resultados de dicha determinación subjetiva de las gafas, al menos parcialmente, en la asignación del modelo para la optimización. Preferentemente, los datos de refracción subjetiva se proporcionan en forma de esfera, cilindro y posición del eje. Para simplificar, la descripción del procedimiento se basa en esta notación con *sph*, *cyl* y *a* para los valores de esfera, cilindro y posición del eje.

40 Si no se tienen en cuenta las HOA, se puede seguir el procedimiento siguiente:
Si sólo se van a incluir en la optimización los valores de la refracción subjetiva, la medición del frente de onda S_M mediante un aberrómetro o un autorefractómetro y, en su lugar, puede prescindirse de la matriz S_M a partir de los valores subjetivos:

45

$$S_M = \begin{pmatrix} (sph + \frac{1}{2} \cdot cyl) - \frac{1}{2} \cdot cyl \cdot \cos(2a) & -\frac{1}{2} \cdot cyl \cdot \sin(2a) \\ -\frac{1}{2} \cdot cyl \cdot \sin(2a) & (sph + \frac{1}{2} \cdot cyl) + \frac{1}{2} \cdot cyl \cdot \cos(2a) \end{pmatrix}$$

50

55 Sin embargo, es preferente combinar los resultados de la refracción subjetiva con los de la medición aberrométrica o autorefractométrica, para lo cual se determina una refracción optimizada a partir de ambos conjuntos de datos, por ejemplo según un procedimiento descrito en el documento DE 10 2007 032 564 A1. Esto se describe mediante los valores sph_{opt} , cyl_{opt} y a_{opt} . Análogo a la sección anterior S_M como

60

$$\mathbf{s}_M = \begin{pmatrix} (sph_{opt} + \frac{1}{2} \cdot cyl_{opt}) - \frac{1}{2} \cdot cyl_{opt} \cdot \cos(2a_{opt}) & -\frac{1}{2} \cdot cyl_{opt} \cdot \sin(2a_{opt}) \\ -\frac{1}{2} \cdot cyl_{opt} \cdot \sin(2a_{opt}) & (sph_{opt} + \frac{1}{2} \cdot cyl_{opt}) + \frac{1}{2} \cdot cyl_{opt} \cdot \cos(2a_{opt}) \end{pmatrix}$$

5 Según el documento DE 10 2007 032 564 A1, no todos los valores de la refracción subjetiva o de la medición objetiva deben incluirse en los valores de refracción optimizados. Por ejemplo, en el caso de la determinación de los valores de refracción optimizados para la visión de cerca o en el caso de la miopía instrumental prevista, se puede prescindir del uso de la esfera medida objetivamente o del término de desenfoque medido objetivamente.

10 Cuando se incluyen datos de refracción subjetiva, también se puede tener en cuenta la HOA al asignar el modelo. Al usar los valores subjetivos de refracción, es necesario incorporarlos al conjunto de datos de forma coherente. Para simplificar la representación, a continuación se selecciona un formalismo basado en los coeficientes de Zernike, aunque en principio también se puede usar otra base.

15 A continuación, se considera en primer lugar la relación entre un conjunto de coeficientes de Zernike para la representación de frentes de onda (c_{nm}) con r_0 como radio del frente de onda y los valores de refracción (sph, cyl, a). El radio r_0 se mide preferentemente o se determina a partir de hipótesis de modelización. Cuando se usa la métrica RMS, por ejemplo, la relación biyectiva da como resultado

$$\begin{pmatrix} c_{2,-2} \\ c_{2,0} \\ c_{2,+2} \end{pmatrix} = g_{RMS}(sph, cyl, a) = \frac{r_0^2}{2\sqrt{6}} \cdot \begin{pmatrix} \frac{1}{2} \cdot cyl \cdot \sin(2a) \\ -\frac{1}{\sqrt{2}} \cdot (sph + \frac{1}{2} cyl) \\ \frac{1}{2} \cdot cyl \cdot \cos(2a) \end{pmatrix} \Leftrightarrow$$

$$\begin{pmatrix} sph \\ cyl \\ a \end{pmatrix} = f_{RMS}(c_{2,-2}, c_{2,0}, c_{2,+2}) = \begin{pmatrix} -\frac{4\sqrt{3}}{r_0^2} \cdot (c_{2,0} - \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \sqrt{c_{2,-2}^2 + c_{2,+2}^2}) \\ -\frac{4\sqrt{6}}{r_0^2} \cdot \sqrt{c_{2,-2}^2 + c_{2,+2}^2} \\ \frac{1}{2} \cdot \arctan(c_{2,+2}, c_{2,-2}) + \frac{\pi}{2} \end{pmatrix}$$

20 Sin embargo, esto es sólo debe entenderse como un ejemplo de una métrica de la forma general

$$\begin{pmatrix} sph \\ cyl \\ a \end{pmatrix} = f_0(c_{2,-2}, c_{2,0}, c_{2,+2}) \Leftrightarrow \begin{pmatrix} c_{2,-2} \\ c_{2,0} \\ c_{2,+2} \end{pmatrix} = g_0(sph, cyl, a) \quad (8)$$

25 Además, existen correlaciones en las que la HOA también se incluye en los valores de refracción. Esta cartografía sigue siendo entonces suryectiva para el cálculo de los valores de refracción, pero ya no es biyectiva, es decir que el conjunto completo de todos los coeficientes de Zernike de todas las aberraciones no puede reproducirse sin ambigüedad a partir de los valores de refracción. Sin embargo, los coeficientes de los errores de mapeo de orden bajo pueden determinarse de nuevo sin ambigüedades si se especifican los coeficientes para la HOA:

30

$$\begin{pmatrix} sph \\ cyl \\ a \end{pmatrix} = f_1(c_{2,-2}, c_{2,0}, c_{2,+2}, c_{l,j}) \Leftrightarrow \begin{pmatrix} c_{2,-2} \\ c_{2,0} \\ c_{2,+2} \end{pmatrix} = g_1(sph, cyl, a, c_{l,j}) \quad (l > 2) \quad (9)$$

35 Naturalmente, también es posible realizar cálculos y derivaciones análogos en otras notaciones, como las usadas en las publicaciones de G. Esser et al: "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)" usado para las derivaciones locales de los frentes de onda. Si se dispone de mediciones autorefractométricas con datos sobre la HOA, estos datos o parte de ellos se pueden usar para determinar un conjunto de datos de refracción optimizados junto con los valores de refracción subjetivos, por ejemplo según el documento DE 10 2007 032 564 A1. No es necesario usar al mismo tiempo datos de refracción subjetiva y datos de medición. Por tanto, los valores denominados en este apartado valores de refracción optimizados (sph_{opt}, cyl_{opt} y a_{opt}) también pueden tomarse directamente de la determinación subjetiva de la refracción sin necesidad de usar valores de medición tomarse.

40

En principio, no es necesario incluir todos los valores de la refracción subjetiva o de la medición objetiva en los valores de refracción optimizados. Por ejemplo, en el caso de la determinación de los valores de refracción optimizados para la visión de cerca o en el caso de la miopía instrumental prevista, se puede prescindir del uso de la esfera medida objetivamente o del término de desenfoque medido objetivamente.

Basándose en los valores de refracción optimizados, se determina entonces un frente de onda (preferentemente representado por los coeficientes de Zernike $o_{i,j}$) que corresponde a estos valores optimizados. Este frente de onda se usa entonces en lugar del frente de onda saliente medido que se ha descrito anteriormente. Cuando se usa una métrica según la ecuación (8), los coeficientes de segundo orden de este frente de onda se pueden calcular a partir de los valores de refracción optimizados según la ecuación (8) y los coeficientes de orden superior pueden tomarse directamente de la medición objetiva del frente de onda emergente representado por los coeficientes $m_{i,j}$.

$$\begin{pmatrix} o_{2,-2} \\ o_{2,0} \\ o_{2,+2} \end{pmatrix} = g_0(sph_{opt}, cyl_{opt}, a_{opt}) \quad o_{i,j} = m_{i,j} \quad (i > 2)$$

Sin embargo, cuando se usa una métrica según la ecuación (9), los coeficientes de segundo orden del frente de onda ($o_{i,j}$) no sólo dependen de la refracción optimizada, sino que se deben seleccionar de tal manera que

$$\begin{pmatrix} sph_{opt} \\ cyl_{opt} \\ a_{opt} \end{pmatrix} = f_1(o_{2,-2}, o_{2,0}, o_{2,+2}, c_{i,j}) \quad (i > 2)$$

y, por lo tanto, también dependen directamente de los coeficientes de orden superior del frente de onda saliente medido ($m_{i,j}$):

$$\begin{pmatrix} o_{2,-2} \\ o_{2,0} \\ o_{2,+2} \end{pmatrix} = g_1(sph_{opt}, cyl_{opt}, a_{opt}, m_{i,j}) \quad o_{i,j} = m_{i,j}$$

La evaluación de las aberraciones durante el proceso de cálculo o de optimización se puede en diferentes puntos de la trayectoria del haz, es decir, se puede proporcionar la superficie de evaluación en diferentes posiciones. En lugar de en la retina o en la superficie posterior del cristalino, el frente de onda de la imagen también puede evaluarse en una superficie situada más adelante en el modelo de ojo. Para ello, se define un frente de onda de referencia R en el modelo de ojo, que se usa, por ejemplo, para la optimización del cristal. Este frente de onda de referencia tiene la propiedad de dar lugar a una imagen en forma de punto cuando se propaga a través del ojo hasta la retina. En consecuencia, el frente de onda de referencia puede ser reutilizado retropropagando un frente de onda que converge a un punto de la retina desde la retina hasta la posición del frente de onda de referencia. Dado que el frente de onda medido S_M es exactamente el frente de onda que emerge de una fuente luminosa puntual en la retina, en su lugar también se puede propagar dentro del ojo hasta la posición del frente de onda de referencia.

Desde un punto de vista matemático, ambos procedimientos son equivalentes y conducen a las mismas fórmulas para el frente de onda de referencia. A continuación, se selecciona la trayectoria que requiere menos pasos de propagación y permite una visualización más sencilla para derivar los frentes de onda de referencia correspondientes. A continuación sólo se describe, a modo de ejemplo, el tratamiento de los componentes de desenfoque y de astigmatismo. Sin embargo, también es posible y ventajosa una ampliación a la HOA y el uso de la refracción subjetiva.

Al tener en cuenta la HOA, se la puede calcular de forma análoga al cálculo de HOA según las explicaciones a continuación por refracción, G. Esser et al: "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence" (Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua), JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y propagación (G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts (Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales), JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)").

Dado que la propagación del frente de onda es un proceso no lineal, la optimización de lentes que evalúa un frente de onda de imagen por comparación con un frente de onda de referencia conduce generalmente a resultados diferentes dependiendo de la superficie dentro del ojo en la que tiene lugar esta comparación.

En una forma de realización preferente, sólo se omite el último paso (en particular el paso 6b), es decir, la propagación desde el AP a la retina. Por lo tanto, el frente de onda incidente sólo se simula hasta el AP después de la refracción en la superficie posterior de la lente (es decir, cálculo de S_{AP} según el paso 6a anterior) y, a continuación, se compara

con un frente de onda de referencia R_{AP} . Se caracteriza por producir una imagen en forma de punto cuando se propaga a la retina. De acuerdo con lo anterior, la matriz de vergencia de este frente de onda es simplemente

$$R_{AP} = D_{AP} = D_{LR}^{(a)} = \frac{1}{\tau_{LR}^{(a)}} \mathbf{1} = \frac{1}{\tau_{LR} - \tau_{LR}^{(a)}} \mathbf{1} = \frac{1}{1/D_{LR} - d_{LR}^{(a)}/n_{LR}} \mathbf{1}$$

5 con la D_{LR} determinada a partir de las ecuaciones (2) y (3) y el valor negativo (dependiente de la acomodación)

$$d_{LR}^{(a)} < 0$$

cuya magnitud describe la distancia entre la superficie posterior de la lente y el AP.

10 En otra forma de realización preferente, también se omite la penúltima etapa, es decir, la propagación desde la superficie posterior de la lente hasta la retina. Por tanto, el frente de onda incidente sólo se simula hasta después de la refracción en la superficie posterior de la lente (es decir, el cálculo de S_{L2} según el paso 5 anterior) y se compara allí con un frente de onda de referencia R_{L2} . Se caracteriza por producir una imagen en forma de punto cuando se propaga a la retina. De acuerdo con lo anterior, la matriz de vergencia de este frente de onda es simplemente

$$R'_{L2} = D'_{L2} = D_{LR} \cdot \mathbf{1}$$

20 con la D_{LR} determinada a partir de la ecuación (2) o (3).

