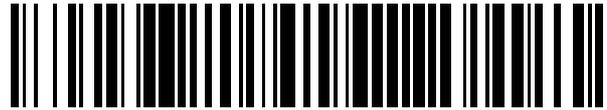


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 581 227**

51 Int. Cl.:

A61B 3/103 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.07.2008 E 08785970 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.04.2016 EP 2173234**

54 Título: **Dispositivo y procedimiento para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo**

30 Prioridad:

09.07.2007 DE 102007032001

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

02.09.2016

73 Titular/es:

**CARL ZEISS VISION GMBH (100.0%)
TURNSTRASSE 27
73430 AALEN, DE**

72 Inventor/es:

**CABEZA-GUILLÉN, JESÚS-MIGUEL y
KRATZER, TIMO**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 581 227 T3

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo y procedimiento para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo

La invención se refiere a un procedimiento para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo de acuerdo con la reivindicación 1 así como a un dispositivo correspondiente para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo de acuerdo con la reivindicación 8 de la patente. Por último, la invención se refiere a un programa de ordenador, a un producto de programa de ordenador y a un ordenador para la ejecución del procedimiento de acuerdo con la invención.

El ojo humano de falta de visión presenta errores refractivos, que se pueden describir en una primera aproximación en forma de esfera, cilindro y eje. En este caso, se supone que la falta de visión del ojo se puede corregir aproximadamente por medio de una lente con una superficie tórica. Esta aproximación es suficiente para corregir una desviación errónea de rayos de luz, que inciden sobre el centro de la pupila del ojo.

Mientras que antes era habitual determinar el error refractivo del ojo humano de falta de visión a partir de la impresión visual subjetiva del investigado, cuando se le ofrecen una pluralidad de optotipos de diferente fuerza de refracción (refracción subjetiva), desde hace algunos años se tiene la posibilidad de medir los errores refractivos del ojo (refracción objetiva). Es posible medir la fuerza de refracción el ojo sobre toda la pupila y especialmente también en las zonas marginales de la pupila. A los errores determinables pertenecen, por ejemplo, aberración esférica, coma, error de hoja de trébol, tipos más elevados de la aberración esférica, etc. La determinación de la refracción objetiva se realiza determinando el frente de las ondas de un haz de luz que se propaga. El documento DE 601 21 123 T2 describe el modo de actuación de principio de un refractor del frente de las ondas y da una visión de conjunto sobre una pluralidad de diferentes variantes.

Desde hace algunos años es habitual describir el error refractivo o bien el error de reproducción del ojo humano por medio del llamado polinomio de Zernike. Los errores cerca del centro del ojo, esfera, cilindro y eje se pueden describir con la ayuda de polinomios de Zernike de segundo orden. Por lo tanto, se habla aquí también con frecuencia de errores de segundo orden. Los errores lejos del centro del ojo se pueden describir con polinomios de Zernike de orden superior. Por lo tanto, estos errores se designan, en general, también como errores de orden superior.

La información obtenida desde un refractor del frente de las ondas se puede utilizar para desarrollar ayudas de visión mejoradas o bien métodos de corrección de la visión mejorados. El ejemplo mejor conocido para un procedimiento de corrección de la visión es la cirugía refractiva asistida por el frente de las ondas. Con este tratamiento se erosiona un volumen con geometría discrecional desde la superficie de la córnea, para corregir los errores de refracción incluyendo los de orden superior.

Una corrección de este tipo no es posible o sólo con condiciones con ayudas de visión, como por ejemplo gafas o una lente de contacto. La particularidad de unas gafas consiste en que el ojo debe mirar a través de diferentes puntos de las gafas. Una corrección completa de los errores de orden superior en unas gafas sólo es posible para una dirección determinada de la visión. Tan pronto como el ojo mira en otra dirección, la corrección de los errores de orden superior no está ya adaptada y empeora la visión. Además, una corrección completa de los errores de orden superior en unas gafas conduciría a distorsiones inaceptables fuera de la zona de esta corrección.

