

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 823 651**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/11** (2006.01)

**G02C 7/02** (2006.01)

**G02C 7/06** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.12.2012 PCT/EP2012/005153**

87 Fecha y número de publicación internacional: **20.06.2013 WO13087212**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.12.2012 E 12813758 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.07.2020 EP 2790567**

54 Título: **Ajuste de una lente de gafas dependiente de la luminosidad**

30 Prioridad:

**13.12.2011 DE 102011120974**

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

**07.05.2021**

73 Titular/es:

**RODENSTOCK GMBH (100.0%)  
Elsenheimer Straße 33  
80687 München, DE**

72 Inventor/es:

**TRUMM, STEPHAN;  
SEITZ, PETER;  
SESSNER, RAINER;  
MUSCHIELOK, ADAM;  
ALTHEIMER, HELMUT;  
BECKEN, WOLFGANG;  
WELK, ANDREA;  
SEIDEMANN, ANNE;  
HAUK, WOLFGANG y  
ESSER, GREGOR**

74 Agente/Representante:

**AYMAT ESCALADA, Carlos Jesús**

ES 2 823 651 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**

Ajuste de una lente de gafas dependiente de la luminosidad

5 La presente invención se refiere a la optimización y la fabricación de lentes para un usuario de gafas teniendo en cuenta las condiciones de luz de una situación de uso individual para la que se pretende optimizar la lente en cuestión.

Para la fabricación y/u optimización de lentes, en particular de lentes individuales, cada lente se fabrica de modo que se consigue, para cada dirección deseada de la mirada o para cada punto objeto deseado, la mejor corrección posible de un fallo de refracción del ojo en cuestión del usuario de gafas. Por lo general una lente se considera de corrección plena para una dirección de mirada dada si los valores esfera, cilindro y eje del frente de onda, al atravesar la bola del  
 10 vértice, coinciden con los valores para esfera, cilindro y eje de la prescripción del ojo de visión defectuosa. Para la determinación de la refracción para un ojo de un usuario de gafas se determinan valores dióptricos (en particular esfera, cilindro, posición del eje) para una distancia amplia (por lo general infinita) y en su caso (para lentes multifocales o lentes progresivas) una adición para una distancia cercana (p. ej. según DIN 58208). Así se establece la prescripción (en particular esfera, cilindro, posición del eje y en su caso adición) que se envía a un fabricante de lentes. Con las  
 15 lentes modernas se pueden indicar además distancias con el objeto discrepantes con la norma que se utilizaron para determinar la refracción.

Al mismo tiempo una corrección completa para todas las direcciones de la mirada es imposible en el caso normal. Por ello las lentes se fabrican de tal modo que consigan, sobre todo en las direcciones de uso principales y en particular en los ámbitos de visión centrales, una buena corrección de ametropías del ojo y errores de reproducción menores,  
 20 admitiendo en ámbitos periféricos errores de reproducción mayores.

Para fabricar una lente de este tipo se efectúa en primer lugar un cálculo de las superficies de la lente y/o de al menos una de las superficies de la lente de modo que así se consiga la distribución deseada de los errores de reproducción inevitables. Este cálculo y esta optimización se realizan normalmente por medio de un procedimiento de variación iterativo minimizando una función objetivo. Como función objetivo se tiene en cuenta y se minimiza en particular una  
 25 función F con la siguiente relación funcional con el efecto esférico S, con la cifra del efecto cilíndrico Z y con la posición del eje del cilindro  $\alpha$  (denominada también "combinación SZA"):

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

30 Aquí se tienen en cuenta en la función objetivo F, en los puntos de evaluación i de la lente al menos los déficit de refracción reales del efecto esférico  $S_{\Delta,i}$  y del efecto cilíndrico  $Z_{\Delta,i}$ , y las indicaciones de valor teórico para los déficit de refracción del efecto esférico  $S_{\Delta,i,valor\ te\ orico}$  y del efecto cilíndrico  $Z_{\Delta,i,valor\ te\ orico}$ .

Ya en la patente DE 103 13 275 se reconoció que resulta ventajoso indicar los datos de valor teórico no como valores absolutos de las características a optimizar, sino como la desviación de éstas frente a la prescripción, esto es, como  
 35 desajuste requerido. Esto tiene la ventaja de que las indicaciones de valor teórico son independientes de la prescripción ( $Esf_v$ ,  $Cil_v$ ,  $Ejev$ ,  $Pr_v$ ,  $B_v$ ), y de que las indicaciones de valor teórico no se tienen que modificar para cada prescripción individual. Así pues, en la función objetivo tampoco confluyen también como valores "reales" de las características a optimizar valores absolutos de estas características ópticas, sino las desviaciones respecto de la prescripción. Esto tiene la ventaja de que las indicaciones de valores teóricos se pueden establecer con independencia de la prescripción  
 40 y no se tienen que modificar para cada prescripción individual.

Los déficit de refracción en los puntos de evaluación en cuestión se tienen en cuenta preferiblemente con factores de ponderación  $g_{i,S\Delta}$  y/o  $g_{i,Z\Delta}$ . Aquí las indicaciones de valor teórico forman, para los déficit de refracción del efecto esférico

$S_{\Delta,i,valor\ te\acute{o}rico}$  y/o del efecto cil\ndrico  $Z_{\Delta,i,valor\ te\acute{o}rico}$ , en particular junto con los factores de ponderaci\on  $g_{i,S\Delta}$  y/o  $g_{i,Z\Delta}$ , el llamado "design" o dise\o de la lente. Adem\as se pueden tener en cuenta, en particular, otros residuos, en particular otras magnitudes a optimizar, como p. ej. el coma y/o la aberraci\on esf\erica y/o el prisma y/o el aumento y/o la distorsi\on anam\orfica, etc., lo que se da a entender con la expresi\on "+...". As\i pues, el dise\o de una lente establece en particular

5 el tipo de la distribuci\on de los errores de reproducci\on sobre la lente. Preferiblemente se establece, para una pluralidad de puntos de evaluaci\on sobre la lente, el tama\o del error de reproducci\on a conseguir y en su caso el tama\o de la ponderaci\on de \e\ste en la funci\on objetivo.

Preferiblemente el dise\o de una lente incluye tambi\en el establecimiento de la posici\on de uno o varios puntos destacados, en particular puntos de referencia, como p. ej. la posici\on de un punto de referencia lejano y/o de un punto

10 de referencia cercano y/o de un punto de referencia del prisma y/o de un punto de centrado y/o una posici\on, o un recorrido de una l\inea de mirada principal. Mientras que los dise\os de lentes, en los inicios de las lentes progresivas se indicaban con una graduaci\on establecida por los fabricantes de lentes seg\un criterios diferentes, el ajuste de las lentes para usuarios de gafas individuales se individualiz\o cada vez m\as en el transcurso de los a\os. En particular los dise\os de lentes tuvieron en cuenta circunstancias individuales, como p. ej. medidas y posici\on de la montura

15 individual de las gafas (p. ej. inclinaci\on hacia delante, \angulo del plano de la montura), par\ametros habituales (p. ej. posici\on de la cabeza, movimiento de la cabeza), una situaci\on de uso individual (modelo individual de distancia respecto del objeto) o circunstancias anat\omicas individuales (p. ej. distancia del v\ertice de la c\ornea).

Adem\as del dise\o de la lente, el centrado correcto desempe\na una funci\on importante. As\i, para el ajuste de las gafas se miden actualmente – entre otros par\ametros – sobre todo las distancias pupilares con mirada a lo lejos (DMP lejana).

20 En el caso de gafas progresivas se mide normalmente – tambi\en con cristales por lo dem\as muy individualizados – la DMP lejana, y para determinar la DMP cercana y/o el recorrido de la l\inea de mirada principal se trabaja con un modelo simplificado (giro del ojo alrededor de un punto) y con par\ametros est\andar (habitualmente el radio del ojo derivado del modelo seg\un Gullstrand, ver DIN 5340). La DMP lejana se mide de forma aproximada con la mayor\ia de los sistemas convencionales de centrado por v\ideo planteando una tarea de visi\on para una cierta distancia con el aparato, distancia

25 que se considera suficientemente grande.

Para seguir mejorando el ajuste individual de una lente o de unas gafas se consideran tambi\en modelos claramente m\as detallados para la descripci\on de la anatom\ia del ojo y del aparato muscular que mueve el ojo. As\i se pueden establecer, para rotaciones horizontales y verticales, diferentes ejes con diferentes radios. Adem\as, se puede distinguir

30 entre el centro giratorio mec\anico y \fotico del ojo. Pese a todos los esfuerzos desplegados hasta la fecha para obtener el registro m\as preciso posible del movimiento individual del ojo la calidad del ajuste individual de una lente o de unas gafas presenta siempre sus l\imites.

Para el ajuste de gafas se mide hasta la fecha, manualmente o mediante sistemas de centrado por v\ideo, adem\as de otros par\ametros, en particular la posici\on de la pupila (distancias pupilares y alturas de tallado) con mirada a lo lejos en condiciones de luz por lo general no definidas. Aqu\i no se tiene en cuenta las magnitudes o posiciones reales de

35 las pupilas para las condiciones de luz existentes con el posterior uso de las gafas.

El folleto US 2010/0271596 A1 publica lentes de contacto multifocales, cuyos diferentes \ambitos se establecen con la ayuda del tama\o de pupila dependiente de la luminosidad. El folleto WO 2006/2101656 A2 publica un dispositivo de medici\on para la determinaci\on de modificaciones fisiol\ogicas del ojo a diferentes distancias de visi\on.

El objetivo de la presente invenci\on es obtener una mejora del ajuste individual de lentes. Este objetivo se resuelve

40 mediante un procedimiento con las caracterfsticas indicadas en las reivindicaciones 1 \o 2. Las formas de realizaci\on preferidas son el objeto de las reivindicaciones dependientes.

Así pues, la invención ofrece en un aspecto un procedimiento para el ajuste, en particular optimización y fabricación, de una lente individual para al menos un ojo de un usuario de gafas, incluyendo en particular un registro de datos individuales para al menos un ojo del usuario de gafas. Aquí el registro de datos individuales incluye la determinación de una situación de uso individual, que incluye al menos un valor teórico de luminosidad para la luz a registrar por el ojo, al menos uno, en la situación de uso prevista en la que la lente debe desempeñar su función. Como valor teórico de luminosidad se establece preferiblemente un valor teórico de la luminancia (media). Preferiblemente la situación de uso individual establece, al menos parcialmente, un modelo de distancia al objeto, esto es, establece, para al menos una o varias direcciones de la mirada, la distancia a los objetos esperada en la situación de uso individual de una lente a ajustar. Para una lente progresiva se establecen aquí, por ejemplo, al menos la distancia al objeto esperada para una dirección de mirada correspondiente a un punto de referencia lejano de la lente y una dirección de mirada correspondiente a un punto de referencia cercano de la lente.

Además el procedimiento (en particular el registro de datos individuales) incluye la determinación de una posición de la pupila individual de al menos un ojo esperada o existente con al menos un valor teórico de luminosidad y con al menos una dirección de mirada de al menos un ojo, esto es, con al menos una posición de ojos. Por tanto, se determina la posición individual de la pupila que resulta para al menos un ojo del usuario de gafas con el valor teórico establecido en la situación de uso individual de la luminancia (media) registrada por el ojo. Aquí se prefieren en particular dos variantes de procedimiento alternativas.

En una de estas variantes de procedimiento preferidas se registra (directa o indirectamente) la posición individual de la pupila mientras el ojo, al menos uno, está expuesto al valor teórico de luminosidad establecido. Así pues, durante el registro de la posición de la pupila en al menos una dirección de la mirada se ajusta el estado de luminosidad esperado en la posterior situación de uso real.

En otra variante de procedimiento preferida se establece una relación formal entre la luminosidad y la posición de la pupila de al menos un ojo. Además, se registra la luminosidad que incide sobre el ojo durante el registro de la posición de la pupila. A continuación se efectúa, para la transformación al valor teórico de luminosidad por medio de la relación establecida entre la luminosidad y la posición, la correspondiente corrección de la posición de la pupila.

El establecimiento del valor teórico de luminosidad, al menos uno, se efectúa preferiblemente mediante una incorporación de datos del usuario, bien directamente como valor numérico, mediante selección entre valores numéricos predeterminados o entre un intervalo de valores predeterminado, o mediante selección de campos de uso predeterminados para los que se depositan valores de luminosidad típicos (p. ej. diferenciación entre gafas de día y de noche para conductores; deporte al aire libre, trabajo al ordenador, etc.). Hasta la fecha las situaciones de uso de este tipo se diferenciaban ocasionalmente en las típicas distancias de los objetos, pero no se tenían en cuenta las luminosidades esperables en el caso concreto ni su influjo individual sobre la posición de la pupila. Así, para el dimensionamiento de los ojos, en particular para el centrado, no se tenía en cuenta hasta ahora la luminosidad no existente realmente durante la medición.

En cambio, en la presente invención se reconoció que, al tener en cuenta la luminosidad real en la situación de uso individual, y el influjo de dicha luminosidad sobre la posición de la pupila, en particular con una adaptación asimétrica de la pupila para diferentes luminosidades, se conseguía ya al centrar una lente, preferiblemente también al optimizar y fabricar una lente de forma sencilla, una mejora en la adaptación individual de lentes.

En este sentido el procedimiento incluye además la determinación de un punto de referencia de la lente, en el que la lente provoca una corrección de datos de refracción individuales, requerida para al menos una dirección de mirada. El requisito de la corrección se establece preferiblemente mediante una función objetivo, en la que confluyen datos de refracción calculados individualmente, en particular para direcciones de mirada diferentes (p. ej. como recorrido de la

potencia de refracción), junto con tolerancias o indicaciones para desviaciones respecto de la corrección completa (el llamado "design"). Así pues, en función del uso previsto los datos de refracción se registran preferiblemente con una variedad de direcciones de mirada. Así, para una lente multifocal o una lente progresiva se registra preferiblemente, al menos, una refracción a lejana y una refracción cercana de al menos un ojo, de lo que se deduce, para una lente progresiva, en particular también la adición necesaria.