Otra simplificación resulta si la comparación se realiza antes de la refracción por la superficie posterior de la lente. En este caso, se debe simular, es decir, debe calcularse, el frente de onda incidente hasta alcanzar S_{L2} según el paso 4 anterior. Para ello, análogamente a S_{L2} , un frente de onda de referencia R_{L2} que, tras la refracción en la superficie posterior del cristalino y la propagación a la retina, produce una imagen en forma de punto. Esto viene determinado por

$$R_{L2} = R'_{L2} - L_2 = D_{LR} \cdot \mathbf{1} - L_2$$

30 con la D_{LR} determinada a partir de la ecuación (2) o (3) y la L_2 conocida a partir de la bibliografía o de mediciones.

En el caso de una superficie posterior de lente rotacionalmente simétrica, esto se simplifica a

$$R_{L2} = (D_{LR} - L_{2,xx}) \cdot \mathbf{1}$$

35 En particular, si el espesor de la lente también se toma de la literatura, es posible en otra forma de realización preferente prescindir de la propagación a través de la lente como siguiente paso de simplificación y llevar a cabo la comparación detrás de la refracción a través de la superficie delantera de la lente. Como continuación de lo anterior, se usa preferentemente para este fin un frente de onda de referencia R_{L1} , que consiste en R_{L2} por propagación retrógrada alrededor del espesor de la lente y tiene la siguiente matriz de vergencia:

$$R'_{L1} = R_{L2} / (1 + \tau_L R_{L2})$$

45 con la D_{LR} determinada a partir de la ecuación (2) o (3) y la $\tau_L = d_L/n_L$ conocida a partir de la bibliografía o de mediciones y la matriz de vergencia determinada a partir de las ecuaciones (6) o (7) R_{L2} .

En el caso de una superficie posterior de lente rotacionalmente simétrica, esto se simplifica a

$$R'_{L1} = \frac{D_{LR} - L_{2,xx}}{1 + \tau_L (D_{LR} - L_{2,xx})} \cdot \mathbf{1}$$

50 Al igual que en los modelos anteriores, aunque la observación tenga lugar antes de los últimos pasos y -dependiendo de la notación- la variable D_{LR} no aparezca explícitamente, esta variable sigue estando incluida al menos implícitamente junto con d_L y L_2 , ya que juntas controlan la distribución del efecto L_1 en la superficie delantera de la lente.

55 Otra simplificación resulta si la comparación se realiza antes de la refracción a través de la superficie delantera de la lente. En este caso, el frente de onda incidente sólo tiene que alcanzar S_{L1} según el paso 2. Para ello, análogamente a R_{L1} , un frente de onda de referencia R_{L1} , que converge a un punto después de la refracción en la superficie anterior del cristalino y los pasos posteriores en la retina. Se puede calcular mediante la refracción de R_{L1} en L_1 o directamente a partir de la refracción del frente de onda medido S_M medido en la córnea C y su posterior propagación por d_{CL} . En

ambos casos se obtiene

$$R_{L1} = \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} \cdot (S_M + C)}$$

5 Esto ya no incluye las variables D_{LR} , d_L y L_2 , por lo que son suficientes, S_M , C y d_{CL} .
Una forma de realización en la que la comparación se lleva a cabo después de la refracción en la córnea implica relativamente poco esfuerzo computacional. En este caso, sólo S_M y C :

$$R'_C = S_M + C$$

10 Otra opción muy eficaz es situar la superficie de evaluación en la pupila de salida del modelo de ojo. Esto es preferentemente delante de la superficie posterior de la lente.

15 El modelo de ojo y su asignación pueden ampliarse como sigue:
Básicamente, el modelo de ojo puede diferenciar entre la córnea y la cámara anterior. Para ello, se inserta una superficie posterior corneal C_2 detrás de la superficie anterior de la córnea C_1 (antes C) a una distancia d_c y se especifican dos índices de refracción diferentes n_c y n_{CL} para la córnea y la cámara anterior. Además, el primer paso descrito anteriormente (refracción del frente de onda S en la córnea C a frente de onda S_c con matriz de vergencia $S_c = S + C$) se sustituye por los tres pasos siguientes:

- | | |
|-----|---|
| 1a: | Refracción del frente de onda S en la superficie anterior de la córnea C_1 al frente de onda S_{C1} con la matriz de vergencia $S_{C1} = S + C_1$ |
| 1b: | Propagación por el espesor de la córnea d_c al frente de onda S_{C2} con matriz de vergencia $S_{C2} = S_{C1}(1 - \tau_C S_{C1})$ |
| 1c: | Refracción en la superficie posterior de la córnea C_2 al frente de onda S_{C2} con matriz de vergencia $S_{C2} = S_{C2} + C_2$ |

mediante

$$\tau_C = \frac{d_c}{n_c}$$

25 Análogamente a los otros valores, los valores para d_c y C_2 también se pueden medir, tomarse de la literatura o derivarse. He aquí algunos ejemplos de posibilidades para C_2 :

30 Si no se dispone de ninguna medición de la superficie posterior de la córnea, la forma de la superficie posterior de la córnea puede tomarse de modelos de ojos conocidos. Alternativamente, en este caso la superficie corneal posterior también se puede derivar de la forma medida de la superficie corneal anterior. Para ello, es aconsejable suponer un grosor uniforme de la córnea (definido, por ejemplo, como "en la dirección de la altura de la flecha" o "en dirección radial a partir de un "centro de curvatura de la córnea"). El grosor puede obtenerse a partir de una medición, derivarse de ésta o tomarse de la bibliografía. Además, las propiedades locales sólo se pueden transferir parcialmente a la superficie posterior.

35 Si sólo se mide una sección principal de la superficie posterior de la córnea, esta información se puede usar para reconstruir la superficie posterior completa. Esto se puede hacer, por ejemplo, estableciendo una función del grosor o de la altura de la flecha de la superficie posterior de la córnea a partir del radio o del grosor a partir de la altura de la flecha de la superficie anterior.

40 En la mayoría de estos casos, las superficies anterior y posterior de la córnea se conocerán en la misma sección normal (es decir, aquí en la dirección x).

45 El hecho de que el ojo humano sea un sistema óptico no centrado puede tenerse en cuenta disponiendo los elementos ópticos desplazados y/o inclinados con respecto a un eje central.

50 Puede referirse a los elementos individuales en su conjunto (es decir, córnea y cristalino) o a todas las superficies refractivas individualmente (superficie anterior de la córnea, superficie posterior de la córnea si procede, superficie anterior del cristalino y superficie posterior del cristalino). Los parámetros correspondientes son, por ejemplo, dos coordenadas laterales del desplazamiento del centro del elemento o de la superficie respecto al eje central y dos ángulos de inclinación. Como alternativa, también se pueden usar los coeficientes de Zernike de primer orden (punta/inclinación).

55 La magnitud relevante afectada por el cambio con respecto a un sistema centrado es el haz principal en el que se basa la invención para todos los cálculos y que corresponde a los sistemas centrados del eje óptico tratados hasta ahora. En general, el haz principal es el que se origina en la retina como centro del frente de onda de medición (preferentemente la ubicación de la fovea) y pasa por el centro de la pupila de entrada. A diferencia del sistema

centrado, en el que este rayo coincide con el eje z global del modelo del ojo en coordenadas adecuadas, ahora el rayo sólo es rectilíneo en tramos de superficie límite a superficie límite y además incide en cada superficie límite de forma descentrada y con determinados ángulos de incidencia. Antes de calcular los frentes de onda (de segundo orden o de orden superior), hay que determinar el curso del haz principal, las posiciones de los puntos de penetración y los ángulos de incidencia respectivos.

Si los cambios de los elementos individuales son pequeños comparados con un sistema centrado, el haz principal puede ser determinado aproximadamente mediante las siguientes ecuaciones afines. Corresponden a una forma ampliada afín de óptica lineal en relación con un sistema de coordenadas global. Cada propagación de un haz con coordenada lateral r y ángulo de dirección α respecto al eje z global por una longitud d se describe mediante la ecuación de matriz de transferencia 2x2

$$\begin{pmatrix} r' \\ \alpha' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & d \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ \alpha \end{pmatrix} \quad (10a)$$

al haz propagado con coordenada lateral r' y ángulo de dirección α' . La refracción, por su parte, se describe mediante la ecuación ampliada de matriz de transferencia 2x2

$$\begin{pmatrix} r' \\ \alpha' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \frac{\rho}{n} & \frac{n}{n'} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r \\ \alpha \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta r \\ \Delta \alpha \end{pmatrix} \quad (10b)$$

Donde ρ es la curvatura de la superficie de refracción y n, n' son los índices de refracción antes y después de la refracción. Además, Δr y $\Delta \alpha$ son componentes de corrección de los parámetros del haz, que están causados por el desplazamiento lateral y la inclinación de la superficie límite refractante y pueden determinarse a partir de los parámetros de inclinación y desplazamiento de la superficie usando, por ejemplo, la regla de Prentice. En el caso de superficies cilíndricas, se deben usar en consecuencia las ecuaciones de la matriz de transferencia 4x4.

Si la aproximación descrita en las ecuaciones (10a) y (10b) no es suficiente, el haz principal, es decir, todos los puntos de penetración a través de las superficies, puede determinarse numéricamente. En ambos casos, la determinación del haz principal hace que se determinen en cada superficie límite todas las distancias de propagación, las coordenadas de los puntos de penetración y los ángulos de incidencia y salida $\varepsilon, \varepsilon'$. En el caso de las ecuaciones afines, $\varepsilon, \varepsilon'$ resultan de α, α' , y de las normales a la superficie, que pueden determinarse a partir de r , el descentramiento y el efecto dióptrico según la regla de Prentice en el punto de intersección. En el caso general, $\varepsilon, \varepsilon'$ resultan del cálculo numérico del haz principal y de las normales de superficie en el punto de intersección r . Estas últimas se pueden calcular, por ejemplo, derivando la representación de la superficie (por ejemplo, representación de Taylor o representación de Zernike en torno al punto $r = 0$, o B-splines) en el punto r .

La matriz de índice de refracción de área \mathbf{C} es constante en el caso de ecuaciones afines y viene dada por el elemento de refracción respectivo. En el caso del cálculo numérico, \mathbf{C} en el punto de intersección viene dada por las segundas derivadas locales en relación con un sistema de coordenadas local.

Los procedimientos de cálculo de la invención también se pueden aplicar a sistemas descentrados, tal como se describe a continuación, usando los ángulos de incidencia y divergencia $\varepsilon, \varepsilon'$ calculados de este modo y la matriz de índice de refracción superficial \mathbf{C} , que puede determinarse de nuevo:

En la refracción de segundo orden, la ecuación de Coddington generalizada sustituye a la ecuación de vergencia en forma matricial $\mathbf{S}_c = \mathbf{S} + \mathbf{C}$

$$\cos(\varepsilon') \mathbf{S}'_c \cos(\varepsilon) = \cos(\varepsilon) \mathbf{S} \cos(\varepsilon) + v \mathbf{C} \quad (11)$$

con

$$v = \frac{n' \cos \varepsilon' - n \cos \varepsilon}{n' - n}$$

$$\cos(\varepsilon) = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \cos(\varepsilon) \end{pmatrix} \quad \text{und} \quad \cos(\varepsilon') = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \cos(\varepsilon') \end{pmatrix} \quad (11a)$$

La ecuación de propagación $\mathbf{S}' = \mathbf{S}/(1 - \tau \mathbf{S})$ con $\tau = d/n$ se sustituye por la ecuación matricial

$$\mathbf{S}' = \mathbf{S}/(1 - \tau_{\alpha r} \cdot \mathbf{S}) \quad \text{mit} \quad \tau_{\alpha r} = d_{\alpha r}/n \quad (12)$$

Donde $d_{a,r}$, denota la distancia espacial real entre los puntos de intersección de las superficies consecutivas.

5 Si se han de tener en cuenta las HOA, en lugar de las ecuaciones (11) y (12) se deben usar las correspondientes ecuaciones ampliadas para los órdenes respectivos de las publicaciones de G. Esser et al. para la refracción y la propagación : " Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence (Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua)", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: " Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts (Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales), JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)" y determinar los coeficientes de la expansión de Taylor de la superficie refractante en el sistema de coordenadas de la incidencia del haz como se ha descrito anteriormente.