A pesar de todo, la técnica de medición del frente de las ondas conduciría a gafas mejoradas:

La refracción subjetiva se realiza normalmente en condiciones de visión diurna con optotipos ricos en contrastes. Esto conduce a valores de refracción, que están optimizados para estas condiciones, a saber, especialmente para una buena iluminación y para un contraste alto. Esta refracción no es adecuada en muchas personas para visión nocturna y visión en el crepúsculo. Se puede realizar una medición del frente de las ondas en la oscuridad o en condiciones midriáticas. De esta manera, se obtiene información para una pupila mucho mayor, lo que posibilita, por ejemplo, la determinación de una refracción objetiva (especialmente la refracción objetiva de segundo orden), que es adecuada también para condiciones de visión mesópicas o escotópicas.

Además, se sabe que las gafas, especialmente gafas de visión deslizando, presentan aberraciones intrínsecas. Estas aberraciones intrínsecas se pueden combinar junto con el frente medido de las ondas del ojo, para calcular y fabricar gafas mejoradas. Estas gafas pueden posibilitar para al menos una dirección de la visión determinada una corrección al menos parcial de las aberraciones de orden superior del sistema ojo-gafas.

La determinación de una refracción mejorada de segundo orden o de orden superior a partir de la medición del frente de las ondas se conoce a partir del estado de la técnica en una pluralidad de variantes. Se conoce a partir del documento US 7.029.119 B2 derivar la refracción de segundo orden a partir de las curvaturas principales medias del frente de las ondas.

En el documento EP 1 324 689 B se describe, por ejemplo, un sistema para la determinación de una corrección para

5 corregir aberraciones en un ojo de un paciente. El sistema comprende un dispositivo de cálculo para determinar la corrección de señales de datos, de tal manera que, cuando se aplica la corrección al ojo, se optimiza una métrica de la calidad de la imagen sobre un plano de la imagen del ojo. La instalación de cálculo define en una primera etapa un espacio de búsqueda (es decir, valores, que pueden adoptar los coeficientes), de la pluralidad de conjuntos de coeficientes (por ejemplo, esfera, cilindro, eje o los coeficientes correspondientes de Zernike). En una segunda etapa se calcula la métrica de la calidad de la imagen seleccionada previamente (por ejemplo, relación de Strehl, varianza de la función de entrelazado de la imagen de puntos, energía incluida dentro del disco de Airy de la función de entrelazado de la imagen de puntos, etc.) para cada uno de los conjuntos de coeficientes en el espacio de búsqueda (es decir, los valores dióptricos correspondientes para desenfoque y astigmatismo así como la posición axial correspondiente). En una tercera etapa se selecciona el valor óptimo de la métrica de la calidad de la imagen a partir de todos los valores de la métrica de la calidad de la imagen, que han sido calculados en la segunda etapa y en una cuarta etapa se determinan la corrección en coincidencia con uno de los varios conjuntos de coeficientes, para el que ha sido calculado el valor óptimo de la métrica de la calidad de la imagen en la tercera etapa.

15 L. N. Thibos y col. describen en su Artículo "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations", que ha sido publicado en el Journal of Vision (2004) 4, 329-351 el 23 de Abril de 2004, una pluralidad de otros métodos objetivos para la determinación de la refracción a partir de una medición del frente de las ondas.

20 Los métodos indicados anteriormente para la determinación de la refracción subjetiva u objetiva omiten la fisiología del ojo. El ojo no es un sistema estático como los sistemas ópticos clásicos; posee la capacidad de la acomodación. En el proceso de acomodación, la lenta humana modifica tanto su forma como también su posición, para modificar, en general, la capacidad de refracción del ojo. El proceso de acomodación es un proceso continuo, en el que el sistema ojo-cerebro busca constantemente estímulos para generar constantemente la mejor imagen. Esto significa que toda la capacidad de refracción del ojo está sometida a modificaciones de alta frecuencia. Además, se sabe que también la estructura de la aberración del ojo se modifica con la acomodación del ojo. Especialmente la aberración esférica se vuelve negativa por término medio con la acomodación. Por lo tanto, unas gafas que corresponden al valor de refracción objetivo o subjetivo no son consideradas óptimas con frecuencia por el usuario.