[El efecto óptico requerido de la lente que se trata de optimizar y de fabricar depende aquí, para cada dirección de mirada, en particular del alejamiento de los objetos en la situación de uso prevista. Dicha situación se describe preferiblemente, para cada dirección de mirada, mediante el modelo indicado de distancia respecto del objeto. En este sentido se puede elegir como punto de referencia, al menos uno, por ejemplo un punto de referencia lejano y/o un punto de referencia cercano y/o un punto de centrado de la lente. La refracción individual a corregir, al menos parcialmente, en el punto de referencia, al menos uno, se puede medir directamente para el usuario de las gafas (p. ej. para el punto de referencia lejano o cercano) o se puede deducir a partir de valores medidos para otras direcciones de mirada, p. ej. a partir de un recorrido deseado de un aumento de efecto entre el intervalo lejano y el cercano (p. ej. para un punto de referencia diferente al punto de referencia lejano o cercano).

Por otra parte el procedimiento incluye la puesta a disposición y la colocación de una lente (en particular un tallado de la lente en la montura) de un tipo tal que un punto de referencia, al menos uno, de la lente (p. ej. el punto de centrado) se dispone en función del valor, determinado individualmente, de la posición de la pupila ante el ojo, al menos uno, del usuario de gafas. Así pues, con otras palabras, la lente se pone a disposición y se coloca de tal modo (o se conforma para su colocación) que el usuario de gafas, en la situación de uso individual y mirando en al menos una dirección de mirada para la que se ha determinado el valor individual de la posición de la pupila (esto es, la posición individual de la pupila), mira a través del punto referencia determinado de la lente. Así, se coloca preferiblemente un punto de centrado de la lente utilizando como punto de referencia, en particular con la mirada en al menos una dirección horizontal, ante la posición de la pupila dada y/o esperable con el valor de luminosidad establecido. Así pues, se produce, en particular para la colocación por tallado de la lente en la moldura deseada, un centrado de la lente dependiente de la luminosidad existente en la situación de uso individual.

Mientras que hasta la fecha, por ejemplo para el centrado de la lente o para la medición de los datos de centrado (p. ej. de la distancia pupilar o de la altura del tallado), no se tenía en cuenta la luminosidad dominante en este momento ni la luminosidad para la situación de uso deseada, se produce según la invención un centrado individual dependiente de la luminosidad determinando el influjo individual de la luminosidad sobre la posición de la pupila y teniéndolo en cuenta.

En lo sucesivo entendemos aquí por centrado no sólo el posicionamiento de las lentes en la montura sino, preferiblemente, también la posición de los puntos de diseño entre sí, y preferiblemente incluso el recorrido de la línea de mirada principal.

Así, en otro aspecto de la invención se llega incluso a considerar la posición individual de la pupila, dependiente de la luminosidad, para la optimización de una lente. En este aspecto la invención ofrece, pues, un procedimiento para optimizar y fabricar una lente individual para al menos un ojo de un usuario de gafas, que incluye el establecimiento de una situación de uso individual que a su vez determina, para cada uno de los al menos dos puntos de referencia de la lente diferentes, un valor teórico de luminosidad para la luz a registrar por el ojo, al menos uno. Los datos de uso que describen la situación de uso individual incluyen en cada caso un valor para las luminosidades esperables. De este modo se tiene en cuenta, pues, en función de la luminosidad, la posición de la pupila para diferentes direcciones de mirada a la hora de optimizar y fabricar una lente. Aquí la luminosidad esperada (establecida) en la situación de uso individual puede ser la misma para todas las direcciones de mirada (en particular para los dos puntos de referencia.

De este modo basta preferiblemente con establecer un único valor teórico de luminosidad, que luego se podrá aplicar a todos los puntos de referencia.

Además el procedimiento incluye la determinación de datos de refracción de al menos un ojo para al menos dos puntos de referencia diferentes, y por tanto en particular para una variedad de distancias respecto del objeto, en particular para al menos dos intervalos de visión y/o direcciones de mirada correspondientes en particular a una visión de lejos y a una visión de cerca.

Aquí se podrían prever, como puntos de referencia de, en particular, una lente progresiva, preferiblemente un punto de referencia lejano y un punto de referencia cercano. En este sentido se establecen, para los puntos de referencia lejano y cercano, en particular diferentes valores teóricos de luminosidad en la situación de uso individual. La diferente luminosidad que aparece en los puntos de referencia lejano y cercano en la situación de uso individual puede dar lugar, individualmente, a diferentes posiciones y/o tamaños de la pupila. Si se quiere tener este factor en cuenta para la optimización y fabricación de la lente se ajustan en particular estos puntos de referencia según la posición individual de la pupila, dependiente de la luminosidad, esto es, se desplazan en particular partiendo de un diseño teórico (diseño inicial) creado sin tener en cuenta la dependencia de la posición de la pupila respecto de la luminosidad.

La diferenciación entre visión de lejos y de cerca es deseable en particular en el caso de las lentes progresivas. En este caso se obtienen para los puntos de referencia, al menos dos, preferiblemente datos de refracción diferentes. Sin embargo, la consideración del influjo individual de la luminosidad sobre la posición de la pupila al optimizar también es ventajosa para puntos de referencia en los que se tienen que corregir datos de refracción del ojo idénticos. Así pues, la variante de procedimiento conforme a la invención ofrece, en particular también para lentes monofocales (optimizadas) calculadas individualmente, una mejora del ajuste individual.

Para ello el procedimiento incluye la determinación del influjo individual de la luminosidad de la luz registrada por al menos un ojo sobre la posición de la pupila de al menos un ojo, y la optimización y la fabricación de la lente, que provoca una corrección de los datos de refracción determinada para los puntos de referencia; con esta corrección, a partir de un influjo determinado de la luminosidad sobre la posición de la pupila, se consiguen posiciones de la pupila de al menos un ojo resultantes para los valores teóricos de luminosidad establecidos para los puntos de referencia.

En el marco de la presente invención se observó también que se consigue una mejora del ajuste individual de unas gafas o de una lente efectuando un centrado y/o una optimización dependiente de la luminosidad de una forma en la que, en particular, unas modificaciones individuales no simétricas de una pupila se tienen en cuenta, al menos parcialmente, para una adaptación a la luminosidad.

Preferiblemente la optimización de la lente incluye la minimización de una función objetivo, en particular según la función objetivo F antes mencionada. De forma especialmente preferida el procedimiento incluye la determinación de una posición y/o de un tamaño de la pupila individuales esperados o existentes con los valores teóricos de luminosidad establecidos en su caso, donde la optimización de la lente incluye la minimización de una función objetivo que evalúa para los puntos de referencia, al menos dos, una corrección, provocada por la lente en un entorno del punto de referencia en cuestión, de los datos de refracción determinados para el punto de referencia en cuestión, y donde, en particular, el tamaño del entorno del punto de referencia en cuestión se elige en función del tamaño de la pupila individual determinado para el punto de referencia en cuestión. Así pues, se efectúa una evaluación de la función objetivo, preferiblemente de una forma conocida, en la bola del vértice de un modelo que describe el sistema compuesto por objeto, lente y ojo. Aquí el efecto de la lente se calcula preferiblemente por medio de *ray-tracing* y/o *wavefront-tracing*, esto es, en particular por rastreo de rayos y/o de frente de onda partiendo de un punto de objeto, a través de la lente y llegando hasta la bola del vértice, y se combina en la función objetivo con el error de refracción del ojo proyectado sobre la bola del vértice. Aquí la evaluación del frente de onda tiene lugar preferiblemente hacia un rayo

principal que discurre a través del punto de referencia en cuestión, en un entorno del rayo principal dependiente del correspondiente tamaño de la pupila. De este modo se corrigen especialmente bien sobre todo errores de reproducción de orden superior en correspondencia con la situación de uso real. Las alternativas de procedimiento posibles para tener en cuenta errores de reproducción de orden superior, en particular según otras formas de realización preferidas, se describen más adelante en detalle aún mayor. Así, los errores de reproducción de orden superior se pueden medir, por ejemplo, individualmente por medio de un aberrómetro. En otra forma de realización preferida, descrita con más detalle más adelante, los errores de reproducción de este tipo se pueden obtener, en particular, en función de otros parámetros calculados individualmente a partir de datos estadísticos.

Aquí la posición individual de la pupila para la situación de uso se tiene en cuenta, en una forma de realización preferida, de tal modo que el procedimiento incluye: determinación, en particular medición en su caso de la posición de un punto de referencia del ojo para direcciones de mirada correspondientes a los puntos de referencia, al menos dos, de la lente, esto es, para direcciones de mirada a través del punto de referencia en cuestión de la lente que se trata de optimizar y de fabricar. En una forma de realización preferida se trata, en cuanto al punto de referencia del ojo, de un punto que en caso de cambio de luminosidad no se desplaza en relación con la retina. Con especial preferencia se determinan aquí directa o indirectamente como punto de referencia las posiciones del ápice de la córnea, esto es, se puede medir directamente la posición del ápice o se miden posiciones de otro punto, cuya posición en relación con el ápice es conocida.

La optimización para cada punto de referencia de la lente incluye preferiblemente un cálculo del recorrido de un rayo principal, de tal modo que éste, en una posición de uso (individual) de la lente, establecida, igualmente con preferencia, por datos de uso, discurre por la posición en cuestión del punto de referencia del ojo. El recorrido de los rayos principales, esto es, la repetición del rayo principal (*ray-tracing*), tal como se utiliza preferiblemente también en procedimientos de optimización convencionales, se efectúa pues en esta forma de realización preferiblemente con independencia de la posición individual de la pupila, dependiente de la luminosidad. Aquí la consideración de la posición individual de la pupila tiene lugar preferiblemente mediante un cálculo de un frente de onda (*wave-front-tracing*) en un entorno del rayo principal en cuestión, de tal modo que la posición del entorno se determina y se tiene en cuenta, en relación con el rayo principal, según el influjo individual determinado de la luminosidad sobre la posición de la pupila. Sobre todo en el modelo de recorrido del rayo que sirve de base al cálculo se utiliza un diafragma de apertura (pupila de entrada del ojo) cuya posición en relación con el rayo principal presenta un desplazamiento individual dependiente de la luminosidad. Así pues, en esta forma de realización el frente de onda no se evalúa necesariamente en un entorno centrado alrededor del rayo principal, sino en un entorno desplazado de forma individual.

En esta forma de realización preferida las posiciones de los puntos de referencia con direcciones de mirada diferentes se pueden determinar, en particular, junto con otros parámetros de rotación del ojo sin que se tenga que conocer la luminosidad existente durante esta medición. No obstante, para conocer la relación necesaria de la posición de la pupila con el punto de referencia del ojo, la determinación de un influjo individual de la luminosidad de la luz registrada por al menos un ojo sobre la posición de la pupila de al menos un ojo incluye preferiblemente la determinación de la posición de la pupila respecto del punto de referencia del ojo con al menos un valor teórico de luminosidad, preferiblemente con todos los valores teóricos de luminosidad previamente dados. Como ya se ha explicado anteriormente, esta determinación se puede efectuar bien mediante una medición directa con el valor teórico de luminosidad en cuestión o, por ejemplo, mediante una interpolación o extrapolación sobre la base de modelos y/o mediciones con otras luminosidades.

En otra forma de realización preferida se tiene en cuenta la posición individual de la pupila para la situación de uso de tal modo que el procedimiento incluye: determinación, en particular medición, de una posición de la pupila del ojo para

5 direcciones de mirada correspondientes al menos a dos puntos de referencia de la lente, esto es para direcciones de mirada a través del punto de referencia en cuestión de la lente que se pretende optimizar y fabricar. Dado que la posición de la pupila depende preferentemente de la luminosidad, y que esta dependencia individual se debe tener en cuenta aquí, la posición de la pupila en cuestión se calcula en cada caso con una luminosidad determinada o  
 10 medible. En una forma de realización preferida se ajusta durante este proceso, en cada caso, la luminosidad según el valor teórico de la luminosidad dado previamente. En otra forma de realización preferida se mide, también, solamente la luminosidad durante la medición. A partir de un influjo individual, determinado por una medición independiente, de la luminosidad sobre la posición de la pupila se efectúa en este caso una corrección posicional de la posición de la pupila en cuestión para las diferentes direcciones de mirada partiendo de la posición de la pupila  
 15 medida.

En esta forma de realización preferida la optimización incluye preferiblemente, para cada punto de referencia de la lente, un cálculo del recorrido de un rayo principal, de tal modo que este rayo discurre, en una posición de uso (individual) de la lente establecida preferiblemente también por datos de uso, a través de la posición correspondiente, en su caso corregida, de la pupila del ojo. Por tanto, en caso de haber efectuado la medición de la posición de la pupila  
 20 para las diferentes direcciones de mirada con la luminosidad teórica (valor teórico de luminosidad), se utilizan preferiblemente los valores de posición medidos directamente. En caso de que se hayan efectuado además mediciones con otra luminosidad la posición de la pupila se corrige, con fines de repetición del rayo principal, preferiblemente en correspondencia con el influjo individual de la luminosidad.