15 Además, se puede introducir un diafragma, también desplazado o inclinado, para tener en cuenta el viñeteado causado por el iris

Segundo enfoque

20 En los párrafos siguientes, se describen detalles de implementaciones ejemplares y preferentes del segundo enfoque de la divulgación, a menos que se indique expresamente lo contrario:

La Fig. 1 muestra una representación esquemática del modelo fisiológico y físico de una lente de gafas y un ojo en una posición de uso predeterminada junto con una trayectoria ejemplar del haz, que constituye la base de un cálculo u optimización individual de la lente de gafas según una realización preferente de la invención.

25 Preferentemente, sólo se calcula un único rayo por punto de visión de la lente de gafas (el rayo principal 10, que pasa preferentemente por el punto de giro del ojo Z'), sino también las derivadas de las alturas de flecha del frente de onda según las coordenadas transversales (perpendiculares al rayo principal). Estas derivadas se consideran hasta el orden deseado, donde las segundas derivadas describen las propiedades de curvatura local del frente de onda y las derivadas superiores están relacionadas con las aberraciones de orden superior.

30 Al calcular la luz que atraviesa la lente de la gafa hacia el ojo 12 según el modelo de ojo proporcionado de manera individual, las derivadas locales de los frentes de onda se determinan en última instancia en una posición adecuada de la trayectoria del haz para compararlas allí con un frente de onda de referencia que converge en un punto de la retina del ojo 12. En particular, los dos frentes de onda (es decir, el frente de onda procedente de la lente de gafas y el frente de onda de referencia) se comparan entre sí en una zona de evaluación.

35 Por "posición" no se entiende simplemente un valor específico de la coordenada z (en la dirección de la luz), sino dicho valor de coordenada en combinación con la especificación de todas las superficies por las que se refractó antes de alcanzar la superficie de evaluación. En una forma de realización preferente, la refracción se produce a través de todas las superficies de refracción, incluida la superficie posterior de la lente. En este caso, el frente de onda de referencia es preferentemente un frente de onda esférico cuyo centro de curvatura se encuentra en la retina del ojo 12.

40 Particularmente preferente es que no haya más propagación a partir de esta última refracción, de tal modo que el radio de curvatura de este frente de onda de referencia sólo corresponda a la distancia entre la superficie posterior de la lente y la retina. En una posibilidad alternativa, la propagación continúa después de la última refracción, preferentemente hasta la pupila de salida AP del ojo 12. Esto es, por ejemplo, a una distancia de

$$d_{AR} = d_{LR}^{(b)} = d_{LR} - d_{LR}^{(a)} > d_{LE}$$

45 por delante de la retina y, por lo tanto, incluso por delante de la superficie posterior del cristalino, de tal modo que la propagación en este caso es una propagación posterior (los términos

$$d_{LR}^{(a)}, d_{LR}^{(b)}$$

50 se describen más adelante en la lista de pasos 1-6). También en este caso, el frente de onda de referencia es esférico con un centro de curvatura en la retina, pero tiene un radio de curvatura de $1/d_{AR}$.

55 Para ello, se supone que un frente de onda esférico w_0 parte del punto del objeto y se propaga hacia la primera superficie de la lente 14. Allí se rompe y se propaga hasta la segunda superficie de la lente 16, donde se vuelve a romper. A continuación, el frente de onda w_{g1} que emerge de la lente se propaga a lo largo del haz principal en dirección al ojo 12 (frente de onda propagado w_{g2}) hasta que choca con la córnea 18, donde se refracta de nuevo (frente de onda w_c). Tras propagarse por la cámara anterior del ojo hasta el cristalino 20, el frente de onda también es refractado por el cristalino 20, con lo que el frente de onda resultante w_s se crea, por ejemplo, en la superficie posterior del cristalino 20 o en la pupila de salida del ojo. Este se compara con el frente de onda de referencia esférico w_s y las desviaciones se evalúan para todos los puntos de paso en la función objetivo (preferentemente con las ponderaciones correspondientes para los puntos de paso individuales).

De este modo, el error de refracción ya no se describe únicamente mediante una lente esferocilíndrica delgada, como era habitual en muchos procedimientos convencionales, sino que preferentemente se tienen en cuenta directamente la topografía corneal, el cristalino, las distancias en el ojo y la deformación del frente de onda (incluidas las aberraciones de orden bajo -esfera, cilindro y posición axial- y preferentemente también las aberraciones de orden alto) en el ojo.

Preferentemente, una medición aberrométrica proporciona las deformaciones individuales del frente de onda del ojo amétrope real para lejos y cerca (desviaciones, no valores refractivos absolutos) y los diámetros pupilares mesópico y fotópico individuales. A partir de una medición de la topografía corneal (medición del área de la superficie corneal anterior), es preferente obtener una superficie corneal anterior real individualizada, que generalmente representa casi el 75 % del valor de refracción total del ojo. En una forma de realización preferente, no es necesario medir la superficie posterior de la córnea. Debido a la pequeña diferencia de índice de refracción con el humor acuoso y al escaso grosor de la córnea, se describe preferentemente en buena aproximación no mediante una superficie de refracción separada, sino mediante un ajuste del índice de refracción de la córnea.

En general, en esta descripción, las letras minúsculas en negrita denotan vectores y las letras mayúsculas en negrita denotan matrices, tales como las matrices de convergencia (2 x 2) o las matrices de índice de refracción

$$\mathbf{s} = \begin{pmatrix} S_{xx} & S_{xy} \\ S_{xy} & S_{yy} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{c} = \begin{pmatrix} C_{xx} & C_{xy} \\ C_{xy} & C_{yy} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{L} = \begin{pmatrix} L_{xx} & L_{xy} \\ L_{xy} & L_{yy} \end{pmatrix}, \quad \mathbf{1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

y las letras en cursiva como *d* denotan cantidades escalares.

Además, las letras mayúsculas en negrita y cursiva deben designar los frentes de onda o las superficies en su conjunto. Por ejemplo, **S** es la matriz de vergencia del frente de onda del mismo nombre **S**, salvo que **S** incluye no sólo las aberraciones de segundo orden, que se resumen en **S**, sino también la totalidad de todas las aberraciones de orden alto (=HOA del inglés *Higher Order Aberrations*) del frente de onda. En términos matemáticos, **S** representa el conjunto de todos los parámetros necesarios para describir un frente de onda (con suficiente precisión) en relación con 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 de una matriz de vergencia **S** para describir las propiedades de frente de onda de 2º 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 2º orden, o un conjunto de coeficientes según una descomposición de Taylor. Las afirmaciones análogas se aplican a las superficies en lugar de a los frentes de onda.

Entre otros, en principio se pueden medir directamente los siguientes datos:

- El frente de onda **S_M** generado por el punto láser en la retina y el paso a través del ojo (a partir de la medición aberrométrica)
- Forma de la superficie anterior de la córnea **C** (debido a la topografía corneal)
- Distancia entre la córnea y la superficie anterior del cristalino *d_{CL}* (por paquimetría). Este valor también se puede determinar indirectamente midiendo la distancia entre la córnea y el iris; en caso necesario, se pueden aplicar valores de corrección. Las correcciones de este tipo pueden ser la distancia entre la superficie anterior del cristalino y el iris a partir de modelos de ojo conocidos (por ejemplo, valores bibliográficos).
- Curvatura de la superficie anterior del cristalino en una dirección *L_{1xx}* (por paquimetría) El plano *x* puede definirse de forma que esta sección se encuentre en el plano *x*, por ejemplo, sin restringir la generalidad. Si el sistema de coordenadas está definido de tal manera que este plano está inclinado, la derivada debe completarse con las funciones del ángulo correspondiente. No es necesario que se trate de un corte principal. Por ejemplo, puede ser un corte en el plano horizontal.

Dependiendo de la forma de realización, los siguientes datos pueden ser medidos o tomados de la literatura:

- Grosor de la lente *d_L*
- Curvatura de la superficie posterior de la lente en la misma dirección que la superficie anterior de la lente *L_{2,xx}* (por paquimetría)

Esto proporciona las siguientes opciones para la superficie posterior de la lente:

- Medición de *L_{2,xx}* (*L_{2,M}*) y hipótesis de simetría rotacional *L_{2,xx} = L_{2,yy} = L₂ = L_{2,M}* y *L_{2,xy} = L_{2,yx} = 0*
- Tomando *L_{2,xx}* de la literatura (*L_{2,Lit}*) y asumiendo simetría rotacional *L_{2,xx} = L_{2,yy} = L₂ = L_{2,M}* y *L_{2,xy} = L_{2,yx} = 0*
- Extracción de la forma completa (asimétrica)_{L₂} de la literatura (*L_{2,Lit}*)
- Medición de *L_{2,xx}* (*L_{2,M}*) y hipótesis de un cilindro u otra asimetría especificada *a_{Lit}* de la literatura *L_{2,xx} = L_{2,M}* y *L_{2,xy} = L_{2,yx} = f(L_{2,xx}, a_{Lit})* y *L_{2,yy} = g(L_{2,xx}, a_{Lit})*

Los siguientes datos pueden extraerse de la literatura:

- Índices de refracción n_{CL} de la córnea y de la cámara anterior del ojo, así como del humor acuoso n_{LR} y del cristalino n_L

5 De este modo, la distancia d_{LR} entre la superficie posterior de la lente y la retina así como los componentes $L_{1,yy}$ y $L_{1,xy} = L_{1,yx}$ de la superficie delantera de la lente quedan como parámetros desconocidos. Para simplificar el formalismo, la primera también puede escribirse como una matriz de vergencia $D_{LR} = D_{LR} \cdot \mathbf{1}$ con $D_{LR} = n_{LR}/d_{LR}$. Además, se usa generalmente la cantidad τ , que se define como $\tau = d/n$ (para el índice de refracción se usará siempre el índice correspondiente a n como para d y τ , por ejemplo como $\tau_{LR} = d_{LR}/n_{LR}$, $\tau_{CL} = d_{CL}/n_{CL}$).

10 La modelización del paso del frente de onda a través del modelo de ojo usado según la invención, es decir, después del paso a través de las superficies de la lente de gafas, puede describirse como sigue en una forma de realización preferente en la que la lente se describe mediante una superficie anterior y una superficie posterior, en la que las transformaciones de las matrices de vergencia se especifican explícitamente:

15 7. Refracción del frente de onda \mathbf{S} con la matriz de vergencia \mathbf{S} en la córnea \mathbf{C} , con la matriz de índice de refracción de área \mathbf{C} , al frente de onda \mathbf{S}_c con matriz de vergencia $\mathbf{S}_c = \mathbf{S} + \mathbf{C}$

20 8. Propagación por la profundidad de la cámara anterior d_{CL} (distancia entre la córnea y la superficie anterior del cristalino) al frente de onda \mathbf{S}_{L1} con matriz de vergencia $\mathbf{S}_{L1} = \mathbf{S}_c(1 - \tau_{CL}\mathbf{S}')$

$$\mathbf{S}_{L1} = \frac{\mathbf{S}'_c}{(1 - \tau_{CL} \cdot \mathbf{S}'_c)}$$

25 9. Refracción en la superficie delantera de la lente L_1 con la matriz de índice de refracción superficial L_1 al frente de onda \mathbf{S}'_{L1} con la matriz de vergencia $\mathbf{S}_{L1} = \mathbf{S}'_{L1} + L_1$

10. Propagación por el espesor de la lente d_L al frente de onda \mathbf{S}_{L2} con matriz de vergencia $\mathbf{S}_{L2} = \mathbf{S}'_{L1}/(1 - \tau_L \cdot \mathbf{S}'_{L1})$

30 11. Refracción en la superficie posterior de la lente L_2 con la matriz de índice de refracción superficial L_2 al frente de onda \mathbf{S}_{L2} con matriz de vergencia $\mathbf{S}_{L2} = \mathbf{S}_{L2} + L_2$

12. Propagación por la distancia entre el cristalino y la retina d_{LR} al frente de onda \mathbf{S}_R con la matriz de vergencia $\mathbf{S}_R = \mathbf{S}'_{L2}(1 - \tau_{LR} - \mathbf{S}_{L2})$

35 Cada una de las etapas 2, 4, 6, en las que la propagación tiene lugar alrededor de las distancias τ_{CL} , τ_{CL} y τ_{CL} respectivamente, se puede dividir en dos propagaciones parciales 2a,b), 4a,b) y 6a,b) según el esquema siguiente, que es explícito para la etapa 6a,b):