30 El cometido de la invención consiste, por lo tanto, en preparar un procedimiento y un dispositivo para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo, que tienen en cuenta la fisiología del ojo, por ejemplo, sobre la base de una medición del frente de las ondas del ojo en el cálculo de una corrección de la visión. Por corrección óptica se entiende en este caso especialmente el grosor de unas gafas o de una lente de contacto, pero también la media de una erosión local de componentes del ojo de falta de visión.

Este cometido se soluciona por medio de un procedimiento para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo con las características de la reivindicación 1 de la patente así como un dispositivo para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo con las características de la reivindicación 8 de la patente.

35 Las formas de realización y los desarrollos ventajosos de la invención se indican en las reivindicaciones dependientes.

40 De acuerdo con la reivindicación principal, el procedimiento para la determinación de la corrección óptica necesaria de la falta de visión de un ojo presupone que la corrección óptica se varía por cálculo dentro de un espacio objetivo o espacio de búsqueda. Este espacio objetivo o espacio de búsqueda no tiene que ser conocido previamente en este caso. Es posible que la corrección óptica se varíe hasta que se cumpla un criterio de rotura. Un criterio de rotura puede ser, por ejemplo, cuando se alcanza un óptimo o un valor muy cerca de este óptimo de un criterio objetivo indicado a continuación.

45 De acuerdo con la invención, ahora se selecciona dentro del espacio objetivo precisamente la corrección óptica como corrección óptica necesaria, en la que la causticación del rayo de luz que se transmite a través de una corrección óptica y el ojo cumple requerimientos predeterminados en la zona de la córnea el ojo. Expresado de otra manera, esto significa que se selecciona la corrección óptica, en la que la calidad o calidades, especialmente del volumen, de la causticación de un rayo de luz que se propaga a través de la corrección óptica y el ojo cumple requerimientos predeterminados en el entorno espacial de la retina el ojo. Por lo tanto, tiene lugar una especie de comparación entre la causticación en el entorno de la retina el ojo con una causticación objetiva o teórica, en la que la causticación objetiva o teórica no tiene que conseguirse necesariamente siempre, sino que ésta puede estar, dado el caso, también sólo muy próxima. Por causticación se entiende la constricción más o menos estrecha de un haz de rayos, que aparece en lugar de un punto de la imagen, que muestra el haz de rayos que parte desde un punto del objeto como consecuencia de errores de reproducción, antes de que se separe.

55 Estos requerimientos necesarios pueden consistir en que una métrica que describe la calidad de la causticación alcanza un valor óptimo (máximo) que excede un cierto valor umbral o está dentro de una zona alrededor del valor óptimo. Este procedimiento se distingue el conocido a partir del estado de la técnica, en el que la corrección óptica se selecciona de tal manera que la refracción de segundo orden solamente está optimizada para un plano de la

imagen el ojo.

La disposición seleccionada de acuerdo con la invención según la reivindicación 8 correspondiente comprende un dispositivo de análisis, para seleccionar la corrección óptica dentro del espacio de búsqueda como corrección óptica necesaria, en la que la causticación de un rayo de luz que pasa a través de la corrección óptica y el ojo en la zona de la retina del ojo cumple los requerimientos predeterminados descritos anteriormente.

En concreto, el procedimiento según la invención para la determinación de la corrección óptica necesaria de la falta de visión de un ojo según la reivindicación 2 comprende las siguientes etapas el procedimiento:

En una primera etapa se preparan las propiedades refractivas del ojo. El ojo se encuentra en este caso en un estado de acomodación predeterminado. Se ha comprobado que es ventajoso que el ojo esté enfocado de forma indefinida, es decir, cuando los rayos de visión de los ojos no convergen en un punto en la cercanía.