El recorrido de los rayos principales, esto es, la repetición del rayo principal (*ray-tracing*) tal como se utiliza preferiblemente en procedimientos de optimización convencionales, se efectúa pues en esta forma de realización en función de la posición individual de la pupila, sujeta a la influencia dependiente de la luminosidad. Sobre la base de este cálculo del rayo principal se efectúa preferiblemente el cálculo de un frente de onda (*wave-front-tracing*) en un entorno del rayo principal en cuestión, cuya posición no depende preferiblemente de la luminosidad. El tamaño de este entorno depende, en cambio, preferiblemente en la modalidad antes descrita, individualmente de la luminosidad. En  
 25 esta forma de realización se utiliza en particular, en el modelo de recorrido del rayo que sirve de base al cálculo, un diafragma de apertura (pupila de entrada del ojo), cuya posición está preferiblemente centrada respecto del rayo principal.

Preferiblemente la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila incluyen:

- 30
- Configuración de condiciones de medición en las que la luminosidad registrada por al menos un ojo se corresponde con al menos un valor teórico de luminosidad establecido en la situación de uso individual;
  - Registro de la posición y/o tamaño de la pupila de al menos un ojo (como el valor individual esperado) en las condiciones de medición configuradas.

En una forma de realización preferida y alternativa la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o tamaño de la pupila incluyen:

- 35
- Establecimiento (determinación) de un contexto (p. ej. como descripción analítica en forma de una fórmula matemática) entre la luminosidad registrada por al menos un ojo y la posición o tamaño de la pupila, donde la relación establecida presenta al menos un parámetro de ajuste individual (esto es, a calcular de forma individual; denominado también parámetro libre);
  - 40 - Cálculo (en particular medición) de una posición y/o de un tamaño de la pupila junto con una luminosidad registrada por al menos un ojo. Así pues, se registra como componente esencial de las condiciones de

medición la luminosidad (media) existente durante la medición (o la luminosidad a la que se ha adaptado la pupila de al menos un ojo).

- Determinación del parámetro de ajuste individual a partir de la posición y/o el tamaño de la pupila calculados y a partir de la luminosidad calculada junto con éstos; y
- 5      – Cálculo de la posición individual y/o el tamaño de la pupila individuales esperados con el valor teórico de luminosidad dado (o con los valores teóricos de luminosidad dados) a partir de la relación establecida entre la luminosidad registrada por al menos un ojo y la posición y/o tamaño de la pupila y teniendo en cuenta el parámetro de ajuste individual determinado.

10      En una forma de realización preferida la luminosidad, calculada junto con una posición y/o un tamaño de la pupila y registrada por al menos un ojo, se mide (en particular directamente) por medio de un sensor de luminosidad.

En una forma de realización preferida y alternativa a ésta la determinación de una posición y/o un tamaño de la pupila incluye, junto la luminosidad registrada por al menos un ojo:

- la colocación de un objeto de referencia de luminosidad en la proximidad de al menos un ojo, de modo que el objeto de referencia de luminosidad está expuesto a la misma luminosidad como el ojo, al menos uno;
- 15      – el registro de datos gráficos de al menos un ojo junto con el objeto de referencia de luminosidad (p. ej. en una única foto o – en caso de utilizar flash – preferiblemente directamente unos tras otros, donde la foto del objeto de referencia de luminosidad se realiza sin flash); y
- la determinación de la luminosidad a partir de la representación del objeto de referencia de luminosidad en los datos gráficos.

20      Preferiblemente la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila incluye la medición de una posición de la pupila en relación con un sistema de coordenadas fijo para la cabeza. Preferiblemente la medición tiene lugar por medio de un sistema de centrado por vídeo, utilizando características extrínsecas (p. ej. montura de las gafas, marcas en la montura o en un elemento clavado). Dependiendo de que esta medición se efectúe en el marco de una alternativa

25      preferida, ya descrita anteriormente, se mide preferiblemente la posición esperada con un valor teórico de luminosidad establecido, o bien se mide una posición con una luminosidad cualquiera junto con la luminosidad entonces existente, con lo que a continuación se determina al menos un parámetro de ajuste individual para la relación planteada. Esta variante de procedimiento se prefiere en particular si la medición de la posición y/o del tamaño de la pupila se efectúa por medio de un sistema de centrado por vídeo, que además calcula otros parámetros individuales (por ejemplo los

30      relacionados con la montura elegida) para el ajuste de las lentes.

Preferiblemente la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila incluye la medición de una posición de la pupila en relación con una característica destacada de al menos un ojo.

35      Preferiblemente la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila incluyen el planteamiento de una dirección de mirada por medio de un objeto de fijación y/o de una diana de fijación.

40      En una forma de realización preferida se efectúa la medición de una posición y/o de un tamaño de la pupila con una primera luminancia en el ámbito aproximado de entre 3 cd/m<sup>2</sup> y 30 cd/m<sup>2</sup>, y la medición de una posición y/o de un tamaño de la pupila con una segunda luminancia (diferente de la primera) en el ámbito aproximado de entre 0,003 cd/m<sup>2</sup> y 30 cd/m<sup>2</sup>, preferiblemente en el ámbito aproximado de entre 0,003 cd/m<sup>2</sup> y 3 cd/m<sup>2</sup>, con especial preferencia en el ámbito aproximado de entre 0,003 cd/m<sup>2</sup> y 0,3 cd/m<sup>2</sup> y con preferencia máxima en el ámbito aproximado de entre 0,003 cd/m<sup>2</sup> y 0,03 cd/m<sup>2</sup>.

Se puede utilizar un dispositivo de medición para el registro de datos de usuario individuales que establezcan al menos la posición de la pupila de al menos un ojo, donde el dispositivo de medición incluye un dispositivo de iluminación diseñado para determinar la luminosidad registrada por al menos un ojo. Esto puede ocurrir en particular de dos maneras preferidas y alternativas. El dispositivo de iluminación está diseñado para controlar o regular la luminosidad de modo que se consiga una luminosidad dada previamente, o bien el dispositivo de iluminación incluye un sensor que mide la luminosidad provocada por el dispositivo de iluminación (posiblemente no regulable) y por la eventual luz ambiental.

Además, el dispositivo de medición incluye un dispositivo de toma de imágenes diseñado para registrar datos gráficos de la pupila junto con un punto de referencia de posición, cuya posición relativa al ojo, en particular a la retina, no depende de la luminosidad. De este modo el dispositivo ofrece una posibilidad de registrar datos de usuario que incluyen un influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o sobre el tamaño de la pupila de al menos un ojo. Estos datos se pueden utilizar después para conseguir una mejor adaptación de unas gafas o de una lente.

Preferiblemente el dispositivo de medición incluye un sensor de luminosidad diseñado para medir la luminosidad registrada por al menos un ojo. De forma más preferible el dispositivo de medición incluye una interfaz de registro de datos de uso para registrar una orden para al menos un valor teórico de luminosidad, y un dispositivo de control de la iluminación diseñado para controlar o regular la luminosidad del dispositivo de iluminación de modo que la luz registrada por al menos un ojo se corresponda con el valor teórico de luminosidad registrado.

No es necesario que el dispositivo de medición incluya una unidad de iluminación propia. Más bien se puede utilizar la luminosidad del entorno y medirla por medio de un sensor de luminosidad. Por tanto, en este caso el dispositivo de medición incluye:

- un sensor de luminosidad diseñado para medir la luminosidad registrada por al menos un ojo; y
- un dispositivo de toma de imágenes diseñado para registrar datos gráficos de la pupila junto con un punto de referencia de posición.

Preferiblemente el dispositivo de medición incluye una diana de fijación y/o un objeto de fijación y/o un dispositivo de proyección de fijación para el control de la dirección de mirada del ojo, esto es, en particular un dispositivo emisor de luz para el control o la guía de la dirección de mirada de al menos un ojo. De forma especialmente preferida la diana de fijación y/o el objeto de fijación y/o el dispositivo de proyección de fijación están formados por el dispositivo de iluminación, donde la luminosidad registrada por el ojo, que influye sobre la posición y/o el tamaño de la pupila, es proporcionada, al menos de forma predominante, por la diana de fijación y/o el objeto de fijación y/o el dispositivo de proyección de fijación. Por tanto, de forma especialmente preferida el dispositivo de iluminación controla y/o regula la luminosidad de la diana de fijación y/o del objeto de fijación y/o del dispositivo de proyección de fijación. Al registrar la posición y/o el tamaño de la pupila y/o los datos gráficos de la pupila por medio de un dispositivo de medición, se registra conjuntamente, y en particular se guarda en soporte digital, la luminosidad relevante en el ojo, y/o la luminosidad de la diana de fijación y/o del objeto de fijación y/o del dispositivo de proyección de fijación y/o la luminosidad del dispositivo de iluminación.

Preferiblemente el dispositivo de medición está configurado como sistema de centrado por vídeo y/o como autorrefractómetro y/o como aberrómetro y/o como queratómetro y/o tonógrafo y/o paquímetro.

Según la descripción del principio de medición con la ayuda de ejemplos preferidos se discuten a continuación diferentes aspectos de variantes de procedimiento preferidas, en particular en relación con aplicaciones de estas mediciones. Finalmente se expone también, a modo de ejemplo, el modo en que se pueden utilizar preferiblemente los datos registrados, para ajustar el centrado y en particular el diseño de las lentes, esto es, en particular optimizar de forma individual una lente.

En un aspecto la invención permite tener en cuenta la posición y/o el tamaño de la pupila en las condiciones realmente existentes en la aplicación posterior. En determinadas condiciones se entiende aquí, al menos, también la luminosidad en la situación de aplicación deseada. Además se pueden utilizar otros estímulos capaces de influir sobre la posición y/o el tamaño de la pupila. Esto afecta, por ejemplo, a la acomodación del ojo a distancias definidas (p. ej. en el infinito, en el ámbito cercano o con niebla), y a posiciones de fijación o de vergencia (p. ej. convergencia monocular o binocular mediante control de la mirada a través de dianas de fijación o muestras de visión cercana).

5

Las mediciones necesarias en este sentido se efectúan preferiblemente con un dispositivo diseñado con especial preferencia como sistema de centrado por vídeo, esto es, que presenta la funcionalidad de un sistema de centrado por vídeo, donde preferiblemente al menos una de las mediciones se puede utilizar también para la determinación de datos de centrado o de otros parámetros individuales. Éstos se pueden complementar o sustituir por mediciones con otros aparatos ópticos para gafas o para ojos, y con aparatos específicos.

10

Para la referenciación necesaria de diferentes mediciones entre sí en relación con las mediciones de pupilas, en particular en relación con las determinaciones de la posición de las pupilas, se pueden utilizar características destacadas del ojo, la fijación de la dirección de mirada o mediciones de enlace. El registro de la posición y/o del tamaño de la pupila para una condición especificada se puede efectuar mediante la medición directa de estas magnitudes con la condición dicha (p. ej. con la luminosidad especificada) o mediante el cálculo a partir de mediciones en condiciones diferentes de éstas (p. ej. otras luminosidades).

15

El tamaño de la pupila se define aquí, y se calcula en consecuencia, preferiblemente según una de las siguientes variantes:

- 20 – Superficie de la pupila real;
- Superficie de la circunferencia inscrita o del perímetro de la pupila real;
- Superficie del borde de la pupila real en el círculo que mejor se pueda describir;
- Superficie ponderada de la pupila real. La ponderación se efectúa preferiblemente como función de la distancia respecto de un punto destacado para resaltar zonas especiales. Un punto destacado de este tipo es, preferiblemente, el punto medio de la pupila, en particular según una de las definiciones siguientes, o el vértice de la córnea.

25

En lugar de un círculo se pueden utilizar también otras formas geométricas (p. ej. elipses).

Por posición de la pupila se entiende aquí preferiblemente un punto destacado de la pupila, en particular según una de las definiciones siguientes:

- 30 – Punto de gravedad de la superficie de la pupila real;
- Punto medio de la circunferencia inscrita o del perímetro de la pupila real;
- Punto medio del círculo que describe mejor el borde de la pupila real;
- Punto de gravedad de la superficie ponderada de la pupila real. La ponderación se efectúa preferiblemente como función de la distancia respecto de un punto destacado para resaltar zonas especiales. Un punto destacado de este tipo es, preferiblemente, el punto medio de la pupila según una de las definiciones anteriores (p. ej. para resaltar la zona central), o el vértice de la córnea.

35

Como ya se ha mencionado, en una forma de realización preferida se crean, ya durante la medición de una posición individual y/o de un tamaño de la pupila por medio de un sistema de centrado por vídeo, las condiciones (p. ej. condiciones de luz) correspondientes a la posterior situación de uso. Estas mediciones, en particular los datos gráficos registrados en ellas, se pueden utilizar también para la determinación de los datos de centrado y los datos individuales.

40

Con el sistema de centrado por vídeo se pueden generar, y en particular evaluar según la posición y/o el tamaño de la pupila, y sin pasar por una evaluación completa en el sentido de un centrado con vídeo, tomas de imagen adicionales

(datos gráficos) en otras condiciones definidas (p. ej. condiciones de luz) correspondientes a las condiciones de las aplicaciones posteriores.

5 En otra forma de realización preferida de un registro de datos de usuario individuales se pueden utilizar también condiciones (p. ej. condiciones de luz) no definidas *a priori*, que se pueden medir en caso de requerirse para la aplicación en cuestión. Para ello se puede utilizar o prever dispositivos de iluminación, disponibles también en el aparato, como por ejemplo dianas de fijación (esto es, campos de luz que guían la dirección de mirada) u objetos de fijación para la indicación de una dirección de mirada, o dispositivos de iluminación especiales de un sistema de centrado por vídeo. Por supuesto, se pueden utilizar también dispositivos de iluminación externos, que pueden ser también parte del equipo del establecimiento del optometrista. Lo mismo se aplica para dianas, objetos y proyecciones de fijación. Por una proyección de fijación se entiende aquí el sistema de reproducción utilizado típicamente en aparatos de óptica ocular cuya reproducción fija el observador, o a cuya reproducción éste se acomoda.