40 6a. Propagación en la distancia

$$d_{LR}^{(a)}$$

entre la lente y el plano intermedio al frente de onda \mathbf{S}_{LR} con la matriz de vergencia

$$\mathbf{S}_{LR} = \mathbf{S}'_{L2} / (1 - \tau_{LR}^{(a)} \mathbf{S}'_{L2})$$

45 6b. Propagación en la distancia

$$d_{LR}^{(b)}$$

entre el plano intermedio y la retina al frente de onda \mathbf{S}_R con la matriz de vergencia

$$\mathbf{S}_R = \mathbf{S}_{LR} / (1 - \tau_{LR}^{(b)} \mathbf{S}_{LR})$$

Con ello,

$$\tau_{LR}^{(a)} = d_{LR}^{(a)} / n_{LR}^{(a)}$$

y

$$\tau_{LR}^{(b)} = d_{LR}^{(b)} / n_{LR}^{(b)}$$

pueden ser positivos o negativos, por lo que deben ser siempre

$$n_{LR}^{(a)} = n_{LR}^{(b)} = n_{LR}$$

5 y

$$\tau_{LR}^{(a)} + \tau_{LR}^{(b)} = \tau_{LR}$$

En cualquier caso, los pasos 6a y 6b pueden volver a unirse mediante

$$10 \quad S_R = S_{L2}' / (1 - (\tau_{LR}^{(a)} + \tau_{LR}^{(b)}) S_{L2}') = S_{L2}' / (1 - \tau_{LR} S_{L2}')$$

Sin embargo, la división en los pasos 6a y 6b ofrece ventajas, y preferentemente el plano intermedio puede situarse en el plano de la pupila de salida AP, que está preferentemente delante de la superficie posterior de la lente. En este caso

$$\tau_{LR}^{(a)} < 0$$

15 y

$$\tau_{LR}^{(b)} > 0$$

20 Los pasos 2,4 también pueden dividirse, de la misma manera que el paso 6 se divide en 6a,b).

Por lo tanto, el factor decisivo para la elección de la superficie de evaluación del frente de onda no es sólo la posición absoluta en relación con la coordenada z (en la dirección de la luz), sino también el número de superficies a través de las cuales ya se ha producido la refracción hasta la superficie de evaluación. Esto significa que el mismo nivel puede recorrerse varias veces. Por ejemplo, el plano del AP (que normalmente se encuentra entre la superficie delantera de la lente y la superficie posterior de la lente) es atravesado formalmente por la luz por primera vez después de un paso imaginario 4a, en el que la luz se propaga desde la superficie delantera de la lente la longitud

$$\tau_L^{(a)} > 0$$

30 El mismo plano se alcanza por segunda vez después del paso 6a, cuando la propagación de vuelta al plano AP se realiza después de la refracción por la superficie posterior de la lente, es decir

$$\tau_{LR}^{(a)} = -\tau_L + \tau_L^{(a)} = -\tau_L^{(b)} < 0$$

lo que equivale a

$$\tau_{LR}^{(a)} = \tau_{LR} - \tau_{LR}^{(b)} < 0$$

35 En el caso de los frentes de onda S_{AP} que en el texto se refieren al AP, deberían ser (a menos que se indique explícitamente lo contrario) preferentemente siempre el frente de onda $S_{AP} = S_{LR}$ que es el resultado del paso 6a".

40 Estas etapas 1 a 6 se mencionarán repetidamente en el curso posterior de la descripción. Describen una relación preferente entre la matriz de vergencia S de un frente de onda S en la córnea y las matrices de vergencia de todos los frentes de onda intermedios que surgen de él en las superficies refractivas intermedias del ojo, en particular la matriz de vergencia S_{L2} de un frente de onda S_{L2} después del cristalino (o incluso un frente de onda S_R en la retina). Estas correlaciones se pueden usar tanto para calcular parámetros desconocidos *a priori* (como, por ejemplo, d_{LR} o L_1) y asignar así valores al modelo de forma individual o genérica, como para simular la propagación del frente de onda en el ojo para la optimización de lentes de gafas.

45 Antes de pasar a tratar el procedimiento según la invención de tener en cuenta las aberraciones de orden superior (es decir, superiores al segundo orden, en particular en la descomposición de Taylor o de Zernike de las aberraciones), se describirá a continuación, en aras de la simplicidad, un principio ilustrativo del formalismo usando una descripción de las superficies y de los frentes de onda hasta el segundo orden, para lo cual es suficiente una representación por matrices de vergencia. Como se explicará más adelante, este formalismo se puede usar de forma análoga para la aplicación de la invención, teniendo en cuenta órdenes superiores de errores de mapeo.

55 En una descripción de segundo orden, el modelo de ojo en una forma de realización preferente tiene doce parámetros como grados de libertad del modelo, que deben ser asignados. Estos comprenden preferentemente los tres grados de libertad de la matriz de índice de refracción de área C de la córnea C , los tres grados de libertad de las matrices de índice de refracción de área L_1 y L_2 para las superficies anterior y posterior de la lente, así como uno para cada uno

de los parámetros de longitud: profundidad de la cámara anterior d_{CL} , espesor de la lente d_L y longitud del cuerpo vítreo d_{LR} .

En principio, estos parámetros se pueden asignar de varias maneras:

- 5 iv) Directa, es decir, medición individual de un parámetro
- v) Un valor dado *a priori* de un parámetro, por ejemplo como valor bibliográfico o a partir de una estimación, por ejemplo por la existencia de un valor medido para otra variable que se correlacione de forma conocida con el parámetro que se va a determinar a partir de un análisis previo de la población
- 10 vi) Cálculo a partir de condiciones de coherencia, por ejemplo, compatibilidad con una refracción conocida

El número total df_2 de grados de libertad del modelo de ojo en segundo orden (df representa 'grado de libertad', índice '2' para 2º orden) se compone por tanto de

$$df_2 = df_2(i) + df_2(ii) + df_2(iii)$$

15 Si, por ejemplo, se dispone de valores de medición directamente para los doce parámetros del modelo, entonces $df_2(i) = 12$, $df_2(ii) = 0$ y $df_2(iii) = 0$, lo que se expresa a continuación mediante la notación $df_2 = 12 + 0 + 0$ en aras de la simplicidad. En tal caso, también se determina la refracción objetiva del ojo en cuestión, de tal modo que ya no sería necesario realizar una determinación adicional de la refracción objetiva.

20 Para la puesta en práctica de la presente invención, no es necesario medir directamente todos los parámetros. Por lo tanto, puede ser más fácil medir o determinar objetiva y/o subjetivamente la refracción del ojo en cuestión que medir de manera individual todos los parámetros del modelo de ojo. Preferentemente, al menos una refracción, es decir, datos de medición del frente de onda S_M del ojo hasta el segundo orden, que corresponde a los datos de la matriz de vergencia S_M . Si el modelo de ojo se basa en datos medidos de forma puramente objetiva, estos valores pueden tomarse de mediciones autorefractométricas, por ejemplo, o se pueden asignar, de acuerdo con (ii), otros datos dados. Las tres condiciones de correspondencia con los tres parámetros independientes de la matriz de vergencia S_M permiten deducir tres parámetros del modelo del ojo, lo que corresponde a $df_2(iii) = 3$ en la notación introducida anteriormente.

25 Por lo tanto, en los casos en los que no todos los parámetros del modelo son accesibles a mediciones directas, o en los que estas mediciones requerirían mucho tiempo, es posible proporcionar pruebas significativas de los parámetros que faltan. Si, por ejemplo, se dispone de valores de medición directos para un máximo de nueve parámetros del modelo ($df_2(i) \leq 9$), entonces las condiciones de refracción mencionadas se pueden usar para calcular tres de los parámetros del modelo ($df_2(iii) = 3$). Si exactamente $df_2(i) = 9$, entonces los doce parámetros del modelo están claramente determinados por las mediciones y el cálculo, y se aplica ($df_2(ii) = 0$). Si, por el contrario, $df_2(i) < 9$, entonces $df_2(ii) = 9 - df_2(i) > 0$, es decir, el modelo está subdeterminado en el sentido de que los parámetros $df_2(ii)$ deben especificarse *a priori*.

30 Cuando se proporciona una refracción individual, es decir, datos de medición del frente de onda S_M del ojo hasta el segundo orden, se tienen en consecuencia los datos necesarios para la matriz de vergencia S_M . Según un procedimiento descrito en el documento WO 2013/104548 A1, los parámetros $\{C, d_{CL}, S_M\}$ se miden en particular. En cambio, los dos parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}) se determinan preferentemente *a priori* (por ejemplo, mediante valores bibliográficos o estimaciones). En el documento WO 2013/104548 A1, se distingue en particular entre los dos casos en los que o bien L_2 se determina *a priori* y L_1 se calcula a partir de él, o viceversa. Como regla de cálculo, la citada divulgación divulga la ecuación (4) y la ecuación (5). En ambos casos, $df_2 = 4 + 5 + 3$.

35 En el procedimiento de designación de los pasos 1 a 6 antes mencionados, el ajuste de L_1 a las mediciones se realiza en particular al llevar a cabo, por un lado, el cálculo de la matriz de vergencia medida S_M por medio de los pasos 1, 2 a través de la matriz C igualmente medida y la propagación hasta el lado dirigido hacia el objeto de la superficie delantera de la lente. Por otro lado, se calcula una onda esférica a partir de una fuente luminosa imaginaria en forma de punto sobre la retina, de atrás hacia delante, usando los pasos 6, 5, 4, que se realizan a la inversa, aplicando esta onda esférica a la matriz de índice de refracción de la zona previamente definida L_2 de la superficie posterior de la lente y propagando el frente de onda resultante desde la superficie posterior de la lente hasta el lado de la imagen de la superficie anterior de la lente. La diferencia entre las matrices de vergencia determinadas de este modo S_{L1} y $S_{L1'}$, que se encuentran en el lado del objeto o en el lado de la imagen de la superficie delantera de la lente, debe haber sido causada por la matriz L_1 , ya que en la medición aberrométrica el frente de onda medido surge de un frente de onda que emana de un punto de la retina y, por lo tanto, es idéntico al frente de onda incidente ($S = S_M$) que converge en este punto de la retina debido a la reversibilidad de las trayectorias de los rayos. Esto conduce a la ecuación (4) de la divulgación mencionada:

$$L_1(D_{LR}) = \frac{D_{LR} \cdot 1 - L_2}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} \cdot 1 - L_2)} \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} \quad (1a)$$

5 El otro caso de la divulgación mencionada se refiere a la adaptación de la matriz L_2 a las mediciones una vez determinada la matriz L_1 . La única diferencia ahora es que el frente de onda medido S_M se somete a los pasos 1, 2, 3, 4 y el frente de onda supuesto de la fuente de luz puntual se somete únicamente al paso 6, y que el paso que falta para igualar la superficie posterior de la lente L_2 es ahora el paso 5, según la ecuación (5) de dicha divulgación:

$$L_2 = D_{L_2} - \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_1 \right) \left(1 - \tau_L \left(\frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL}(S_M + C)} + L_1 \right) \right)^{-1} \quad (1b)$$

10 En una implementación preferente de la invención, al menos uno de los parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}) se calcula a partir de otros datos medidos y de hipótesis a priori sobre otros grados de libertad y, en particular, no se supone que sea *a priori*.

15 Preferentemente están disponibles los datos de la matriz de vergencia S_M y de manera particularmente preferente también los datos de C de las mediciones individuales. En otra forma de realización preferente, suponiendo datos sobre la superficie posterior de la lente, se supone una superficie posterior esférica, es decir, una superficie posterior sin componentes astigmáticos.

20 En una forma de realización preferente de la invención, los datos de medición hasta el segundo orden están así disponibles para la córnea C , que corresponden a los datos de la matriz de índice de refracción de área C . Aunque estos valores pueden obtenerse a partir de mediciones topográficas, éstas no son necesarias. En su lugar, basta con realizar mediciones topométricas. Esta situación corresponde al caso $df_2 = 3 + 6 + 3$, en el que la profundidad de la cámara anterior d_{CL} , en particular, es uno de los seis parámetros que se deben determinar *a priori*.