Las propiedades refractivas del ojo de falta de visión se pueden determinar, por ejemplo, previamente a través de medición del frente de las ondas del ojo a corregir. En este proceso se habla en el lenguaje técnico inglés de que se genera un "mapa de aberraciones del frente de ondas". En concreto, tal medición de frente de ondas se puede realizar por medio del llamado procedimiento de Shack-Hartmann o por medio del llamado procedimiento de Tscherning. En estos procedimientos se parte de la proyección de un rayo de luz (Hartmann-Shack) o de un patrón de puntos de luz (Tscherning) sobre la retina. Se sigue el desarrollo de los rayos reflejados en el sistema óptico bajo condiciones del frente de las ondas. Se representan las modificaciones de la dirección de los rayos, o bien una reproducción que se desvía del patrón original después de abandonar el sistema óptico. La desviación del desarrollo de este frente de ondas desde el caso ideal se designa como aberración y se puede medir con un aberrómetro. El procedimiento de Hartmann-Shack se utiliza para la toma de imágenes, en general, de una cámara-CCD. Los detalles sobre este procedimiento se deducen, por ejemplo, de la Disertación de G. M. Spitzberger "Änderung der optischen Aberrationen des menschlichen Auges durch Laser in situ keratomileusis" del año 2004.

En lugar de un análisis del frente de las ondas del tipo mencionado anteriormente se puede utilizar el método de Ray-Tracing para la determinación de los errores de la capacidad refractiva del ojo de falta de visión. En este procedimiento se escanea un haz láser muy fino a través de la pupila del ojo sobre la retina. Cada punto del láser puede ser identificado como reflejo sobre la mácula. La posición y la forma de esta reproducción sobre la mácula permiten manifestaciones sobre la refracción y la calidad de la visión.

Las propiedades refractivas del ojo (humano o animal) se pueden determinar finalmente también a través de la medición de la tomografía del ojo. En concreto, se miden las geometrías de las superficies ópticamente activas del ojo; eventualmente incluyendo los índices de refracción de los medios individuales.

En una segunda etapa se determinan variables de conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica. Estas variables pueden estar constituida por esfera, cilindro y eje o bien pueden comprenderlos. También es posible que las variables comprendan las llamadas descripciones superficiales o bien subcantidades de estas descripciones superficiales como acanaladuras, desarrollos de Taylor o desarrollos de Zernike o bien coeficientes individuales de estos desarrollos. También es posible que las variables de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica comprendan radios de curvatura principal.

La tecnología de ordenador permite utilizar como variables que describen la corrección óptica los coeficientes de una representación de base o de superficie algebraica adecuada para la descripción de la corrección óptica, como por ejemplo coeficientes de Spline, de Zernike o de Taylor.

En una tercera etapa está previsto preparar un procedimiento adecuado para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros, que suministra para las propiedades refractivas del ojo preparadas o bien determinadas en la primera etapa corrección óptica óptima, que cumple los requerimientos predeterminados. A continuación se designa esta corrección óptica como corrección óptica objetiva o para el caso de un procedimiento de optimización descrito a continuación como corrección óptica óptima.

Se han revelado como adecuados, por ejemplo, un procedimiento de Newton-Raphson, un procedimiento de Hill-Climbing o un procedimiento "Alles Ausprobier Verfahren", en el que dentro de un espacio de búsqueda de conjuntos de parámetros, todos los conjuntos de parámetros que se encuentran allí son verificados con respecto a los requerimientos predeterminados, en particular con respecto a un óptimo.

Hay que indicar que las tres etapas indicadas anteriormente no definen ninguna secuencia temporal, más bien carece de importancia cuál de las tres etapas se realiza primero y en qué secuencia se preparan las informaciones correspondientes. Solamente interesa que las informaciones estén disponibles para el proceso siguiente para la determinación de la corrección óptica objetiva, en particular de la corrección óptica óptima.