10 En la aplicación práctica de un sistema de centrado por vídeo por parte del óptico suele ser difícil garantizar las condiciones de luminosidad necesarias en el lugar del centrado por vídeo que se correspondan exactamente con la situación de uso esperada realmente para el usuario de gafas. Así, los sistemas de centrado por vídeo suelen estar en un espacio de ventas que no se puede oscurecer. Por ello, otra forma de realización de un procedimiento para determinar una posición de la pupila individual esperada o existente con el valor de luminosidad, al menos uno, y con al menos una dirección de mirada de al menos un ojo, utiliza como mínimo otro dispositivo de medición, con el que se puede registrar la posición de la pupila en particular en referencia a una característica destacada del ojo. Aquí un aparato de este tipo incluye al menos un dispositivo de toma de imágenes (cámara), diseñado para registrar al menos partes del borde de la pupila. Además el dispositivo de medición incluye preferiblemente un dispositivo de iluminación (interno o externo), con el que se pueden generar condiciones de luminosidad definidas, esto es, el dispositivo de medición está diseñado preferiblemente para controlar la luminosidad del dispositivo de iluminación.

15 Preferiblemente el dispositivo de medición presenta también un elemento de ensombrecimiento para ensombrecer la parte del ojo, con el fin de generar, también en un entorno de claridad para el ojo, un ambiente de luminosidad reducida. Como alternativa el dispositivo de medición se puede instalar también en un espacio oscurecido (p. ej. sala de refracción del óptico) o en una parte aislada de la sala.

20 Para el control de la dirección de mirada el dispositivo de medición presenta preferiblemente una diana de fijación y/o un objeto de fijación y/o un dispositivo de proyección de fijación diseñado en particular para generar una diana virtual. En una forma el dispositivo de medición está diseñado al mismo tiempo (esto es, de forma integral) como autorrefractómetro y/o aberrómetro y/o queratómetro y/o tonógrafo y/o paquímetro.

25 Para el centrado y/o la optimización de lentes la combinación con una medición de centrado por vídeo no es estrictamente necesaria. En lugar de esto se pueden también determinar los cambios de la posición y/o del tamaño de la pupila con sólo un dispositivo de medición, tal como ofrece la presente invención, y la posición de talla de la lente se puede determinar de otro modo al margen de esto (p. ej. centrado manual según Viktorix).

30 Con independencia de que la determinación de una posición y/o tamaño de la pupila individuales dados con al menos un valor de luminosidad, y la determinación de un influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila, se efectúe mediante un sistema de centrado por vídeo o mediante otro dispositivo de medición, para medir la luminosidad en el lugar del sujeto de prueba (usuario de gafas), en particular en el lugar del ojo (esto es, la luminosidad registrada por el ojo – denominada también “luminosidad relevante”), se procede preferiblemente según una de las posibilidades siguientes.

40

Según una forma el dispositivo de medición (p. ej. sistema de centrado por vídeo) presenta un sensor de luminosidad conectado en particular por cable o inalámbrico, que mide la luminosidad relevante, o mide la luminosidad en un punto desde el que se puede deducir mediante el cálculo la luminosidad relevante.

5 En otra configuración la luminosidad relevante se determina mediante un objeto de referencia de luminosidad, que se registra en datos gráficos por un dispositivo de toma de imágenes junto con al menos un ojo del usuario de gafas. De este modo se puede deducir la luminosidad relevante a partir de la luminosidad del objeto de referencia de luminosidad en los datos gráficos.

10 Para evitar, con el uso de un objeto de referencia de luminosidad, mediciones erróneas por reflexiones o efectos similares, se utiliza preferiblemente un objeto difusor lo más homogéneo posible. La extensión espacial se elige preferiblemente de modo que la reproducción del objeto incluya al menos la cantidad de píxeles que permite determinar la luminosidad con la precisión requerida. Las características espectrales se eligen preferiblemente de modo que se pueda deducir la luminosidad relevante teniendo en cuenta las características espectrales de la cámara y/o de los diferentes canales de color.

15 En el caso más sencillo un objeto de referencia de luminosidad de este tipo puede consistir en un trozo de cartón o plástico blanco (o de color). El diseño de éste puede presentar zonas adhesivas, para colocarlo de forma sencilla y cómoda en la montura o sobre el sujeto de prueba.

20 De forma ventajosa las marcas de referencia de posición extrínsecas dispuestas en la montura o en una horquilla de encaje se pueden configurar de modo que se las pueda utilizar como objetos de referencia de luminosidad. De este modo se pueden utilizar también fotos – de forma especialmente ventajosa – para calcular la posición del punto de giro del ojo y también para determinar la posición y/o el tamaño de la pupila en condiciones de uso, y determinar así ambas magnitudes con pocas fotos. En la mayoría de los sistemas de centrado por vídeo habituales en el mercado se utilizan horquillas de encaje para el calibrado geométrico de fotos de cámara. También éstas pueden estar provistas de un objeto de referencia de luminosidad de este tipo.

25 Además se puede utilizar la montura seleccionada como objeto de referencia de luminosidad, en la medida en que sus características espectrales se conozcan con suficiente precisión, o se calculen con antelación. El objeto de referencia de luminosidad se puede instalar también de forma estacionaria en el establecimiento del óptico, en una posición en la que aparezca en la foto y permita la deducción de la luminosidad relevante. Otros posibles objetos de referencia de luminosidad son las características de la persona, que bien son conocidas o están sujetas a una oscilación escasa entre diferentes sujetos de prueba. Como ejemplo podemos mencionar aquí la esclerótica.

30 A partir del valor de luminosidad de los píxeles en la foto, que reproducen el objeto de referencia de luminosidad, se calcula la luminosidad relevante teniendo en cuenta las características espectrales del objeto de referencia de luminosidad y la sensibilidad de la cámara. En muchos casos las fotos de medición se aclaran por iluminaciones de flash. Si nos basamos en las escalas temporales una iluminación adicional de este tipo no suele tener influjo alguno sobre el tamaño y/o la posición de la pupila. Sin embargo, la luminosidad fotografiada del objeto de referencia de luminosidad se verá seguramente influida por la mencionada iluminación de flash. En este caso la foto del objeto de referencia de luminosidad se puede tomar, para el cálculo de la luminosidad, en una foto anticipada o pospuesta sin uso de flash, esto es, con la luminosidad a la que se ha ajustado la pupila en cuanto a tamaño y posición.

35 Para la determinación de las posiciones individuales de la pupila para condiciones diferentes (p. ej. luminosidad, estado de la acomodación), es importante la posibilidad de comprobar las diferentes posiciones de la pupila en la relación de unas con otras. Para facilitar esta posibilidad se proponen a continuación diferentes formas de realización preferidas para procedimientos de medición, que también se pueden combinar entre sí. Esto es especialmente práctico si se utilizan diferentes aparatos.

- En una forma de realización preferida se efectúa una referenciación de la posición de la pupila mediante una característica destacada del ojo, que, en particular en relación con una dirección de mirada, es independiente de la luminosidad. Aquí se toma como característica destacada preferiblemente una característica intrínseca, como estructuras en la conjuntiva o en la córnea y en el limbo, o una extrínseca como un reflejo de un dispositivo de iluminación aplicado de forma definida sobre la córnea o sobre el cristalino (p. ej. “reflejo de Purkinje”).
- Si con el uso de varios aparatos (p. ej. al menos una medición con un sistema de centrado por vídeo y al menos una medición con otro dispositivo de medición, en particular en una de las formas de realización preferidas) se registra la misma característica destacada del ojo, las posiciones de la pupila determinadas en relación con dicha característica en las condiciones diferentes se pueden utilizar y compensar directamente, sin igualamiento directo. Las características de este tipo son, preferiblemente, las características intrínsecas mencionadas y también los reflejos basados en colocaciones geoméricamente equivalentes de los dispositivos de iluminación correspondientes.
- En otra forma de realización preferida se efectúa una referenciación de la posición de la pupila mediante fijación de la dirección de mirada. Si la posición de la cabeza no se modifica entre las diferentes mediciones en relación con el dispositivo de toma de imágenes, se pueden utilizar también, directamente, las posiciones en el sistema de coordenadas gráfico de las diferentes fotos unas en relación con otras. No obstante, esto presupone que la dirección de mirada se fije, y/o se controle o se mida. Con una dirección de mirada constante los datos relativos se pueden utilizar directamente. En caso de eventuales cambios de direcciones de mirada entre las diferentes fotos su efecto se puede compensar.
- Para el control de la dirección de mirada se recurre preferiblemente a objetos o dianas de fijación (esto es, campos luminosos orientados como mínimo en un plano). Para medir la dirección de mirada se pueden utilizar métodos conocidos de la determinación de la dirección de mirada (p. ej. medición de los reflejos de Purkinje).
- Si la posición de la cabeza (por ejemplo, por el uso de varios aparatos) cambia entre las diferentes mediciones en relación con el dispositivo de toma de imágenes, esto se compensa preferiblemente fijando las posiciones de la cabeza mediante al menos una característica intrínseca o extrínseca ajena al ojo.
- En otra forma de realización preferida la referenciación de la posición de la pupila se efectúa mediante mediciones con la misma luminosidad. Si por ejemplo, en particular según una forma de realización preferida, se utilizan para la medición con un sistema de centrado por vídeo y con otro dispositivo de medición independiente de este último características destacadas diferentes del ojo (p. ej. varias características o reflejos intrínsecos con diferente geometría de las unidades de iluminación), la referenciación puede efectuarse realizando fotos, al menos una, con ambos sistemas y en las mismas condiciones, en el marco de la precisión necesaria. De este modo se puede realizar el posicionamiento de las correspondientes características destacadas entre sí, a través de las posiciones de la pupila determinadas para esta condición común en relación con la posición de la correspondiente característica destacada del ojo. Esta condición común no tiene necesariamente que ser conocida. Sin embargo, puede ser una de las condiciones utilizadas posteriormente – p. ej., para evitar en la secuencia la toma de una imagen con una condición adicional.
- En otra forma de realización preferida se deduce la posición de la pupila a partir del tamaño de ésta. En particular se calcula en un primer momento, preferiblemente por medio de un dispositivo de medición, una relación individual entre el tamaño de la pupila y la posición de la pupila. Preferiblemente se atribuye a esta relación un modelo analítico (p. ej. lineal) con al menos un parámetro ajustable a la medición individual. Preferiblemente esta relación individual calculada se aplica después a otras mediciones, en particular por medio de otros sistemas de medición (p. ej. en un sistema de centrado por vídeo). De este modo se puede deducir, por ejemplo a partir de datos gráficos, calculados con un sistema de centrado por vídeo incluso con una luminosidad no conocida de antemano, y evaluando el tamaño de la pupila, la

luminosidad existente en el momento de la toma de la imagen y la corrección de la posición de la pupila necesaria para un correcto centrado con la luminosidad esperada en la situación de uso.

En el caso más sencillo la posición y/o el tamaño de la pupila se miden en las condiciones deseadas para la optimización y/o el centrado de las lentes, esto es, correspondientes a la posterior situación de uso. No obstante, pueden calcularse también posiciones y/o tamaños para condiciones concretas para las que no se dispone de mediciones directas. Preferiblemente se calculan y se utilizan incluso distribuciones continuas por al menos zonas de la lente. De este modo se tiene en cuenta preferiblemente una luminosidad dependiente de la distancia con la pupila resultante, dependiente de la distancia, en lentes progresivas de forma análoga a la distribución del efecto entre el punto cercano y el lejano.

5  
10 Preferiblemente se obtienen de al menos una medición de la posición y/o del tamaño de la pupila parámetros para un modelo (p. ej. un modelo analítico dado).

Un modelo de este tipo describe, junto con los parámetros, al menos uno, calculados individualmente, preferiblemente un flujo individual de la luminosidad de la luz registrada por al menos un ojo sobre la posición y/o el tamaño de la pupila. Modelos preferidos son, por ejemplo, dependencias lineales o logarítmicas, dependencias con un parámetro libre y también interpolaciones o extrapolaciones entre dos valores de apoyo o por encima de éstos. Si se dispone de más mediciones que parámetros libres contenidos por el modelo, se pueden efectuar cálculos de ajuste para mejorar la precisión o la seguridad estadística (p. ej. desviación cuadrática mínima).

15  
20 En una forma de realización preferida se utiliza como modelo para el tamaño de la pupila (radio  $d$  en mm) dependiendo de la luminosidad (luminancia  $B$  en mL):

$$\log(d) = a - b(\log(B) + c)^3$$

Como promedio para una gran parte de usuarios de gafas se pueden considerar los valores  $a = 0,8558$ ,  $b = 0,000401$  y  $c = 8,1$ . En el marco de formas de realización preferidas de la invención se pueden ajustar ahora, mediante al menos una medición con al menos una luminosidad conocida, valores para los parámetros  $a$ ,  $b$  y/o  $c$ , o preferiblemente determinar, incluso de forma íntegra, a partir de tres mediciones con luminosidades conocidas.

25  
30 Como un ejemplo preferido para un modelo de posición de la pupila se supone una relación lineal entre la posición y el tamaño de la pupila, cuyos coeficientes se pueden determinar preferiblemente de forma individual. Preferiblemente se establece y/o se calcula un coeficiente aproximado de entre  $-0,07$  y  $0,14$  milímetros de desplazamiento de la pupila por milímetro de dilatación (cambio de tamaño de la pupila). En este sentido un valor positivo significa un desplazamiento nasal con contracción. Aquí se puede plantear preferiblemente el modelo anterior para el tamaño de la pupila.