25 Si no se realizan más mediciones individuales, existe una situación con $df_2 = 3 + 6 + 3$. Por lo tanto, para determinar d_{LR} sin ambigüedades, se deben corroborar seis parámetros de $\{L_1, L_2, d_L, d_{CL}\}$ mediante hipótesis o valores bibliográficos. Los dos restantes resultan del cálculo además de d_{LR} . En una forma de realización preferente, los parámetros de la superficie posterior de la lente, la curvatura media de la superficie delantera de la lente y los dos parámetros de longitud d_L y d_{CL} se asignan *a priori* (como valores predeterminados predefinidos).

30 En una implementación preferente, la profundidad de la cámara anterior d_{CL} , es decir, la distancia entre la córnea y la superficie anterior de la lente, también se conoce, por ejemplo, a partir de mediciones paquimétricas u OCT. Esto significa que los parámetros medidos incluyen $\{C, d_{CL}, S_M\}$. Esta situación corresponde al caso $df_2 = 4 + 5 + 3$. Por lo tanto, el problema sigue siendo matemáticamente indeterminado, por lo que se deben determinar cinco parámetros de $\{L_1, L_2, d_L\}$ *a priori* mediante hipótesis o valores de la literatura. En una forma de realización preferente, se trata de los parámetros de la superficie posterior de la lente, la curvatura media de la superficie delantera de la lente y el grosor de la lente. A continuación, se explica el procedimiento de cálculo exacto para este caso.

35 Simplemente para la precisión de la personalización, es ventajoso poder verificar tantos parámetros como sea posible con mediciones individuales. En una forma de realización preferente, la curvatura de la lente también se proporciona en una sección normal sobre la base de una medición individual. Esto da lugar a una situación según $df_2 = 5 + 4 + 3$, y basta con definir *a priori* cuatro parámetros de $\{L_{1N}, \alpha_{L1}, L_2, d_L\}$. De nuevo, en una forma de realización preferente, los parámetros son la superficie posterior de la lente y el grosor de la lente. A continuación, se describe el cálculo exacto.

40 En particular, como alternativa a la sección normal de la superficie delantera de la lente y de manera particularmente preferente además de la profundidad de la cámara frontal, también se puede proporcionar el espesor de la lente a partir de una medición individual. Esto elimina la necesidad de asignar datos del modelo o parámetros estimados a este parámetro ($df_2 = 5 + 4 + 3$). Por lo demás, se aplica lo anterior. Esta forma de realización es especialmente ventajosa si se usa un paquímetro cuya profundidad de medición permite reconocer la superficie posterior de la lente, pero no una determinación suficientemente fiable de las curvaturas de la lente.

45 Además de la profundidad de la cámara anterior y de una sección normal de la superficie anterior de la lente, en una forma de realización preferente se pueden registrar uno (por ejemplo, medición en dos secciones normales) o dos parámetros más (medición de ambas secciones principales y de la posición axial) de la superficie anterior de la lente mediante una medición individual. Esta información adicional se puede usar de dos maneras en particular:

- Abandono de los supuestos *a priori*: Se pueden abandonar uno o dos de los supuestos *a priori* y se pueden determinar mediante cálculo. En este caso, resultan las situaciones $df_2 = 6 + 3 + 3$ o $df_2 = 7 + 2 + 3$. En el primer caso, se puede determinar la curvatura media de la superficie posterior (suponiendo una superficie posterior sin astigmatismo) y, en el segundo, se puede determinar el astigmatismo de la superficie (incluida la posición axial) para una curvatura media dada. Alternativamente, el grosor de la lente también se puede determinar a partir de las mediciones en ambos casos.

Sin embargo, este tipo de procedimiento suele requerir cierta cautela, ya que los datos de medición ruidosos pueden hacer que los parámetros liberados se "escapen" fácilmente. Esto puede hacer que el modelo empeore significativamente en lugar de mejorar en general. Una forma de evitarlo es especificar valores límite anatómicamente sensibles para estos parámetros y restringir la variación de los parámetros a este rango. Por supuesto, estos límites también se pueden especificar en función de los valores de medición.

- Reducción de la incertidumbre de medición: Si, por el contrario, se hacen las mismas hipótesis *a priori* (preferentemente $\{L_2, d_L\}$), se dan las situaciones $df_2 = 6 + 4 + 3$ o $df_2 = 7 + 4 + 3$, es decir, el sistema está matemáticamente sobredeterminado.

En lugar de una simple determinación analítica *del* D_{LR} , como se describe a continuación, *el* D_{LR} (y posiblemente el parámetro que falta en L_1) se determina ("ajusta") de tal manera que se minimiza la distancia entre el L_1 resultante de las ecuaciones y el L_1 medido (o el L_1 medido complementado con el parámetro que falta). Obviamente, este procedimiento puede reducir la incertidumbre de la medición.

En otra implementación preferente, la profundidad de la cámara anterior, dos o tres parámetros de la superficie anterior de la lente y el espesor de la lente se miden individualmente. Las demás variables se calculan de la misma manera, por lo que la hipótesis *a priori* del grosor de la lente puede ser sustituida por la medición correspondiente.

En otra implementación preferente, se proporcionan mediciones individuales de la profundidad de la cámara anterior, de al menos un parámetro de la superficie delantera de la lente, del espesor de la lente y de al menos un parámetro de la superficie posterior de la lente. Esto se añade a los casos mencionados anteriormente. Los respectivos parámetros medidos adicionalmente se pueden realizar de forma análoga a las ampliaciones paso a paso de las secciones anteriores. Estos casos son especialmente ventajosos si las unidades de paquimetría mencionadas, que miden en un plano, en dos planos o en toda la superficie, se extienden adecuadamente en la profundidad de medición y son tan precisas que los datos de curvatura pueden determinarse con suficiente exactitud.

Los siguientes ejemplos muestran cómo se pueden calcular parámetros individuales a partir de otros parámetros medidos o determinados *a priori* y sobre la base de los datos de refracción individuales.

Por ejemplo, en formas de realización preferentes, se dispone de una medición de la curvatura de la superficie de una lente en una sección normal. Como en la práctica no se puede medir la superficie posterior sin medir también la superficie anterior, y se prefiere la medición de la superficie anterior, a continuación se dan las ecuaciones para los casos de una curvatura conocida de la superficie anterior de la lente en una sección normal. Si, en lugar de una sección normal de la superficie delantera de la lente, se da una sección normal de la superficie posterior de la lente (por ejemplo, mediciones correspondientes, hipótesis del modelo), el procedimiento debe ser análogo a la ecuación (1b). Sin limitar la generalidad, el sistema de coordenadas se establece de modo que la sección normal discorra en la dirección x . El siguiente paso es evaluar la ecuación matricial (1a) en la sección normal dada y resolver para D_{LR} , y luego insertar esta solución de nuevo en la ecuación (1a) para la especificación completa de L_1 .

Si el componente xx de $L_1(D_{LR})$ de la ecuación (1) es igual al valor medido $L_{1,xx}$, se obtiene una ecuación cuadrática en D_{LR} para este elemento de la matriz, cuya solución positiva corresponde a la distancia entre la superficie posterior del cristalino y la retina:

$$D_{LR} = \frac{-b + \sqrt{b^2 - 4c}}{2a} \quad (2)$$

Se cumple lo siguiente:

$$\begin{aligned} a &= \tau_L(1 + \tau_L A) \\ b &= 1 - \tau_L(\text{tr}(L_2) - AB) \\ c &= A - L_{2,xx} + \tau_L \det L_2 (1 + \tau_L A) - \tau_L A \text{tr}(L_2) \\ &= A - L_{2,xx} + a \det L_2 - \tau_L A \text{tr}(L_2) \end{aligned} \quad (2a)$$

con

$$\begin{aligned} A &= -S_{M.L1,xx} - L_{1,xx} \\ B &= 2 - \tau_L \text{tr}(L_2) \\ \det(L_2) &= L_{2,xx} L_{2,yy} - L_{2,xy}^2 \\ \text{tr}(L_2) &= L_{2,xx} + L_{2,yy} \end{aligned} \quad (2b)$$

y

$$S_{M,L1,xx} = \frac{\tau_{CL} S_{M,C,yy}^2 + S'_{M,C,xx} (1 - \tau_{CL} S'_{M,C,yy})}{-\tau_{CL}^2 S_{M,C,yy}^2 + (1 - \tau_{CL} S'_{M,C,xx}) \cdot (1 - \tau_{CL} S'_{M,C,yy})}$$

$$S'_{M,C,xx} = S_{M,xx} + C_{xx} \quad (xy \text{ und } yy \text{ analog}) \quad (2c)$$

Para el caso de una superficie posterior de lente simétrica ($L_2 = L_{2,xx} - 1$), esto se simplifica a:

5

$$D_{LR} = L_{2,xx} + \frac{L_{1,xx} + S_{M,L1,xx}}{1 - \tau_L \cdot (L_{1,xx} + S_{M,L1,xx})} \quad (3)$$

con $S_{M,L1,xx}$ de la ecuación (2c).

En ambos casos, es por lo tanto posible calcular la superficie delantera de la lente L_1 sustituyendo la D_{LR} respectiva obtenida en la ecuación (1a):

10

$$L_1 = \frac{D_{LR} - L_2}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} - L_2)} \cdot \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} (S_M + C)} \quad (4)$$

El resultado es naturalmente simétrico ($L_{1,xy} = L_{1,yx}$) y reproduce el valor usado en (2b) o (3) para el componente $L_{1,xx}$.

15

En algunas formas de realización preferentes, se dispone de una medición individual o una especificación de una curvatura media de la superficie de una lente. Esta situación se da, por ejemplo, si se puede medir la curvatura media de la superficie delantera de la lente o si no se pueden realizar mediciones en las superficies de la lente y se supone la curvatura media de una superficie de la lente (por ejemplo, tomada de la bibliografía). Tal y como se acaba de describir, el procedimiento para la superficie delantera de la lente también se describe aquí y se puede trasladar de forma análoga a la superficie posterior de la lente. En este caso de una esfera media dada $L_{1,ms}$ de la superficie delantera de la lente, los parámetros libres son el cilindro $L_{1,cyl}$ y la posición del eje α_{L1} . Con $L_{1,diff} = L_{1,cyl}/2$, L_1 se convierte en

20

$$L_1 = \begin{pmatrix} L_{1,ms} - L_{1,diff} \cdot \cos 2\alpha_{L1} & -L_{1,diff} \cdot \sin 2\alpha_{L1} \\ -L_{1,diff} \cdot \sin 2\alpha_{L1} & L_{1,ms} + L_{1,diff} \cdot \cos 2\alpha_{L1} \end{pmatrix} \quad (5)$$

25

También se usa de nuevo la ecuación (1a). Si ahora igualamos las expresiones para L_1 de las ecuaciones (5) y (1a), obtenemos un sistema de ecuaciones formado por tres ecuaciones (los dos elementos no diagonales son idénticos) y las tres incógnitas $L_{1,diff,\alpha L1}$ y D_{LR} . Esto tiene la solución físicamente relevante

30

$$D_{LR} = \frac{-\bar{b} + \sqrt{\bar{b}^2 - 4\bar{a}\bar{c}}}{2\bar{a}}$$

$$L_{1,diff} = \pm \sqrt{\sigma^2 + \gamma^2}$$

$$\alpha_{L1} = \frac{1}{2} \arctan(\pm \gamma, \pm \sigma) + \frac{\pi}{2} \quad (6)$$

con

$$\bar{a} = \tau_L (1 + \tau_L \bar{A})$$

$$\bar{b} = 1 - \tau_L (\text{tr}(L_2) - \bar{A}B)$$

$$\bar{c} = \frac{1}{4} (\bar{A}B^2 - B \text{tr}(L_2) - \bar{a} \text{Ast}(L_2)^2)$$

y

$$\bar{A} = \bar{S}_{M,L1} \cdot \bar{L}_{1,ms}$$

35

$$\text{Ast}(L_2) = \sqrt{\text{tr}(L_2)^2 - 4 \det L_2}$$

$$\begin{aligned} \gamma &= \frac{2(-1 + \sqrt{b^2 - 4ac})(L_{2,x} - L_{2,y}) + \tau_L^2 \text{Ast}(\mathbf{L}_2)^2 (S_{M,L1,x} - S_{M,L1,y})}{2\tau_L^2 \text{Ast}(\mathbf{L}_2)^2} \\ \sigma &= \frac{2(-1 + \sqrt{b^2 - 4ac})L_{2,y} + \tau_L^2 \text{Ast}(\mathbf{L}_2)^2 S_{M,L1,y}}{2\tau_L^2 \text{Ast}(\mathbf{L}_2)^2} \end{aligned} \quad (6a)$$

5 Esto también se puede simplificar para el caso de una superficie posterior de la lente rotacionalmente simétrica:

$$\begin{aligned} D_{LR} &= L_2 + \frac{\bar{L}_{1,mesz} + \bar{S}_{M,L1}}{1 - \tau_L \cdot (\bar{L}_{1,mesz} + \bar{S}_{M,L1})} \\ \mathbf{L}_1 &= (\bar{L}_{1,mesz} + \bar{S}_{M,L1}) \cdot \mathbf{1} - \frac{\mathbf{S}_M + \mathbf{C}}{1 - \tau_{CL}(\mathbf{S}_M + \mathbf{C})} \end{aligned} \quad (7)$$

en donde

$$\bar{L}_{1,mesz} = \frac{D_{LR} - L_2}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} - L_2)} - \bar{S}_{M,L1}$$

10 con

$$\bar{S}_{M,L1} = \frac{S_{M,L1,x} + S_{M,L1,y}}{2}$$

Esto significa que los elementos individuales del modelo del ojo se pueden calcular completamente.

15 Las variables dadas (es decir, medidas o supuestas) pueden ser una sección principal con una posición angular o una curvatura media dadas, así como otros parámetros tales como la sección principal más fuerte, la sección principal más débil, el cilindro y la posición del eje. El procedimiento en estos casos es análogo a los descritos anteriormente.

20 Dado que ahora también se tiene en cuenta la HOA del ojo al optimizar las lentes de gafas, es ventajoso considerar también la HOA de la córnea o del cristalino al asignar el modelo de ojo. Al seleccionar HOA para la lente, la regla general es que la HOA se puede asignar a la superficie frontal o posterior de la lente, que también puede mapear la curva de índice de refracción dentro de la lente.

25 Preferentemente, el formalismo presentado hasta ahora se extiende al tratamiento conjunto de la HOA, en particular en lo que respecta a los pasos 1 a 6 mencionados, usando los procedimientos de cálculo de las publicaciones de G. Esser et al. además de las fórmulas explícitamente especificadas en los pasos 1 a 6 para las matrices de vergencia : "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence" (Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua), JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts" (Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales), JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)".

30 En general, el procedimiento para contar los grados de libertad es muy similar al descrito anteriormente. En relación con la superficie de refracción \mathbf{C} de la córnea y el frente de onda emergente \mathbf{S}_M además de los datos sobre los defectos de 2º orden (ya sea a partir de mediciones o de hipótesis razonables), entonces el frente de onda \mathbf{S}_{L1} con un número correspondiente de HOA también puede ser determinado mediante cálculo. Esto se aplica independientemente de la forma en que se presente la HOA. Sin embargo, la serie de Taylor resulta especialmente favorecida, ya que la afirmación se aplica exactamente en esta forma: Si las zonas \mathbf{C} y \mathbf{S}_M se dan los coeficientes HOA hasta el orden n , entonces los coeficientes HOA correspondientes para \mathbf{S}_{L1} hasta el orden n también se pueden determinar mediante cálculo. Se sigue prefiriendo la base de Zernike, ya que aquí también se aplica una afirmación similar. Sin embargo, esto sólo es exacto si desaparecen todos los coeficientes de Zernike de orden $> n$.

45 Preferentemente, se especifica (de antemano) un orden n hasta el cual deben tratarse todas las superficies y frentes de onda implicados. Independientemente de la representación de la HOA, los frentes de onda o las superficies tienen entonces N componentes para la HOA además de los tres componentes para los errores de 2º orden, por lo

que N depende de n y, en general, de la forma de representación de la HOA (en la descomposición de Taylor y Zernike, $N=(n+1)(n+2)/2-6$).

5 En consecuencia, la condición de coincidencia basada en un frente de onda medido, por ejemplo S_{M1} , ya no tiene sólo los tres componentes descritos anteriormente, sino un total máximo de $N+3$ componentes. A continuación, estos parámetros se compensan con $3(N+3)+3=3N+12$ parámetros (a saber, los tres parámetros de longitud d_{CL} , d_L y d_{LR} (o D_{LR}), así como $N+3$ componentes cada uno de la córnea C y las superficies de la lente L_1 y L_2). Eso significa que se cumple:

$$df_n = df_n(i) + df_n(ii) + df_n(iii)$$

$$10 \quad = 3N + 12$$

con $df_n(iii) = N+3$. Si se vuelven a medir preferentemente la profundidad de la cámara anterior d_{CL} y la córnea C , $df_n(i) = N+4$ y, en consecuencia, $df_n(ii) = N+5$, lo que corresponde a la situación $df_n = (N+4) + (N+5) + (N+3)$.

15 El resto del procedimiento puede llevarse a cabo de la misma manera que se ha descrito anteriormente.

15 En principio, la HOA de la imagen del ojo en la retina se puede registrar en transmisión usando los dispositivos de medición adecuados con una unidad de aberrometría. Por otra parte, la HOA de la superficie corneal se puede medir en reflexión usando una unidad de topografía. Esto significa que se dispone tanto de datos del frente de onda emergente S_M como de una descripción del área de refracción C de la córnea, incluida la HOA hasta un cierto orden n .

20 En el caso de una medición del frente de onda S_M también para la HOA, esto proporciona $df_n(iii) = N+3$ condiciones para el cálculo de parámetros. Si, además de la córnea C , también se mide preferentemente la profundidad de la cámara anterior d_{CL} , $df_n(i) = N+4$ y, por lo tanto, $df_n(ii) = N+5$, lo que corresponde a la situación $df_n = (N+4) + (N+5) + (N+3)$.

25 En tal caso, la HOA de la lente se puede seleccionar en la asignación del modelo de tal manera que el frente de onda medido se genere en orden inverso cuando un frente de onda que emana de un punto de la retina se propaga según los pasos 1 a 6. Si se ocupan entonces los parámetros del modelo del ojo, la propagación de este frente de onda que emana de un punto de la retina hacia la superficie de evaluación (según al menos algunos de los pasos 1 a 6 en orden inverso) puede conducir al frente de onda de referencia, que se usa entonces para una comparación con el frente de onda que emana de un objeto.

30 En principio, el procedimiento descrito anteriormente con referencia al documento WO 2013/104548 A1 se puede usar para ajustar L_1 , en el que los dos parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}) se determinan *a priori*. La única diferencia ahora es que la superficie delantera de la lente L_1 , incluidos sus N parámetros HOA, se puede adaptar a las mediciones hasta el orden n , correspondiente a $df_n(iii) = N+3$. La superficie posterior de la lente L_2 , que se desconoce por falta de valores de medición, se determina preferentemente de antemano incluyendo los N parámetros HOA hasta el orden n (por ejemplo, usando los valores de la literatura para el ojo medio de la población), lo que corresponde a $df_n(ii) = N+5$. Esto se consigue, en particular, por un lado, calculando el frente de onda medido S_M por medio de los pasos 1, 2 a través de la córnea C , también medida, y propagándolo al lado del objeto de la superficie delantera de la lente L_1 . Por otra parte, se calcula una onda esférica a partir de una fuente luminosa imaginaria en forma de punto sobre la retina, desde atrás hacia adelante, usando los pasos 6, 5, 4, que se realizan a la inversa, refractando esta onda esférica en la superficie posterior de la lente L_2 , previamente definida, y propagando el frente de onda obtenido desde la superficie posterior de la lente hacia el lado de la imagen de la superficie anterior de la lente L_1 . Los dos frentes de onda así determinados S_{L1} y S'_{L1} , situados respectivamente en el lado del objeto y en el lado de la imagen de la superficie delantera de la lente, presentan en general aberraciones de orden bajo y también una HOA, pero cuyos valores difieren entre los dos frentes de onda. Dado que los dos frentes de onda se producen en la misma trayectoria del haz de medición y, por lo tanto, deben relacionarse a través del paso 3 que falta, la superficie delantera de la lente refractiva L_1 se puede deducir a partir de esta diferencia de forma clara hasta el orden n , por ejemplo, usando el procedimiento descrito en G. Esser et al: "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence" (Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua), JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y de G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts" (Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua), JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)" procedimientos de cálculo conocidos.

35 Por otro lado, también es posible proceder de forma análoga al procedimiento descrito anteriormente con referencia al documento WO 2013/104548 A1 al ajustar L_2 , en el que los dos parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}) se determinan de nuevo *a priori*. Ahora, la superficie posterior de la lente L_2 , incluida su HOA, se adapta a las mediciones hasta el orden n una vez determinada la superficie anterior de la lente L_1 . Una diferencia respecto al ajuste de L_1 en particular es que el frente de onda medido S_M se somete a los pasos 1,2,3,4 y el frente de onda supuesto de la fuente de luz puntual sólo se somete al paso 6, y que el paso que falta para ajustar la superficie posterior de la lente L_2 es ahora el paso 5.

- El cálculo se basa, por ejemplo, en el procedimiento descrito en G. Esser et al: "Derivation of the refraction equations for higher order aberrations of local wavefronts at oblique incidence (Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua)", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y en G. Esser et al: "Derivation of the propagation equations for higher order aberrations of local wavefronts (Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales)", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)" para las etapas de refracción y propagación. En particular, tiene sentido trabajar desde los errores de mapeo del orden más bajo hasta el orden más alto de interés (normalmente el sexto).
- Para usar los formalismos mencionados, es ventajoso describir los frentes o las superficies de onda por la derivada local de la altura de la flecha en la dirección de los planos perpendiculares a la dirección de propagación. Es preferente que cualquier superficie o frente de onda que no tenga esta forma la adquiera primero. Esto puede hacerse, por ejemplo, por transformación de una representación de Zernike a la representación por derivadas locales, o por un ajuste precedente de una representación de altura de flecha. En el documento WO 2013/104548 A1, por ejemplo, se describe una representación técnica adecuada de áreas mediante coeficientes de Taylor.
- Por supuesto, las desviaciones (incluidas las aberraciones de segundo orden) también se pueden distribuir por las superficies anterior y posterior de la lente de la misma manera que en el caso anterior.
- En una forma de realización preferente, se propone que al menos uno de los parámetros de longitud d_L y d_{LR} no se especifique *a priori* ni se mida individualmente, sino que se calcule usando los datos de refracción individuales y los otros datos especificados (previamente). En particular, se proporciona al menos un valor medido o una hipótesis para uno de los grados de libertad de las superficies de las lentes L_1 o L_2 . Si se trata, por ejemplo, de un valor medido para la curvatura de L_1 en una sección normal, entonces d_{LR} (o D_{LR}) en particular se puede determinar a partir de él mediante cálculo.
- Si la especificación en las matrices de vergencia se refiere a la curvatura local (esto corresponde a la especificación de la HOA como coeficientes de una descomposición de Taylor), el D_{LR} y los parámetros faltantes de la lente se determinan primero como se describió anteriormente. Posteriormente, el formalismo de G. Esser et al: "Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: "Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)", la HOA de la lente puede construirse paso a paso desde el segundo hasta el enésimo orden.
- Si, por el contrario, se usa la curvatura media sobre una determinada pupila, como es el caso, por ejemplo, de la representación de Zernike, el grado de libertad D_{LR} también es fijo. En este formalismo, sería necesario un procedimiento iterativo debido a las dependencias. Sin embargo, esto se puede evitar convirtiendo entre las dos notaciones antes de iniciar el cálculo.
- En principio, la HOA de la imagen del ojo en la retina puede registrarse en transmisión usando dispositivos de medición adecuados con una unidad de aberrometría. Sin embargo, estos aparatos de aberrometría para registrar la HOA son bastante complejos y no están al alcance de todos los ópticos. Sin embargo, a menudo es posible con menos esfuerzo medir la HOA de la superficie corneal en reflexión usando una unidad de topografía. Aunque esto aún no aporta datos sobre el frente de onda emergente S_M pero al menos se dispone de una descripción del área de refracción C de la córnea, incluida la HOA hasta un cierto orden n .
- La invención ofrece la posibilidad de usar el modelo de ojo individual si se dispone de mediciones individuales de la HOA de la córnea pero no de mediciones individuales de la HOA del ojo. En una forma de realización preferente, se mide la profundidad de la cámara anterior d_{CL} además de la córnea C , es decir, $df_n(i) = N+4$. Cuando se usa un autorefractómetro (es decir, sin medición de la HOA) en lugar de un aberómetro (también en combinación con una refracción subjetiva) o el uso exclusivo de una refracción subjetiva sin usar un aberómetro o un autorefractómetro, la matriz de vergencia S_M de la LOA es conocida, pero aparte de eso no hay información individual sobre la HOA del frente de onda (camino óptico de medición) S_M de todo el ojo. Esto significa que, al igual que en el caso sin HOA, sólo hay $df_n(iii) = 3$ en lugar de $df_n(iii) = N+3$ condiciones de cálculo. Si se desea ocupar completamente el modelo hasta el orden n , es preferente especificar *a priori* $df_n(ii) = 2N+5$ en lugar de $df_n(ii) = N+5$ parámetros. Aquí también se favorece el caso en el que tanto d_L como d_{LR} pertenecen a los parámetros fijos *a priori*. Esto significa que al modelo se le pueden asignar los demás parámetros de distintas formas y usarlo para el cálculo y la optimización de una lente de gafas.
- En particular, este caso puede tratarse de la misma manera que se ha descrito anteriormente para la presencia de la HOA medido del ojo si se hacen hipótesis sobre la HOA del ojo. Un ejemplo de ello son los valores determinados a partir de un colectivo de sujetos de ensayo o los valores basados en modelos. Es preferente suponer una aberración esférica residual, ya que en particular de T. O. Salmon y C. van de Pol: Normal-ojo Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors (Coeficientes de Zernike de ojo normal y errores de raíz cuadrática media del frente de onda), J Cataract Refract Surg, Vol. 32, páginas 2064-2074 (2006) y de J. Porter et al: Monochromatic aberrations of the human eye in a large population (Aberraciones monocromáticas del ojo humano en una gran población), JOSAA, Vol. 18, No. 8 (2001) es significativamente diferente de cero por término medio en toda la población. La HOA de la lente se

calcula entonces de la misma manera que se ha descrito anteriormente, con la única diferencia de que los valores de HOA para S_M no se toman de una medición individual, sino que se basan en las hipótesis mencionadas anteriormente.