Preferiblemente se tienen en cuenta también otros estímulos (p. ej. acomodación y enfoque, dirección de mirada y vergencia, etc.) que pueden influir sobre la posición y/o el tamaño de la pupila. Aquí los estímulos pueden ser monoculares o binoculares, y también se pueden aplicar en cualquier combinación. Así, la situación de uso individual establecida incluye de forma primaria al menos un valor teórico de luminosidad, y por tanto describe las condiciones de luz en el uso individual previsto de las gafas. En una forma de realización preferida se efectúa aquí una medición en el ámbito de la luminosidad fotópica (luminancias en el ámbito aproximado de entre  $3 \text{ cd/m}^2$  y  $30 \text{ cd/m}^2$ ) y otra en el ámbito de la luminosidad mesópica (luminancias en el ámbito aproximado de entre  $0,003 \text{ cd/m}^2$  y  $30 \text{ cd/m}^2$ ). Éstas se pueden complementar mediante mediciones en el límite entre dichos ámbitos y también en el ámbito escotópico (luminancias en el ámbito aproximado de entre  $3 \cdot 10^{-6} \text{ cd/m}^2$  y  $0,03 \text{ cd/m}^2$ ).

40 Si se tiene en cuenta la acomodación y el enfoque se pueden utilizar, por ejemplo, objetos reales (p. ej. objetos de fijación o muestras de lectura de cerca) o ilustraciones (p. ej. los sistemas de proyección utilizados en aparatos optométricos basados en una diapositiva o en un CCD [dispositivo de carga acoplada]). De este modo se puede

controlar la acomodación del ojo a distancias previamente dadas (p. ej. al infinito, en el ámbito cercano o “con niebla”, esto es, no acomodable).

Además, para el control de la dirección de mirada o para generar posiciones de fijación o de vergencia especiales se pueden utilizar objetos reales (p. ej. objetos de fijación, muestras de lectura de cerca), ilustraciones o dianas de fijación (esto es, campos luminosos polarizados al menos en un plano). Aquí se puede tener en cuenta también el cabeceo.

Las informaciones así obtenidas sobre la posición y/o el tamaño de la pupila se utilizan ahora, en particular, para el centrado y/o la optimización de las lentes. En lo sucesivo se expondrán algunas posibilidades, que también se pueden combinar.

Así, para determinar la posición geométrica de los puntos de visibilidad se tiene en cuenta preferiblemente la posición real. En el caso más sencillo las informaciones obtenidas sobre de la posición y/o el tamaño de la pupila se utilizan para determinar la posición de puntos de referencia o de visibilidad concretos (como el punto de referencia cercano o lejano). Esto puede ocurrir mediante la corrección de magnitudes calculadas de otro modo, como altura del tallado y distancia pupilar monocular. En una forma de realización preferida se asignan luminosidades y/o estados de acomodación determinados al punto de referencia cercano y al lejano.

En particular en combinación con un modelo para la descripción del influjo de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila, se puede optimizar también íntegramente el recorrido exacto (horizontal y vertical) de la línea de mirada principal en lentes progresivas, de forma continua, en un punto y según las condiciones locales previstas (p. ej. estado de acomodación o luminosidad). De forma especialmente preferida la optimización de una lente tiene en cuenta la posición real y/o el tamaño de la pupila en las condiciones previstas (p. ej. estado de acomodación o luminosidad).

Como ya hemos mencionado anteriormente, la invención ofrece en otro aspecto la posibilidad de tener en cuenta, para la optimización y la fabricación de lentes, el juego de la pupila (esto es, en particular la dependencia individual preferible del tamaño y/o de la posición de la pupila respecto de la situación de uso individual), y la consiguiente modificación de la refracción (o la refracción de ello dependiente) del ojo, sin que se conozcan o se tengan que medir individualmente aberraciones de orden superior [HOA, por sus siglas en inglés: “higher order aberrations”] del ojo individual.

Convencionalmente estos últimos se calculan en general con un aparato costoso de medición de frentes de onda, a menudo no disponible.

El desarrollo de lentes optimizadas individualmente, en particular de lentes progresivas, permite entretanto tener en cuenta las características individuales del usuario de gafas, como distancia pupilar, distancia del ápice de la córnea y posición de uso individual de las gafas. Los lentes de última generación son incluso capaces de tener en cuenta adicionalmente, para optimizar los cristales, las aberraciones de orden superior (HOA), que se producen con la refracción de la luz en las superficies límite de la lente y del ojo.

La optimización de las lentes de este tipo incluye en particular, en una forma de realización preferida de la presente invención, la propagación y la refracción de un frente de onda determinado individualmente para cada ojo, que se extiende por una pupila preferiblemente determinada individualmente y que consiste tanto en aberraciones de orden superior (HOA) como en aberraciones de orden inferior (LOA). Tanto las LOA como las HOA de la lente están influidas por la posición de uso de la lente, y entran en la optimización, como también entran en la optimización las HOA y las LOA del ojo y la refracción determinada subjetivamente.

Dado que el cálculo completo del frente de onda está asociado inseparablemente con el tamaño de la pupila, éste se incluye también en la optimización de la lente. Aquí, en función de fenómenos fisiológicos como, p. ej. reacción a la luz o reacción pupilar cercano – el tamaño de la pupila existente en la situación de uso puede ser una función de una o varias magnitudes, como p. ej. la dirección de mirada, la convergencia, la luminosidad de la escena contemplada y/o la distancia del objeto. Sobre todo en este sentido la consideración individual, conforme a la invención, del tamaño y/o

la posición de la pupila consigue una mejora de la adaptación de una lente. Para determinar individualmente no sólo el tamaño y/o la posición de la pupila, sino también el frente de onda, se podría utilizar por ejemplo un aberrómetro. La adquisición de aparatos de este tipo suelen ser cara para el optometrista, y por ello no están muy difundidos, pero ofrecen una posibilidad muy precisa de determinar la aberración del frente de onda individual del ojo.

5 Como ya se ha mencionado, la invención ofrece en un aspecto un enfoque alternativo, que permite ofrecer de forma generalizada las ventajas de la tecnología de lentes de gafas más reciente sin que se tenga que disponer de un aberrómetro en todas partes. Como ya se ha mencionado, no es necesario conocer las aberraciones de orden superior (HOA) del ojo individual, ni tampoco medirlas individualmente. Esto se consigue, en particular renunciando a una medición individual del frente de onda, y sustituyendo el frente de onda calculado individualmente, necesario para la  
 10 optimización de los lentes, y en determinadas circunstancias también el tamaño de la pupila calculado individualmente, por supuestos de modelo. Con los supuestos de modelo utilizados en el procedimiento aquí descrito se consigue al mismo tiempo que, en comparación con una lente convencional, aumente la probabilidad de que un individuo reciba una buena atención con una lente. De este modo, mediante un procedimiento conforme a este aspecto de la invención, mejora el suministro de lentes para un grupo de personas.

15 Para una descripción detallada de este aspecto de la invención se utilizan en lo sucesivo algunos conceptos que en particular se deben entender del modo siguiente:

Con el concepto de “datos” (datos de un grupo de ojos o de un único ojo) se menciona preferiblemente al menos un tipo de los datos siguientes: datos de frente de onda, luminosidad, datos de la pupila, datos de refracción, “datos de otro tipo”. Los diversos tipos de datos se explican a continuación.

20 Así pues, los “datos de frente de onda” describen el frente de onda determinado en particular durante una medición de frente de onda (o, de modo conforme a la invención, sobre la base de un supuesto de modelo). Se presentan preferiblemente como coeficientes de los polinomios de Zernike, los llamados coeficientes de Zernike, con un tamaño de pupila definido, e incluyen aberraciones de orden inferior (LOA), como en particular prisma, esfera, astigmatismo, y aberraciones de orden superior (HOA), como en particular el trébol, el coma y/o la aberración esférica. Los coeficientes  
 25 de Zernike pueden estar indicados para un tamaño de pupila estándar, que se puede diferenciar del tamaño de pupila determinado o medido realmente (individualmente).

Con “luminosidad” nos referimos en particular a la intensidad luminosa de la luz que incide sobre el ojo o que es registrada por el ojo.

30 Los “datos de la pupila” caracterizan la pupila de entrada del ojo e incluyen, en particular, el parámetro pupilar tamaño de pupila (p. ej. radio de la pupila o diámetro de la pupila), y preferiblemente también uno o varios de los datos siguientes: punto medio de la pupila (p. ej. posición del punto de gravedad de la superficie de la pupila en relación con el ápice), amplitud del hipus y cambio del tamaño de la pupila al cambiar la luminosidad del entorno. El tamaño de pupila, y preferiblemente también el punto medio de la pupila, deberán conocerse en el momento de medir el frente de onda, pero éste y otros datos de la pupila se podrán determinar también con otros aparatos de medición. En particular  
 35 el tamaño de pupila disponible en los datos de la pupila se diferencia del tamaño de pupila estándar para el que se indican los coeficientes de Zernike de los datos de frente de onda.

Los “datos de refracción” incluyen preferiblemente esfera, cilindro, eje para la distancia de visión infinita o para otra distancia de visión con la que se efectúa la refracción, y también la adición, esto es, esfera, cilindro, eje que se determinan con una distancia de lectura final (p. ej. 40 cm). Aquí la esfera, el cilindro y el eje podrían estar disponibles  
 40 también en una representación equivalente, como los llamados vectores de potencia.

Por “datos de otro tipo” del ojo antes mencionados se entienden en lo sucesivo al menos un tipo de los datos siguientes: en el caso de la refracción (o la determinación de la refracción) incidente sobre el ojo (o registrada por el ojo)

luminosidad, en el caso de la medición de datos de la pupila luminosidad incidente sobre el ojo (o registrada por el ojo), estado de acomodación del ojo, y edad del ojo (esto es, del usuario de gafas).

- 5 Así pues, la invención ofrece en un aspecto un procedimiento para optimizar y fabricar una lente para al menos un ojo de un usuario de gafas, preferiblemente según uno de los aspectos antes descritos. Aquí el procedimiento incluye la disponibilidad de una distribución de datos, en particular de datos medidos, y de una variedad de ojos que en particular
- 10 no incluyen el ojo, al menos uno, del usuario de gafas. Por tanto, estos datos de la variedad de ojos forman en particular, al menos una parte de un conjunto de datos (estadísticos), que describe como base para un modelo estadístico de relaciones entre los diferentes parámetros físicos y/o fisiológicos. Para ello los datos en la distribución de datos, o los ojos de la variedad de ojos, se distinguen, al menos parcialmente, en parámetros físicos y/o fisiológicos. La distribución
- 15 de datos puede darse como una muestra al azar o en forma de modelos o en forma de modelos analíticos. En una forma de realización preferida la entrega de una distribución de datos incluye la entrega de una distribución de aberraciones de orden superior (HOA) de una variedad de ojos, que depende preferiblemente de los parámetros “datos de la pupila” y/o “datos de refracción” y/o “datos de otro tipo”.
- 20 Además el procedimiento, en este aspecto de la invención, incluye la entrega (en particular mediciones) y/o la determinación de datos físicos y/o fisiológicos para al menos un ojo del usuario de gafas. Preferiblemente la entrega y/o la determinación de datos físicos y/o fisiológicos incluye, para al menos un ojo del usuario de gafas, una entrega (en particular medición) o una determinación de datos de refracción de al menos un ojo, en particular para al menos dos puntos de referencia diferentes, preferiblemente según al menos algunos de los detalles antes descritos de los demás aspectos de la presente invención. Aquí estos datos físicos y/o fisiológicos entregados (en particular medidos)
- 25 o determinados afectan directamente, en particular, a estos parámetros, y los incluyen también, y de ellos depende directamente la distribución entregada de los datos de una variedad de ojos, o bien estos parámetros se calculan a partir de los datos físicos y/o fisiológicos entregados (en particular medidos) o determinados con la ayuda de otras relaciones funcionales, tal como se describe con mayor precisión más adelante con la ayuda de formas de realización preferidas.
- 30 Por otra parte el procedimiento incluye, según este aspecto de la invención, un cálculo de datos más probables de al menos un ojo con al menos una condición física y/o fisiológica. Aquí los datos (condiciones) físicos y/o fisiológicos entregados (en particular medidos) o determinados para al menos un ojo del usuario de gafas, y otras condiciones físicas y/o fisiológicas (que afectan en particular a una situación de uso individual), permiten en particular deducciones acerca de los valores más probables de estos datos según la distribución (estadística) de los datos entregada para al menos un ojo. En una forma de realización preferida se deducen aquí los datos de frente de onda más probables de al menos un ojo del usuario de gafas con, al menos, un par obtenido de datos de la pupila y del estado de acomodación. Los datos más probables obtenidos de este modo se pueden utilizar después, directa o indirectamente, en el cálculo o la optimización de la lente.
- 35 Aunque para este aspecto de la invención, según el cual se recurre a un modelo (estadístico; o a modelos estadísticos) en lugar de recurrir a una medición individual de datos, resulten, sobre todo para la determinación de datos de frente de onda, las mejoras y simplificaciones antes comentadas, este aspecto de la invención no se limita al uso en relación con datos de frente de onda. También se puede recurrir de este modo a otras relaciones (estadísticas) entre datos físicos y/o fisiológicos o a parámetros para la determinación de los correspondientes datos individuales. Esto afecta, en particular, a la determinación de una posición esperada de la pupila y/o a la determinación de un influjo individual
- 40 de la luminosidad de la luz registrada por al menos un ojo sobre la posición de la pupila de al menos un ojo, y/o a la determinación de un tamaño individual de la pupila esperado o existente en su caso con los valores teóricos de

luminosidad establecidos. Aquí los datos a determinar se determinan sobre la base del conjunto de datos estadísticos partiendo de parámetros calculados individualmente para el ojo del usuario de gafas.

Otros detalles, en particular relativos a formas de realización preferidas de la invención, se describen a continuación a modo de ejemplo, con referencia a dibujos adjuntos. Aquí muestran:

5 Fig. 1 Una representación esquemática de la secuencia de un procedimiento según una forma de realización preferida de la presente invención;

10 Fig. 2 Una representación esquemática de la secuencia de un procedimiento según otra forma de realización preferida de la presente invención;

Fig. 3 Una representación esquemática de otros detalles de la secuencia de un procedimiento según otra forma de realización preferida de la presente invención, en particular según la fig. 2.

15 En una forma de realización preferida un procedimiento (en particular un procedimiento para ajustar una lente individual y/o un procedimiento para optimizar y fabricar una lente) incluye en particular las fases del procedimiento representadas, que se explican a continuación:

20 Fase A 1a: Entrega de una distribución de los datos de un grupo (variedad) de ojos, que depende de parámetros físicos y/o fisiológicos. La distribución de los datos de un grupo de ojos se puede entregar como muestra al azar o en forma de modelos analíticos. Constituye la información estadística conocida para un grupo de ojos. Por ello esta distribución entregada de datos se denomina aquí también conjunto de datos estadístico. Los datos posibles de un grupo de ojos son, p. ej., datos del frente de onda, luminosidad, datos de la pupila, datos de refracción o datos de otro tipo de ojos, y también sus combinaciones. Preferiblemente se representan en la distribución también las relaciones estadísticas entre al menos un componente de estos datos y al menos otro factor de influencia, mencionado en lo sucesivo como parámetro. Los parámetros pueden ser de naturaleza física o fisiológica. Parámetros posibles son datos de pupila, datos de refracción, luminosidades, datos de otro tipo o combinaciones de éstos.

25 Un posible modelo analítico de una distribución de este tipo según una forma de realización preferida consta de una función de regresión vector-valorada y un error de regresión de distribución multivariante normal. Tanto la función de regresión como la matriz de covarianza del error de regresión es aquí una función vector-valorada o matriz-valorada de al menos uno de los parámetros. La función de regresión y la matriz de covarianza se obtienen típicamente mediante minimización de los errores cuadráticos de una muestra al azar ponderados con la matriz de covarianza.

30 Cualquier componente de la función de regresión puede darse en la forma de un polinomio de los parámetros definido por segmentos, e indica la dependencia en promedio del tipo de datos de los parámetros asignado a este componente. En particular una función de este tipo puede ser, por segmentos, una función constante, una función lineal o una función cuadrática de los parámetros. El error de regresión de distribución multivariante normal puede tener, aunque no tiene que hacerlo, una matriz de covarianza no diagonal, que igualmente puede ser una función de los parámetros. Una función de este tipo (esto es, cada elemento de la matriz de covarianza) puede, como la propia función de regresión, estar aproximada como función constante por segmentos, función lineal o una función cuadrática de los parámetros. Si en particular el error de regresión no depende de los parámetros la matriz de covarianza es una función constante de los parámetros. Si no se obtienen relaciones estadísticas entre los diversos componentes la matriz de covarianza es diagonal.

40

Fase A 1b: entrega de datos físicos y/o fisiológicos de un único ojo. En esta fase se proporcionan datos físicos o fisiológicos de un único ojo para un cristal para gafas.

Fase A 1c: En su caso entrega de los datos más probables DMP1 de un ojo, correspondientes a uno o varios parámetros de la distribución a partir de la fase A1a. En caso necesario se entregan los datos más probables DMP1 del ojo para los que se desea calcular la lente. Estos datos más probables del ojo corresponden a uno o varios parámetros de los que depende la distribución entregada en la fase A1a.

Fase A 1d: En su caso entrega de al menos una relación funcional entre los parámetros de la distribución entregada en la fase A1a y los datos de un ojo entregados en la fase A1b y/o en la fase A 1c. En la medida en que en la próxima fase A2 se necesite una relación estadística entre uno o varios parámetros de la distribución entregada en la fase A1a y uno o varios datos físicos y/o fisiológicos entregados en la fase A1b, o los datos más probables entregados en la fase A1c, pero no sea posible entregar una relación estadística directa, se deberá entregar adicionalmente una relación funcional. Aquí la relación funcional se podrá obtener de fuentes adicionales, y constituye una relación estadística disponible en la herramienta.

Fase A2: Deducción de los datos más probables DMP2 de un ojo con al menos una condición física y/o fisiológica. En caso necesario se utilizan en primer lugar (una o varias) relaciones funcionales de la fase A1d, para convertir datos y/o datos más probables DMP1 entregados para el ojo en la fase A1b y/o A1c en los parámetros de los que depende la distribución entregada en la fase A1a.

Como paso siguiente se calcula preferiblemente una distribución condicionada de los datos de un grupo de ojos evaluando la distribución de los datos ofrecida en la fase A1a frente a los datos del ojo y/o los datos más probables DMP1 de este ojo entregados en la fase A1c, que en su caso fueron calculados previamente como ayuda de las relaciones funcionales entregadas en la fase A1d.

Si la distribución de los datos de un grupo de ojos se da como muestra al azar, la distribución condicionada será aquella parte de la muestra al azar cuyos parámetros se diferencien en la menor medida suficiente respecto de los datos entregados en las fases A1b y/o A1c o los datos más probables DMP1. Si la distribución de los datos de un grupo de ojos está disponible como aproximación analítica, la distribución condicionada se calcula mediante incorporación de los datos más probables DMP1 y/o de los datos físicos / fisiológicos del ojo concreto a la aproximación analítica. Si la distribución de los datos del grupo de ojos se da en particular como modelo de regresión, la distribución condicionada de los datos resulta de la incorporación de los datos o de los datos más probables DMP1 del ojo mencionado a la función de regresión y a la matriz de covarianza.

Preferiblemente las distribuciones condicionadas resultan de forma análoga de los datos entregados en la fase A1a con una o varias condiciones físicas y/o fisiológicas necesarias para el cálculo de la lente. Para ello se evalúa la distribución condicionada previamente entregada con las condiciones físicas y/o fisiológicas en cuestión. Los datos más probables DMP2\* del ojo concreto en estas condiciones se dan mediante los máximos de esta distribución condicionada. Los datos más probables DMP2\* antes calculados se pueden añadir, teniendo en cuenta los datos entregados en las fases A1b y A1c, a los datos más probables DMP2 del ojo concreto.

Fase A3: Utilización directa o indirecta de los datos más probables DMP2 de un ojo a partir de la fase A2 para el cálculo u optimización de la lente. Los datos más probables DMP2 de un ojo obtenidos en la fase anterior se utilizan ahora para el cálculo de una lente. Esto puede ocurrir directamente, de modo que la fase A3 tiene como contenido el cálculo de la lente. En el cálculo confluye, además de los datos más probables DMP2, también otra información, como p. ej. la refracción del ojo determinada individualmente. Los datos más probables DMP2 pueden también confluir indirectamente en el cálculo de la lente aprovechándose en otra fase del procedimiento, de forma similar a la fase A1c.

Otra forma de realización preferida de un procedimiento, que se puede considerar en particular como caso especial preferido del procedimiento relacionado con la figura 1, se describe a continuación en referencia a la figura 2. El procedimiento aquí descrito incluye en particular los pasos del método mostrados en la figura 2.

- 5 Fase B1a: Entrega de una distribución de las HOA de un grupo de ojos que depende preferiblemente de los parámetros “datos de la pupila” y/o “datos de refracción” y/o “datos de otro tipo”. La distribución puede darse como una muestra al azar o en forma de modelos analíticos. Constituye la información estadística conocida para un grupo de ojos a través de los coeficientes de Zernike, indicados para una pupila estándar, de las aberraciones de orden superior (HOA). De ser posible deberán estar representadas en la distribución igualmente las relaciones estadísticas entre al menos un coeficiente de Zernike indicado para una pupila estándar y al menos otro factor de influencia, mencionado en lo
- 10 sucesivo como parámetro. Son parámetros posibles los datos de la pupila, datos de refracción y/o datos de otro tipo. Un modelo analítico posible de una distribución de este tipo consta de una función de regresión vector-valorada y un error de regresión de distribución multivariante normal. Tanto la función de regresión como la matriz de covarianza del error de regresión es aquí una función vector-valorada o matriz-valorada de al menos uno de los parámetros siguientes: parámetros de la pupila, de los datos de refracción en representación de vector de potencia, de la adición, de la edad,
- 15 del estado de acomodación, de las LOA de los coeficientes de Zernike ajustados para una pupila estándar. Aquí los datos de refracción pueden ser datos de refracción determinados subjetivamente, o también datos de refracción objetivos, determinados de forma apropiada los coeficientes de Zernike y los tamaños de pupila. La función de regresión y la matriz de covarianza se obtiene típicamente mediante minimización de los errores cuadráticos de una muestra al azar ponderados con la matriz de covarianza.
- 20 Todos los componentes de la función de regresión se pueden dar en la forma de un polinomio de los parámetros antes mencionados definido por segmentos, e indican la dependencia existente como promedio de los coeficientes de Zernike asignados a este componente respecto de los parámetros, donde el coeficiente de Zernike se indica para una pupila estándar. En particular una función de este tipo puede ser una función constante, una función lineal o una función cuadrática de los parámetros. El error de regresión de distribución multivariante normal puede tener, aunque no tiene que hacerlo, una matriz de covarianza no diagonal, que igualmente puede ser una función de los parámetros antes
- 25 mencionados. Una función de este tipo (esto es, cada elemento de la matriz de covarianza) puede, como la propia función de regresión, estar aproximada como función constante por segmentos, función lineal o una función cuadrática de los parámetros. Si en particular el error de regresión no depende de los parámetros la matriz de covarianza es una función constante de los parámetros. Si no se obtienen relaciones estadísticas entre los coeficientes de Zernike
- 30 aislados la matriz de covarianza es diagonal. Un caso especial preferido de un modelo analítico de este tipo es la distribución de los coeficientes de Zernike  $C_3^{-3}$  hasta  $C_5^5$ , donde los componentes de la función de regresión para todos los coeficientes son constantes a excepción de  $C_4^0$ , y el componente correspondiente a la aberración esférica  $C_4^0$  es una función lineal fragmentaria de la edad. La distribución de los mencionados coeficientes de Zernike es preferiblemente una distribución multivariante normal centrada en torno a los promedios dados por la función de regresión; esta distribución puede tener para cada
- 35 componente una desviación típica diferentes, y su matriz de covarianza es diagonal. Un modelo de este tipo se puede determinar en particular a partir de los datos publicados por Salmon *et al.* (p. ej. en Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors, J Cataract Refract Surg, tomo 32, pág. 2064-2074, 2006), donde los ojos izquierdos se trasladan a ojos derechos mediante imagen especular en la vertical, y se aplican los promedios para ojos derechos. Los coeficientes de Zernike de los órdenes radiales 3 a 5 se indican para
- 40 un diámetro de pupila de 5 mm y una acomodación de 0 dioptrías:

	$C_3^{-3} = -0,02359 \pm 0,044 \mu\text{m}$
	$C_3^{-1} = -0,02315 \pm 0,0536 \mu\text{m}$
5	$C_3^1 = -0,00179 \pm 0,0439 \mu\text{m}$
	$C_3^3 = -0,00001 \pm 0,0352 \mu\text{m}$
	$C_4^{-4} = -0,00223 \pm 0,0153 \mu\text{m}$
10	$C_4^{-2} = -0,00323 \pm 0,0107 \mu\text{m}$
	$C_4^0 =$
	$= \begin{cases} 0,05052 \pm 0,0321 \mu\text{m} & \text{Edad} < 45 \text{ años} \\ 0,05052 \mu\text{m} + 0,05 \mu\text{m} \cdot \frac{(\text{Edad} - 45 \text{ años})}{15 \text{ años}} \pm 0,0321 \mu\text{m} & 45 \text{ años} \leq \text{Edad} \leq 60 \\ 0,10052 \pm 0,0321 \mu\text{m} & \text{Edad} > 60 \text{ años} \end{cases}$
15	
	$C_4^2 = 0,00114 \pm 0,0184 \mu\text{m}$
	$C_4^4 = 0,00476 \pm 0,0168 \mu\text{m}$
20	$C_5^{-5} = -0,00222 \pm 0,00765 \mu\text{m}$
	$C_5^{-3} = 0,00247 \pm 0,00765 \mu\text{m}$
	$C_5^{-1} = -0,00628 \pm 0,00765 \mu\text{m}$
25	$C_5^1 = -0,00021 \pm 0,00612 \mu\text{m}$
	$C_5^3 = -0,00003 \pm 0,00459 \mu\text{m}$
30	$C_5^5 = 0,00001 \pm 0,00765 \mu\text{m}$

donde la notación  $C_n^m = [C_n^m] \pm \sigma C_n^m$  es un modo de escritura abreviado para una distribución normal en torno al promedio  $[C_n^m]$  con desviación estándar  $\sigma C_n^m$  dada. En el caso presente la función de regresión está dada por el vector de los promedios de los coeficientes de Zernike ( $[C_3^{-3}]$ ,  $[C_3^{-1}]$ , ...,  $[C_3^3]$ ,  $[C_4^0]$ ), donde todos los promedios son constantes a excepción de  $[C_4^0]$ , y  $[C_4^0]$  depende de la edad del modo antes descrito. La matriz de covariancia es aquí una matriz diagonal cuadrática, con las desviaciones típicas al cuadrado de los correspondientes coeficientes de Zernike como elementos diagonales,  $\text{Diag}(\sigma^2 C_3^{-3}, \sigma^2 C_3^{-1}, \dots, \sigma^2 C_3^3, \sigma^2 C_4^0)$ . Todos los promedios de los coeficientes de Zernike son aquí funciones constantes del estado de acomodación, si bien el modelo se podría ampliar sin problemas si se dispone de los correspondientes coeficientes de Zernike dependiendo del estado de acomodación del ojo.