Alternativamente, si se hacen hipótesis adecuadas sobre la HOA de la lente, es decir, si la HOA de ambas superficies de la lente L_1 y L_2 se determina *a priori*, los algoritmos de G. Esser et al: "Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010) y por G. Esser et al: "Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)" la HOA del frente de onda S_M hasta el orden n se puede calcular retrocediendo por los pasos 6,5,4,3,2,1 desde la retina hasta la córnea. El cálculo de S_M también incluye los valores d_L y d_{LR} definidos *a priori*.

Para la LOA de las superficies de las lentes, no se realizan determinaciones *a priori* más allá de las explicaciones anteriores, ya que la LOA del frente de onda S_M por ejemplo, existe como matriz de vergencia medida S_M a partir de la refracción subjetiva, la medición del autorrefractor o una combinación de ambos.

Un caso preferente es que la HOA de las superficies de la lente en la base usada se establece en cero. Esta hipótesis es especialmente favorable en relación con la base Taylor. Esta hipótesis también se ve favorecida en relación con la base de Zernike. Aunque las HOA de S_M son una imagen directa de las HOA de C , porque las propagaciones implicadas también introducen la HOA en todos los casos, la ventaja de la desaparición de las HOA de las superficies de las lentes es la reducción del esfuerzo computacional debido a la desaparición de muchos términos.

Alternativamente, también se pueden seleccionar valores basados en modelos para la HOA de las superficies de las lentes. Esto se aplica en particular a las aberraciones esféricas, como T. O. Salmon y C. van de Pol: Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors, J Cataract Refract Surg, Vol. 32, páginas 2064-2074 (2006) y de J. Porter et al: Monochromatic aberrations of the human eye in a large population, JOSAA, Vol. 18, No. 8 (2001), se sabe que la aberración esférica del cristalino es claramente distinta de cero por término medio en la población. Se les puede seleccionar independientemente de los datos medidos o en función de los mismos (por ejemplo, valores de refracción, aberración esférica de la córnea).

Incluso si no se usa ni un topógrafo ni un aberrómetro, es decir, si no se dispone de datos de medición individuales sobre las HOA, se pueden plantear hipótesis basadas en modelos sobre las HOA de la córnea, el cristalino o el ojo y usarse en la asignación del modelo de ojo. Los valores supuestos también se pueden seleccionar sobre la base de los modelos correspondientes en función de los datos medidos (por ejemplo, valores de refracción, resultados de mediciones de topometría o autofractometría). Ya se han descrito anteriormente ejemplos del cálculo exacto, en los que se usan las hipótesis correspondientes en lugar de los valores de medición para las HOA. Esto se aplica de nuevo en particular a las aberraciones esféricas, ya que éstas son claramente diferentes de cero por término medio en toda la población. Esto puede seleccionarse independientemente de los datos medidos o en función de los datos medidos (por ejemplo, valores de refracción, resultados de la topometría o medición del autorefractómetro) y asignarse a la córnea, a una de las dos superficies de la lente o a combinaciones.

La presente invención ofrece la posibilidad de medir o hacer hipótesis sobre L_1 y L_2 para deducir S_M . Por lo tanto, se obtienen valores significativos para la HOA de S_M sin mediciones aberrométricas. Tampoco es necesario tener un conocimiento preciso de los parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}), por lo que el formalismo también se puede usar sin el cálculo de d_{LR} descrito en la Sección 3. A diferencia de los errores de segundo orden del frente de onda S_M las HOA dependen de S_M sólo tan débilmente de los parámetros de longitud d_L y d_{LR} (o D_{LR}) que para la adaptación de las HOA de S_M , la elección de valores *a priori* para d_L y d_{LR} -dentro del rango fisiológicamente sensible- tiene poca influencia y, en consecuencia, también se pueden usar parámetros estándar.

Una aplicación de este procedimiento es que las optimizaciones de lentes pueden llevarse a cabo sin mediciones aberrométricas individuales (por ejemplo, basadas en mediciones topográficas), teniendo en cuenta la HOA del ojo, tal como la optimización DNEye.

La evaluación de las aberraciones durante el proceso de cálculo u optimización se puede realizar en diferentes puntos de la trayectoria del haz, es decir, la superficie de evaluación puede proporcionarse en diferentes posiciones. En lugar de en la retina o en la superficie posterior del cristalino, el frente de onda de la imagen también se puede evaluar en una superficie situada más adelante en el modelo de ojo. Para ello, se define un frente de onda de referencia R en el modelo de ojo, que se usa, por ejemplo, para la optimización del cristal. Este frente de onda de referencia tiene la característica de dar lugar a una imagen en forma de punto cuando se propaga a través del ojo hasta la retina. En consecuencia, el frente de onda de referencia puede determinarse retropropagando un frente de onda que converge a un punto de la retina desde la retina hasta la posición del frente de onda de referencia. Por ejemplo, dado que el frente de onda medido S_M es exactamente el frente de onda que emerge de una fuente de luz puntual en la retina, éste también puede propagarse hacia el interior del ojo hasta la posición del frente de onda de referencia en su lugar.

Desde un punto de vista matemático, ambos enfoques son equivalentes y conducen a las mismas fórmulas para el frente de onda de referencia. A continuación, se selecciona la trayectoria que requiere menos pasos de propagación y permite una visualización más sencilla para derivar los frentes de onda de referencia correspondientes. A

continuación sólo se describe, a modo de ejemplo, el tratamiento de los componentes de desenfoque y astigmatismo. Sin embargo, también es posible y ventajosa una ampliación a la HOA y el uso de la refracción subjetiva.

5 Si se tiene en cuenta la HOA, se pueden calcular de forma análoga al cálculo de la HOA según las explicaciones siguientes por refracción(G. Esser et al: "Derivación de las ecuaciones de refracción para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales en incidencia oblicua", JOSAA, Vol. 27, No. 2 (2010)) y Propagación(G. Esser et al: "Derivación de las ecuaciones de propagación para aberraciones de orden superior de frentes de onda locales", JOSAA, Vol. 28, No. 11 (2011)).

10 Dado que la propagación del frente de onda es un proceso no lineal, la optimización de lentes que evalúa un frente de onda de imagen por comparación con un frente de onda de referencia conduce generalmente a diferentes resultados dependiendo de la superficie dentro del ojo en la que tiene lugar esta comparación.

15 En una forma de realización preferente, sólo se omite el último paso (en particular el paso 6b), es decir, la propagación desde el AP a la retina. Por lo tanto, el frente de onda incidente sólo se simula hasta el AP después de la refracción en la superficie posterior de la lente (es decir, cálculo de S_{AP} según el paso 6a anterior) y, a continuación, se compara con un frente de onda de referencia R_{AP} . Se caracteriza por producir una imagen en forma de punto cuando se propaga a la retina. De acuerdo con lo anterior, la matriz de vergencia de este frente de onda es simplemente

20
$$R_{AP} = D_{AP} = D_{LR}^{(b)} = \frac{1}{\tau_{LR}^{(b)}} \mathbf{1} = \frac{1}{\tau_{LR} - \tau_{LR}^{(a)}} \mathbf{1} = \frac{1}{1/D_{LR} - d_{LR}^{(a)}/n_{LR}} \mathbf{1}$$

con la D_{LR} determinada a partir de las ecuaciones (2) y (3) y el valor negativo (dependiente de la acomodación) $d_{LR}^{(a)} < 0$ cuya magnitud describe la distancia entre la superficie posterior de la lente y el AP.

25 En otra forma de realización preferente, también se omite el penúltimo paso, es decir, la propagación desde la superficie posterior de la lente hasta la retina. Por tanto, el frente de onda incidente sólo se simula hasta después de la refracción en la superficie posterior de la lente (es decir, el cálculo de S_{L2} según el paso 5 anterior) y se compara allí con un frente de onda de referencia R_{L2} . Se caracteriza por producir una imagen en forma de punto cuando se propaga a la retina. De acuerdo con lo anterior, la matriz de vergencia de este frente de onda es simplemente

30
$$R'_{L2} = D'_{L2} = D_{LR} \cdot \mathbf{1}$$

con el D_{LR} determinado a partir de la ecuación (2) o (3).

35 Otra simplificación resulta si la comparación se hace antes de la refracción por la superficie posterior de la lente. En este caso, se debe simular, es decir, debe calcularse, el frente de onda incidente sólo hasta S_{L2} según el paso 4 anterior. Para ello, análogamente a S_{L2} , un frente de onda de referencia R_{L2} que, tras la refracción en la superficie posterior del cristalino y la propagación a la retina, produce una imagen en forma de punto. Esto viene determinado por

40
$$R_{L2} = R'_{L2} - L_2 = D_{LR} \cdot \mathbf{1} - L_2$$

con el D_{LR} determinado a partir de la ecuación (2) o (3) y el L_2 conocido a partir de la bibliografía o de mediciones.

45 En el caso de una superficie posterior de lente rotacionalmente simétrica, esto se simplifica a $R_{L2} = (D_{LR} - L_{2,xx}) \cdot \mathbf{1}$

En particular, si el espesor de la lente también se toma de la literatura, es posible en otra forma de realización preferente prescindir de la propagación a través de la lente como el siguiente paso de simplificación y llevar a cabo la comparación detrás de la refracción a través de la superficie delantera de la lente. Como continuación de lo anterior, se usa preferentemente para este fin un frente de onda de referencia R_{L1} , que consiste en R_{L2} por propagación retrógrada alrededor del espesor de la lente y tiene la siguiente matriz de vergencia:

50
$$R'_{L1} = R_{L2} / (1 + \tau_L R_{L2})$$

con el D_{LR} determinado a partir de la ecuación (2) o (3) y el $\tau_L = d_{L/nL}$ conocido a partir de la bibliografía o de mediciones, así como la matriz de vergencia R_{L2} determinada a partir de las ecuaciones (6) o (7).

55 En el caso de una superficie posterior de lente rotacionalmente simétrica, esto se simplifica a

$$R'_{L1} = \frac{D_{LR} - L_{2,xx}}{1 + \tau_L \cdot (D_{LR} - L_{2,xx})} \cdot \mathbf{1}$$

60 Como en los modelos anteriores, aunque la consideración tenga lugar antes de los últimos pasos y -dependiendo de la notación- la variable D_{LR} no aparezca explícitamente, esta variable sigue estando incluida al menos implícitamente junto con d_L y L_2 , ya que juntas controlan la distribución del efecto L_1 en la superficie delantera de la lente.