Fase B1b: Entrega de los datos de refracción de un ojo, y también preferiblemente de datos de otro tipo de este ojo. Se entrega la refracción estándar, registrada p. ej. por un óptico, oftalmólogo, optometrista o un aparato (esfera, cilindro, eje, a lo lejos y/o cerca, y la adición) de un ojo, y si es necesario se convierte en el modo de escritura con vectores de potencia. Si es posible se recogen también datos de otro tipo, como p. ej. estado de acomodación del ojo y/o la edad del ojo.

5 Fase B1c: Entrega de los datos de la pupila más probables del mismo ojo con al menos una luminosidad. Se entregan los datos de la pupila más probables de un ojo determinado, entre ellos tamaño de la pupila y preferiblemente posición de la pupila en relación con el ápice. Esto ocurre preferiblemente en el procedimiento descrito en este documento (ver en particular los correspondientes detalles para la determinación de los datos de la pupila más probables de un ojo determinado según la forma de realización preferida descrita más adelante, en particular con relación a la fig. 3).

10 Los datos de la pupila más probables se basan, en la medida de lo posible, en mediciones del ojo presente. Si no se dispone de estas mediciones en medida suficiente, o si estas son demasiado imprecisas, se determinarán los datos de la pupila más probables a partir de la distribución de los datos de la pupila posibles, que pueden depender de los datos de refracción y/o de los datos de otro tipo del ojo (ver procedimiento auxiliar). Los datos de la pupila más probables constan de valores numéricos (tamaño de la pupila y en su caso posición de la pupila en relación con el ápice) para cada luminosidad concreta, o bien se dan como función de la luminosidad.

15 La distribución de los datos de la pupila posibles supone los datos de la pupila considerados posibles, donde la distribución se basa, en la medida de lo posible, en mediciones del ojo presente. El ancho de la distribución (desviación típica) corresponde aquí al error típico de las mediciones. Si las mediciones disponibles son demasiado imprecisas o demasiado pocas la distribución de los datos de la pupila posibles del ojo presente se completan a partir de una distribución de los datos de la pupila de un grupo de ojos, que puede depender de los datos de refracción y/o de los datos de otro tipo del ojo (ver en particular los detalles correspondientes para determinar los datos de la pupila más probables de un ojo determinado según la forma de realización preferida descrita más adelante, en particular con relación a la fig. 3).

20 Los datos de la pupila más probables se dan en cada caso con al menos una luminosidad, que se necesita posteriormente para la optimización de la lente en la fase B3, o que existe durante la refracción de dicho ojo. Por “al menos una luminosidad” se debe entender en particular un continuo de luminosidades, de modo que los datos de la pupila más probables y, preferiblemente, la distribución de los datos de la pupila posibles con éstos, se puedan indicar para cualquier luminosidad dada.

25 Fase B1d: En su caso entrega de al menos una relación funcional entre los parámetros de la distribución entregada en B1a y los datos entregados en B1b. En la medida en que en la fase posterior (B2) se necesite una relación estadística entre un factor de influencia determinado (p. ej. la adición) y las HOA, pero no sea posible entregar una relación estadística directa entre este factor de influencia y las HOA, porque p. ej. no exista ninguna muestra al azar asociada a este factor de influencia y a las HOA, se deberá entregar adicionalmente una relación funcional entre dicho factor de influencia y otro factor de influencia (p. ej. la edad), donde deberá existir una relación estadística directa entre el factor de influencia dicho y el otro (p. ej. entre la edad y la adición).

30 Una relación funcional posible es la de la edad y el ancho de la acomodación en presbítas, la llamada curva de Duane. Se puede tomar, p. ej. de Atchison y Smith (The aging eye, in *Optics of the Human Eye*, Edimburgo, Elsevier Science Ltd., 200, pags. 221-233). Utilizando la práctica habitual de elegir la adición como 2/3 del ancho de la acomodación, resulta una relación funcional entre adición y edad entre 45 y 60 años:

$$\text{Edad} = 59,2 \text{ años} + 5,77 \text{ años} / \text{dioptría} \cdot (\text{adición} + \text{AN}),$$

siendo AN el inverso de la distancia de refracción de cerca, por lo general -2,5 dioptrías. Otra relación funcional es la del estado de acomodación del ojo y los datos de refracción.

5 Fase B2: Deducción de los datos de frente de onda más probables de un ojo con, al menos, un par obtenido de datos de la pupila y del estado de acomodación. En caso necesario se utilizan primero (una o varias) relaciones funcionales de la fase B1d para convertir datos que se entregaron para el ojo en la fase B1b en los parámetros de los que depende la distribución entregada en la fase B1a. Por ejemplo, la adición incluida en los datos de refracción se deberá convertir en una edad si en la fase B1a se da una distribución de los datos de la pupila dependiendo de la edad, y si en la fase B1b se ha entregado la adición incluida en los datos de refracción de dicho ojo.

10 Como próximo paso se calcula una distribución condicionada de las HOA de un grupo de ojos evaluando la distribución de las HOA entregada en B1a frente a los datos de refracción entregados en la fase B1b de un ojo y/o a los datos de otro tipo de este ojo y/o a los datos de la pupila más probables entregados en la fase B1c de este ojo, datos que en su caso fueron calculados previamente con ayuda de las relaciones funcionales entregadas en la fase B1d. Aquí la distribución condicionada de las HOA se da por lo general para una pupila estándar.

15 Si la distribución de las HOA de un grupo de ojos se da como muestra al azar, la distribución condicionada será aquella parte de la muestra al azar cuyos datos (datos de la pupila más probables y/o datos de refracción y/o datos de otro tipo) se encuentren suficientemente próximos a los datos de un ojo. Si la distribución de las HOA de un grupo de ojos está disponible como aproximación analítica, la distribución condicionada se calcula incorporando los datos de la pupila más probables y/o los datos de refracción y/o los datos de otro tipo de dicho ojo a la aproximación analítica. Si en particular la distribución de las HOA se da como modelo de regresión, la distribución condicionada de las HOA se produce mediante incorporación de los datos de dicho ojo a la función de regresión y a la matriz de covarianza.

20 De forma análoga se obtiene la distribución condicionada de las HOA con uno o varios estados de acomodación del ojo, que posteriormente se necesitarán para la optimización en la fase B3, mediante evaluación de la distribución condicionada de las HOA en los correspondientes estados de acomodación. Las HOA más probables en los correspondientes estados de acomodación están dadas por el máximo de esta distribución.

25 Para calcular los datos de frente de onda más probables en los estados de acomodación y datos de pupila deseados se deberán calcular adicionalmente, para las correspondientes HOA, también las aberraciones de orden inferior (LOA). Aquí, para las HOA más probables en el correspondiente estado de acomodación, las LOA se ajustan de tal modo que una refracción objetiva, calculada con ayuda de una métrica apropiada y derivada de las LOA, las HOA más probables y los datos de la pupila más probables existentes en el momento de la refracción, se vuelve idéntica a la refracción subjetiva entregada en la fase B1b.

30 Los datos de frente de onda más probables así obtenidos se indican finalmente para los datos de la pupila que se necesitan para el cálculo u optimización de la lente (fase B3). Estos datos de la pupila fueron entregados como datos de la pupila más probables en la fase B1c. Esta fase incluye en particular el reajuste de escala de los coeficientes de Zernike para los tamaños de pupila dados. Los datos de frente de onda más probables están ahora disponibles para al menos un par compuesto de datos de la pupila y estado de acomodación.

35 Fase B3: Optimización de una lente utilizando los datos de refracción, los datos de la pupila más probables y los datos de frente de onda más probables. En esta fase se utilizan procedimientos habituales para optimizar la lente teniendo en cuenta los datos de refracción y también los datos de frente de onda y los datos de la pupila. Aquí los datos de frente de onda están dados mediante los datos de frente de onda más probables calculados en la fase B2, y los datos de la pupila mediante los datos de pupila más probables calculados en la fase B1c. La lente así optimizada aumenta

la probabilidad de una buena atención oftalmológica de dicho ojo, y mejora de este modo en su conjunto la atención oftalmológica de un grupo de personas.

Otra forma de realización preferida de la invención ofrece un procedimiento para optimizar una lente utilizando datos de pupila más probables de un único ojo. La determinación de los datos de pupila más probables de un ojo determinado según una forma de realización preferida se representa esquemáticamente en la fig. 3. Los datos de pupila más probables determinados en este procedimiento se reutilizan preferiblemente en la fase B1c y confluyen preferiblemente en último término en la optimización de la lente en la fase B3. El procedimiento es preferiblemente un caso especial del procedimiento para la optimización de una lente utilizando datos más probables de un único ojo. Las fases concretas de este procedimiento preferido según la fig. 3 se describen a continuación:

5 Fase C1a: Entrega de una distribución de los datos de la pupila de un grupo de ojos, que depende de los parámetros de luminosidad, y también, preferiblemente, de los datos de refracción y/o datos de otro tipo. Preferiblemente se entrega en primer lugar una distribución de los datos de la pupila de un grupo de ojos, que depende de los parámetros de luminosidad, y si es posible también de los datos de refracción y/o los datos de otro tipo. Esta distribución puede darse, de forma análoga a la fase B1a, como una muestra al azar o en forma de un modelo analítico. La distribución constituye la información estadística conocida, para un grupo de ojos, acerca de los datos de la pupila y los datos de refracción y/o los datos de otro tipo de un grupo de ojos.

10 Un modelo analítico posible de una distribución de este tipo consiste en una función de regresión vector-evaluada y un error de regresión de distribución multivariante normal (ver la sección sobre el modelo analítico de la distribución de coeficientes de Zernike en la fase B1a). Tanto la función de regresión como la matriz de covarianza del error de regresión es aquí una función vector-valorada o matriz-valorada de al menos uno de los parámetros siguientes: la refracción en representación de vectores de potencia, la adición, la edad, el estado de acomodación y en particular la luminosidad o el logaritmo de la luminosidad. La función de regresión y la matriz de covarianza se obtienen preferiblemente mediante minimización de los errores cuadráticos de una muestra al azar ponderados con la matriz de covarianza. Todos los componentes de la función de regresión se pueden dar en la forma de un polinomio de los parámetros antes mencionados definido por segmentos, e indican la dependencia existente como promedio de los datos de pupila asignados al correspondiente de estos componentes respecto de los parámetros, p. ej. la dependencia del tamaño de la pupila de la luminosidad y/o la dependencia de la posición de la pupila en relación con el ápice respecto de la luminosidad. En particular una función de este tipo puede ser, por segmentos, una función constante, una función lineal o una función cuadrática de los parámetros.

25 El error de regresión de distribución multivariante normal puede tener, aunque no tiene que hacerlo, una matriz de covarianza no diagonal, que igualmente puede ser una función de los parámetros antes mencionados. Una función de este tipo (esto es, cada elemento de la matriz de covarianza) puede, como la propia función de regresión, estar aproximada como función constante por segmentos, función lineal o una función cuadrática de los parámetros. Si en particular el error de regresión no depende de los parámetros la matriz de covarianza es una función constante de los parámetros. Si no se obtienen relaciones estadísticas entre los diversos componentes de los datos de la pupila la matriz de covarianza es diagonal.

30 Un caso especial del modelo analítico antes descrito es la dependencia de un tamaño de pupila único (considerado aquí como diámetro de la pupila) de la edad y la luminosidad, y se tomó de la publicación de Winn *et al.* La función de regresión  $\bar{d}(E_V, a)$  indica en lux el diámetro de la pupila como función de la edad  $a$  y de la intensidad luminosa en el plano de la pupila  $E_V$ . Con esta última se modela la luminosidad observada con el ojo.

$$\bar{d}(E_V, a) = 8,95 \text{ mm} - 1,557 \text{ mm} \cdot \log_{10} E_V - 0,0509 \frac{\text{mm}}{\text{año}} \cdot a + 0,0110 \frac{\text{mm}}{\text{año}} \cdot a \log_{10} E_V$$

El error típico, y por tanto la desviación típica de la distribución de los diámetros de la pupila asciende a  $\sigma_d = 1,0$  mm. En total la distribución de los diámetros de la pupila está dada por

5  $\bar{d}(E_V, a) \sim \text{Normal}(\bar{d}(E_V, a), \sigma_d^2)$

donde Normal(x,y) es la distribución normal con valor de expectativa x y varianza y.

Otro caso especial afecta a la distribución de la variación  $\delta d / \delta \log_{10} E_V$  del diámetro de la pupila d por densidad de iluminación logarítmica  $\log_{10} E_V$  dependiendo de la edad. La distribución está dada según Winn et al. por

10

$$\frac{\delta d}{\delta \log_{10} E_V} \sim \text{Normal}(PV, \sigma_{PV}^2)$$

con

15

$$PV = -0,11 \frac{mm}{año \cdot \log_{10} lux} \times edad + 1,557 \frac{mm}{\log_{10} lux}$$

y  $\sigma_{PV}^2 = 0,2 \frac{mm}{\log_{10} lux}$ .

20

Fase C1b: Entrega de datos de refracción de un ojo y/o de otros datos del mismo ojo, y también, preferiblemente, de datos de la pupila del mismo ojo con al menos una luminosidad. Preferiblemente esta fase discurre en analogía con la fase B1b, lo que afecta a la entrega de datos de refracción de un ojo y/o datos de otro tipo del ojo. De ser posible se entregan igualmente datos de la pupila del ojo con al menos una luminosidad, lo que puede ocurrir mediante medición con un aparato o medición manual.

25

Fase C1c: En su caso entrega de al menos una relación funcional entre los parámetros de la distribución entregada en C1a y los datos entregados en C1b. Preferiblemente se crean, como en la fase B1d y en caso necesario, relaciones funcionales entre los parámetros de la distribución entregados en C1c, que no son datos de la pupila, y los datos utilizados en la fase C1b, que no son datos de refracción. Una posible relación funcional es la relación mencionada en la fase B1d entre la edad y la adición

30

Fase C2. Dedución de los datos de la pupila más probables de un ojo con al menos una luminosidad. Se deducen los datos de la pupila más probables de dicho ojo con al menos una luminosidad. Aquí la luminosidad o las luminosidades son como mínimo la luminosidad existente durante la refracción, y también otras luminosidades que se necesitan en la fase B3 para la optimización de la lente. En caso necesario se utilizan en primer lugar relaciones funcionales (una o varias) tomadas de la fase C para convertir datos ya entregados para el ojo en la fase C1b en los parámetros de los que depende la distribución entregada en la fase C1a. Por ejemplo, la adición incluida en los datos de refracción se puede convertir en una edad si se ha dado en la fase C1a una distribución de los datos de la pupila y de la edad, y si en la fase C1b se ha entregado la adición de dicho ojo incluida en los datos de refracción.

35

En caso de que en C1b no se hayan entregado datos de la pupila, o se hayan entregado con sólo una luminosidad, se calcula en primer lugar una distribución condicionada de los datos de la pupila dependientes de la luminosidad de un grupo de ojos evaluando la distribución entregada con datos de refracción dados y/o datos de otro tipo de un ojo. Los datos de refracción y/o datos de otro tipo de un ojo se pueden calcular en su caso también con ayuda de las relaciones funcionales entregadas en C1c.

40

- Si la distribución de los datos de la pupila dependientes de la luminosidad de un grupo de ojos se da como muestra al azar, la distribución condicionada es aquella parte de la muestra al azar que, en relación con los datos de refracción y/o los datos de otro tipo, se diferencia suficientemente poco de los datos de refracción y/o los datos de otro tipo de un ojo. Si la distribución de los datos de la pupila dependientes de la luminosidad de un grupo de ojos está disponible como aproximación analítica, la distribución condicionada se calcula mediante incorporación a la aproximación analítica de los datos de refracción y/o de los datos de otro tipo de dicho ojo.
- Si en C1b no se han entregado datos de la pupila de dicho ojo, entonces los datos de la pupila más probables son idénticos al máximo de la distribución condicionada de los datos de la pupila evaluados con las correspondientes luminosidades. Si la distribución se da en particular como aproximación analítica consistente en una función de regresión y un error de regresión de distribución normal, los datos de la pupila más probables están dados por el valor de la función de regresión a la que se han incorporado los datos de refracción y/o los datos de otro tipo de dicho ojo, y las correspondientes luminosidades.
- No obstante, si en C1b no se han entregado datos de la pupila del ojo mencionado, se pueden distinguir los casos siguientes:
- Caso 1: Entrega de datos de la pupila con dos o más luminosidades. En este caso los datos de la pupila más probables son, bien los datos de la pupila entregados o también, en caso de que los datos de la pupila más probables se tengan que determinar con otras luminosidades, éstos se calculan mediante interpolación y/o extrapolación de los datos de la pupila entregados. Aquí los datos de la pupila dependientes del logaritmo de la luminosidad se interpolan o extrapolan linealmente o mediante splines. Dado que la distribución entregada en la fase C1a contiene mucha menos información acerca de los datos de la pupila de dicho ojo que los datos de la pupila entregados para este ojo, la distribución condicionada de los datos de la pupila no se incorpora en este caso al cálculo de los datos de la pupila más probables de dicho ojo.
- Caso 2: Entrega de datos de la pupila con una única luminosidad. Para deducir desde los datos de la pupila entregados los datos de la pupila con otras luminosidades se utiliza, junto con los datos de la pupila entregados, la distribución condicionada de los datos de la pupila dependientes de la luminosidad de un grupo de ojos. Aquí la distribución condicional se evalúa sobre los datos de la pupila entregados para el mencionado ojo, de modo que resulta una nueva distribución condicionada de los datos de la pupila con al menos una luminosidad. Los datos de la pupila más probables con al menos una luminosidad están dados por el máximo de la nueva distribución condicionada con las luminosidades correspondientes.
- Fase C3. Utilización de los datos de la pupila más probables de un ojo determinados en C2 para el cálculo de una lente mediante entrega en la fase B1c. Los datos de la pupila más probables así determinados para dicho ojo con al menos una luminosidad se utilizan para entregarlos en la fase B1c. De este modo confluyen en la optimización de la lente en la fase B3.

**REIVINDICACIONES**

1. Procedimiento para ajustar una lente individual para como mínimo un ojo de un usuario de gafas, que comprende:
- Establecimiento de una situación de uso individual, que incluye al menos un valor teórico de luminosidad para la luz a registrar captada por al menos un ojo;
  - Determinación de una posición de la pupila individual esperada o existente con al menos un valor teórico de luminosidad, con al menos una dirección de mirada de al menos un ojo;
  - Determinación de un punto de referencia de la lente en el que la lente de gafa provoca una corrección requerida de los datos de refracción individuales para al menos una dirección de mirada;
  - Entrega y colocación de la lente de tal modo que se disponga al menos un punto de referencia de la lente dependiendo del valor individual determinado de la posición de la pupila de al menos un ojo del usuario de gafas.
2. Procedimiento para optimizar y fabricar una lente individual para al menos un ojo de un usuario de gafas, que comprende:
- Establecimiento de una situación de uso individual que establece, para al menos dos puntos de referencia diferentes de la lente un valor teórico de luminosidad para la luz a registrar por al menos un ojo;
  - Determinación de datos de refracción de al menos un ojo para al menos dos puntos de referencia diferentes;
  - Determinación de un influjo individual de la luminosidad de la luz registrada por al menos un ojo sobre la posición de la pupila de al menos un ojo;
  - Optimización y fabricación de la lente, que presenta un efecto determinado para los puntos de referencia con el fin de corregir la ametropía descrita mediante los datos de refracción en la posición de la pupila de al menos un ojo que resulta del influjo determinado de la luminosidad sobre la posición de la pupila para los valores teóricos de luminosidad establecidos para los puntos de referencia.
3. Procedimiento según la reivindicación 2, que comprende la determinación de un tamaño individual de la pupila esperado o existente en cada caso en los valores teóricos de luminosidad, donde la optimización de la lente incluye la minimización de una función objetivo que evalúa, para los puntos de referencia, al menos dos, una corrección, provocada por la lente en un entorno del punto de referencia en cuestión, de los datos de refracción determinados en cada caso para el punto de referencia en cuestión, donde el tamaño del entorno del punto de referencia se elige en función del tamaño de la pupila individual determinado para el punto de referencia en cuestión; y donde el procedimiento incluye además, preferiblemente:
- Entrega de una distribución de datos de refracción, que describen al menos errores de reproducción de orden superior para una variedad de ojos, y que a su vez se distinguen, al menos parcialmente, en al menos otro parámetro físico y/o fisiológico;
  - Determinación de un valor del otro parámetro físico y/o fisiológico, al menos uno para el ojo, al menos uno, del usuario de gafas;
  - Determinación de los valores más probables según la distribución entregada de datos de refracción para los errores de reproducción de orden superior de al menos un ojo del usuario con el valor determinado del otro parámetro físico y/o fisiológico, al menos uno, para el ojo, al menos uno, donde la lente se optimiza de tal modo que corrige, al menos parcialmente, los errores de reproducción de orden superior según sus valores más probables determinados.

4. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, donde la determinación de la posición de la pupila individual esperada y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila comprende:
- 5 - Configuración de condiciones de medición en las que la luminosidad registrada por al menos un ojo se corresponde con un valor teórico de luminosidad establecido en la situación de uso individual;
- Registro de la posición y/o tamaño de la pupila de al menos un ojo en las condiciones de medición configuradas.
5. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 a 3, donde la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o el tamaño de la pupila comprende:
- 10 - Establecimiento de una relación entre la luminosidad registrada por al menos un ojo y la posición y/o el tamaño de la pupila, donde la relación establecida presenta al menos un parámetro de ajuste individual;
- Cálculo de una posición y/o un tamaño de la pupila junto con una luminosidad registrada por al menos un ojo.
- 15 6. Procedimiento según la reivindicación 5, donde la luminosidad calculada junto con una posición y/o un tamaño de la pupila, y registrada por al menos un ojo, se mide por medio de un sensor de luminosidad;
- Determinación del parámetro de ajuste individual, al menos uno, a partir de la posición calculada y/o el tamaño de la pupila, y de la luminosidad calculada junto con éste; y
- 20 - Cálculo de la posición individual esperada con el valor teórico de luminosidad previamente dado y/o del tamaño de la pupila a partir de la relación establecida entre la luminosidad registrada por al menos un ojo y la posición y/o el tamaño de la pupila teniendo en cuenta el parámetro de ajuste individual determinado.
7. Procedimiento según la reivindicación 5, donde la determinación de una posición y/o del tamaño de la pupila comprende, junto con una luminosidad registrada por al menos un ojo:
- 25 - Colocación de un objeto de referencia de luminosidad en la proximidad de al menos un ojo, de tal modo que el objeto de referencia de luminosidad está expuesto a la misma luminosidad como el ojo, al menos uno;
- Registro de datos gráficos del ojo, al menos uno, junto con el objeto de referencia de la luminosidad; y
- Determinación de la luminosidad a partir de la representación del objeto de referencia de luminosidad en los datos
- 30 gráficos.
8. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, donde la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o sobre el tamaño de la pupila incluye la medición de una posición de la pupila en relación con un sistema coordenadas fijo para la cabeza
- 35 y/o la medición de una posición de la pupila relativa a una característica destacada de al menos un ojo.
9. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, donde la determinación de la posición individual esperada de la pupila y/o la determinación del influjo individual de la luminosidad sobre la posición y/o sobre el tamaño de la pupila incluye el establecimiento de una dirección de mirada por medio de un objeto de fijación y/o una diana de
- 40 fijación.

- 5 **10.** Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, donde se efectúa una medición de la posición y/o del tamaño de la pupila con una primera luminancia en el ámbito aproximado de entre  $3 \text{ cd/m}^2$  y  $30 \text{ cd/m}^2$  y una medición de una posición y/o de un tamaño de la pupila con una segunda luminancia en el ámbito aproximado de entre  $0,003 \text{ cd/m}^2$  y  $30 \text{ cd/m}^2$ , preferiblemente en el ámbito aproximado de entre  $0,003 \text{ cd/m}^2$  y  $3 \text{ cd/m}^2$ , con especial preferencia en el ámbito aproximado de entre  $0,003 \text{ cd/m}^2$  y  $0,3 \text{ cd/m}^2$  y con preferencia máxima en el ámbito aproximado de entre  $0,003 \text{ cd/m}^2$  y  $0,03 \text{ cd/m}^2$ .

Fig. 1

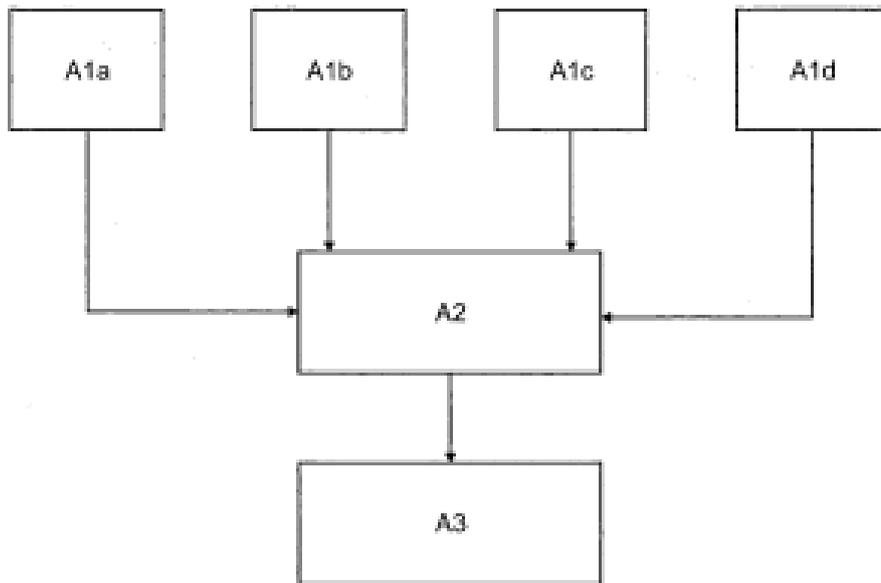


Fig. 2

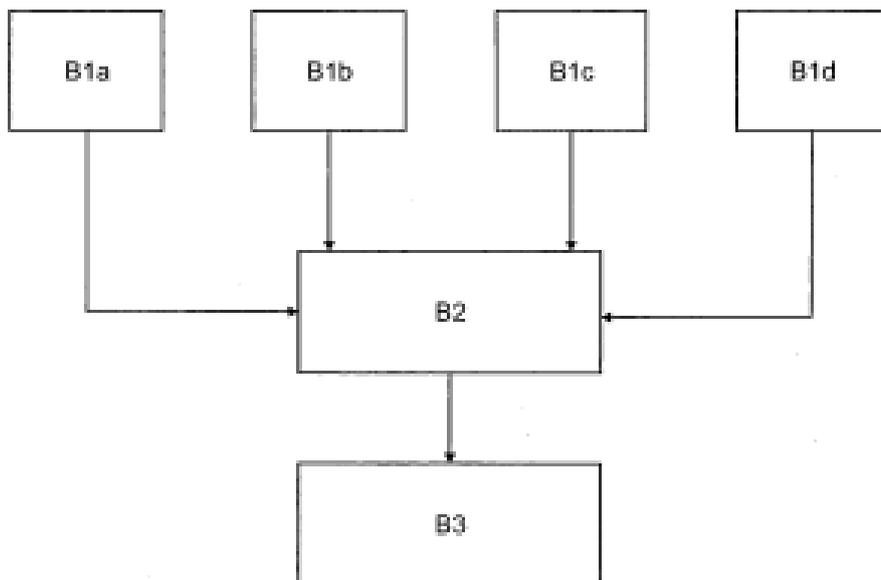


Fig. 3