5 Otra simplificación resulta si la comparación se realiza antes de la refracción a través de la superficie delantera de la lente. En este caso, el frente de onda incidente sólo tiene que alcanzar S_{L1} según el paso 2. Para ello, se define un frente de onda de referencia R_{L1} análogo a R_{L1} , que converge a un punto tras la refracción en la superficie frontal del cristalino y los pasos posteriores en la retina. Puede calcularse mediante la refracción de R_{L1} en L_1 o directamente a partir de la refracción del frente de onda medido S_M medido en la córnea C y su posterior propagación por d_{CL} . En ambos casos se obtiene

$$R_{L1} = \frac{S_M + C}{1 - \tau_{CL} \cdot (S_M + C)}$$

10 Esto ya no incluye las variables D_{LR} , d_L y L_2 , por lo que son suficientes S_M , C y d_{CL} .

Una forma de realización en la que la comparación se lleva a cabo después de la refracción en la córnea implica relativamente poco esfuerzo computacional. En este caso sólo se deben tener en cuenta S_M y C :

15 $R'_C = S_M + C$

Otra opción muy eficiente es posicionar la superficie de evaluación en la pupila de salida del modelo de ojo. Esto es preferentemente delante de la superficie posterior de la lente.

20 **Otros aspectos**

En los párrafos siguientes, se describen aspectos relevantes tanto para el primer enfoque como para el segundo de la invención, a menos que se indique expresamente lo contrario:

25 En particular, a continuación, se vuelven a resumir, a modo de ejemplo, los dispositivos disponibles en el mercado con los que se pueden llevar a cabo las mediciones de parámetros necesarias o preferentes para la invención. Todos los dispositivos enumerados aquí también se describen, por ejemplo, en M. Kaschke et al. "Optical Devices in Ophthalmology and Optometry", Wiley-VCH (2014):

- 30 • Forma de la superficie anterior de la córnea: La forma de la superficie anterior de la córnea puede determinarse mediante queratógrafos (por ejemplo, el queratógrafo de disco Plácido ATLAS 9000 de Zeiss, el queratógrafo de objetivo pequeño E300 de Medmont y la unidad de disco Plácido del Galilei G2 de Ziemer). En los casos en los que sólo se determinan y usan las curvaturas, también es posible el uso de queratómetros (por ejemplo, queratómetro manual Helmholtz-Littmann de Zeiss, queratómetro manual Javal-Schiötz de Haag-Streit y la unidad automática de queratometría electroóptica del IOL Master de Zeiss).
- 35 • Forma de las superficies anterior y posterior de la lente: La forma de las superficies del cristalino puede medirse en sección o tridimensionalmente con cámaras Scheimpflug (por ejemplo, Pantacam de Oculus, SL-45 de Topcon y Galilei G2 de Ziemer) y OCT (por ejemplo, IOL Master de 500 de Zeiss, SL-OCT de Heidelberg y Visante OCT de Zeiss).
- 40 • Distancia entre las superficies descritas: Las distancias entre las tres superficies mencionadas pueden medirse con algunas de las cámaras Scheimpflug y OCT mencionadas anteriormente, así como con la Lenstar LS900 de Haag-Streit. Algunos de estos dispositivos también se podrían usar para medir la distancia entre estas superficies y la retina. Sin embargo, estas mediciones suelen llevar mucho tiempo y pueden evitarse en el contexto de la presente invención. Para un ejemplo de esto, consultar R. B. Rabbetts "Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics", Butterworth Heinemann Elsevier Health Sciences (2007) .
- 45 • Índices de refracción de los medios implicados: No es necesario mencionar los dispositivos con los que se pueden medir los índices de refracción de los medios implicados, ya que estos valores se toman preferentemente de la bibliografía. Para un ejemplo de esto, consultar R. B. Rabbetts "Bennett & Rabbetts' Clinical Visual Optics", Butterworth Heinemann Elsevier Health Sciences (2007) .
- 50 • Aberración de orden superior o inferior del ojo: Los errores de imagen del ojo pueden medirse con aberrómetros (por ejemplo, iProfiler de Zeiss y KR-1W de Topcon basados en sensores Schack-Hartmann y OPD-Scan III de Nidek basado en Siascopia dinámica). El uso de autorefractómetros (por ejemplo, RM-8900 de Topcon y KW-2000 de Kowa) es suficiente para observar las aberraciones de orden bajo.

Lista de símbolos de referencia

10	Haz principal
12	Ojo
5	14 Primera superficie de la lente (superficie frontal)
	16 Segunda superficie de la lente (superficie posterior)
	18 Superficie anterior de la córnea
	20 Lente del cristalino
10	

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento implementado por ordenador para establecer parámetros individuales relevantes de al menos un ojo de un usuario de gafas para el cálculo o la optimización y la fabricación de una lente de gafas para el al menos un ojo del usuario de gafas, que comprende los pasos de:
- Proporcionar datos de refracción individuales de al menos un ojo del usuario de gafas; y
 - Establecer un modelo de ojo individual en el que al menos se establecen
 - la forma de una superficie anterior de la córnea (18) de un modelo de ojo (12) del modelo de ojo;
 - una distancia córnea-lente;
 - parámetros del cristalino del modelo de ojo; y
 - la distancia lente-retina
 como parámetros del modelo de ojo sobre la base de valores de medición individuales para el ojo del usuario de gafas y/o sobre la base de valores estándar y/o sobre la base de los datos de refracción individuales proporcionados, de tal manera que al menos el establecimiento de la distancia lente-retina se lleva a cabo calculando, a partir de valores de medición individuales y establecimientos a priori para otros parámetros del modelo de ojo, de tal manera que el modelo de ojo (12) presente los datos de refracción individuales proporcionados.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que el establecimiento de la forma de la superficie anterior de la córnea (18) del ojo (12) se basa en mediciones individuales, al menos parcialmente a lo largo de las secciones principales de la córnea del al menos un ojo; y/o en el que el establecimiento de la forma de la superficie anterior de la córnea (18) del ojo (12) se lleva a cabo a partir de mediciones individuales de la topografía de la córnea del al menos un ojo; y/o en el que la el establecimiento de la distancia córnea-lente se lleva a cabo sobre la base de valores de medición individuales para la distancia córnea-lente.
3. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el establecimiento de los parámetros de la lente del modelo de ojo comprende el establecimiento de los siguientes parámetros:
- Forma de la superficie delantera de la lente;
 - Grosor de la lente; y
 - Forma de la superficie posterior de la lente.
4. Procedimiento según la reivindicación 3, en el que el establecimiento del espesor de la lente y de la forma de la superficie posterior de la lente se llevan a cabo a partir de valores estándar prefijados, y en el que el establecimiento de la forma de la superficie delantera de la lente comprende:
- Proporcionar valores estándar para una curvatura media de la superficie delantera de la lente; y
 - Cálculo de la forma de la superficie delantera de la lente, teniendo en cuenta los datos de refracción individuales proporcionados.
5. Procedimiento según la reivindicación 3, en el que el establecimiento de la forma de la superficie delantera de la lente comprende:
- Proporcionar un valor de medición personalizado de la curvatura en una sección normal de la superficie delantera de la lente, y, opcionalmente,
- en donde el establecimiento del espesor de la lente y de la forma de la superficie posterior de la lente se lleva a cabo sobre la base de valores estándar, y en donde el establecimiento de la forma de la superficie anterior de la lente comprende
- Calcular la forma de la superficie anterior de la lente, teniendo en cuenta los datos de refracción individuales proporcionados.
6. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, en el que el establecimiento de los parámetros de la lente del modelo de ojo comprende el establecimiento de un efecto óptico de la lente.
7. Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, que comprende además:
- Visualización de la distancia lente-retina calculada; y/o
 - Establecimiento de la longitud ocular del modelo de ojo, teniendo en cuenta la distancia lente-retina calculada, y visualización de la longitud ocular determinada.
8. Procedimiento implementado por ordenador para calcular u optimizar una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas con el fin de fabricar la lente de gafas, que comprende
- un procedimiento para determinar los parámetros individuales relevantes de al menos un ojo del usuario de gafas según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7;
 - Especificación de una primera superficie (14) y de una segunda superficie (16) para la lente de gafas que debe calcularse u optimizarse;
 - Determinación el curso de un haz principal (10) a través de al menos un punto de visión (i) de al menos una superficie (14; 16) de la lente de gafas que hay que calcular u optimizar en el modelo de ojo (12);

- 5 - Evaluación de una aberración de frente de onda resultante a lo largo del haz principal de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas en una superficie de evaluación en comparación con un frente de onda que converge en un punto de la retina del modelo de ojo;
- 5 - variación iterativa de la al menos una superficie (14; 16) de la lente de gafas que hay que calcular u optimizar hasta que la aberración evaluada corresponda a una aberración nominal predeterminada.
9. Procedimiento según la reivindicación 8, en el que la superficie de evaluación está situada entre la superficie anterior de la córnea y la retina, preferentemente entre el cristalino y la retina del modelo de ojo; o bien en el que la superficie de evaluación está situada en la pupila de salida del modelo de ojo.
10. Dispositivo para determinar parámetros individuales relevantes de al menos un ojo de un usuario de gafas para el cálculo o la optimización y la fabricación de una lente de gafas para el al menos un ojo del usuario de gafas, que comprende:
- 15 - una interfaz de datos para proporcionar datos de refracción individuales de al menos un ojo (12) del usuario de gafas; y
- 15 - un módulo de modelización para establecer un modelo de ojo individual, que se establecen al menos
- la forma de una superficie anterior de la córnea (18) de un modelo de ojo (12) del modelo de ojo;
- una distancia córnea-lente;
- 20 -- parámetros del cristalino del modelo de ojo; y
- 20 -- una distancia lente-retina;
- como parámetros del modelo de ojo sobre la base de valores de medición individuales para el ojo del usuario de gafas y/o sobre la base de valores estándar y/o sobre la base de los datos de refracción individuales proporcionados, de tal manera que al menos la distancia lente-retina se establece calculando a partir de valores de medición individuales y establecimientos a priori para otros parámetros del modelo de ojo de tal manera que el modelo de ojo (12) presente los datos de refracción individuales proporcionados.
- 25 11. Dispositivo según la reivindicación 10, en el que el módulo de modelización está adaptado para la determinación de una longitud ocular del modelo de ojo teniendo en cuenta la distancia lente-retina calculada; y/o en donde el dispositivo comprende además un medio de visualización para mostrar la distancia lente-retina calculada y/o la longitud ocular determinada; y/o en donde el dispositivo está realizado como aberrómetro y/o como topógrafo.
- 30 12. Dispositivo para el cálculo o la optimización de una lente de gafas para al menos un ojo de un usuario de gafas con el fin de fabricar la lente de gafas, que comprende:
- 35 - un dispositivo para determinar los parámetros individuales relevantes de al menos un ojo del usuario de gafas según cualquiera de las reivindicaciones 10 a 11;
- una base de datos de modelos de superficie para especificar una primera superficie (14) y una segunda superficie (16) de la lente de gafas que hay que calcular u optimizar;
- 40 - un módulo de determinación del rayo principal para determinar el curso de un rayo principal (10) a través de al menos un punto de visión (i) de al menos una superficie (14; 16) de la lente de gafas que hay que calcular u optimizar en el modelo de ojo (12);
- un módulo de evaluación para evaluar la aberración de un frente de onda resultante a lo largo del haz principal de un frente de onda esférico que incide sobre la primera superficie de la lente de gafas en una superficie de evaluación en comparación con un frente de onda que converge en un punto de la retina del modelo de ojo; y
- 45 - un módulo de optimización varía iterativamente la al menos una superficie (14; 16) de la lente de gafas que debe calcularse u optimizarse hasta que la aberración evaluada corresponda a una aberración nominal predeterminada.
13. Producto de programa informático que comprende un código de programa que, cuando se carga y ejecuta en un ordenador, está adaptado para realizar un procedimiento para la determinación de parámetros individuales relevantes de al menos un ojo de un usuario de gafas según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 y/o un procedimiento para el cálculo o la optimización de una lente de gafas según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 9.
- 50 14. Procedimiento para la fabricación de una lente de gafas, que comprende:
- Cálculo u optimización de una lente de gafas según el procedimiento para el cálculo o la optimización de una lente de gafas según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 9; y
- 55 Producción de la lente calculada u optimizada.
15. Dispositivo para la fabricación de una lente de gafas, que comprende:
- 60 Medios de cálculo u optimización adaptados para calcular u optimizar la lente de gafas según un procedimiento para el cálculo o la optimización de una lente de gafas según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 9; y
- Medios de tratamiento destinados a tratar la lente de gafas en función del resultado del cálculo o de la optimización.
- 65