En una cuarta etapa (siguiente) se determinan ahora al menos dos submétricas en diferentes estadios de propagación asociados de la luz a través del sistema óptico que comprende el ojo y la corrección óptica para uno de

los conjuntos de parámetros. Expresado de otra manera, la luz pasa a través del sistema óptico ojo / corrección. Se observa ahora la desviación del rayo de luz, expresada, respectivamente, a través de una métrica de calidad (submétrica) frente al caso ideal, cuando éste pasa (se propaga) con diferente amplitud a través del ojo o bien el sistema ojo/corrección. De la misma manera es concebible una propagación en dirección inversa, es decir, desde el sistema ojo/corrección en dirección al objeto. Esta propagación no está fijada sobre una dirección fija a través del sistema ojo/corrección, sino que se puede realizar para muchas direcciones discretas (en general, direcciones de la visión).

En la literatura (por ejemplo, L. N. Thibos y col. ver arriba) se distingue con frecuencia entre métricas de la pupila (inglés: pupil-plane metrics) y métricas de la calidad de la imagen (inglés: image-plane metrics). Es evidente para el técnico que, en principio, se pueden utilizar ambos tipos de métrica de calidad como submétricas.

Así, por ejemplo, estas submétricas pueden ser métricas de la calidad del rayo, como por ejemplo métricas, que determinan la relación-Strehl o la energía incluida dentro del disco de Airy de la función de entrelazado de la imagen de puntos. También es posible que las submétricas sean métricas geométricas, como por ejemplo aquellas que tienen en cuenta la curvatura media del frente de las ondas.

También es posible tener en cuenta el procesamiento neuronal de la señales de la imagen registrada por el ojo humano, como se describe, por ejemplo, también en L. N. Thibos y col, en la página 330, columna derecha, centro con referencia a otros diversos lugares de la literatura.

En una quinta etapa siguiente se determinas una métrica general (que refleja especialmente la calidad de la causticación) (métrica de causticación) a partir de una suma pondera de las submétricas determinadas previamente. Es posible que todas las submétricas sean ponderadas iguales en la determinación de la métrica general (métrica de causticación). No obstante, se ha constatado que es favorable que se pondere más fuerte una submétrica de un estadio de propagación preferido que las submétricas en los estados de propagación delante y/o detrás de este estadio de propagación preferido. Si se parte, por ejemplo, de submétricas, que tienen en cuenta la calidad de la imagen en diferentes planos, entonces, por ejemplo, con preferencia la submétrica para la imagen sobre la retina (que corresponde a la submétrica en el estadio de propagación preferida) se ponderaría más fuerte que la submétrica para una imagen delante o detrás de la retina del ojo. La ponderación podría ser, por ejemplo, 60/40.

Si se parte de más de dos o tres submétricas en diferentes estadios de propagación, se ha comprobado, además, que es favorable que las submétricas sean ponderadas menos fuertemente en los estadios de propagación delante y/o detrás el estado de propagación preferido a medida que se incrementa la distancia desde el estadio de propagación preferido. En el supuesto ejemplar de submétricas, que tienen en cuenta la calidad de la imagen en diferentes planos (ver arriba), con preferencia la submétrica para la imagen sobre la retina (que corresponde a la submétrica en el estadio de propagación preferida) se ponderaría más fuertemente que la submétrica para una imagen a una distancia de 0,5 dpt delante o detrás de la retina del ojo. La submétrica para una imagen a una distancia de 0,5 dpt delante o detrás de la retina se ponderaría de nuevo más fuerte que la submétrica para una imagen a una distancia de una dpt de la retina. La ponderación podría ser, por ejemplo, 50/30/20, cuando delante de la retina no se tiene en cuenta ninguna submétrica, pero detrás de la retina entran otras dos submétricas en diferentes planos de la imagen en el cálculo. De la misma manera es posible tomar, en el caso de propagación en la dirección del objeto, el plano del objeto como estadio de propagación preferido.

En otra forma de realización, se ha comprobado que es favorable que en lugar de submétricas discretas individuales se calcule la distribución de la intensidad en el espacio tridimensional del haz de rayos con la ayuda de un formalismo de Nijboer-Zernike modificado (continuo de submétricas) y la densidad de la energía a lo largo de esta distribución de la intensidad sea utilizada como parámetro para la determinación del conjunto de parámetros objetivos, en particular para la optimización del conjunto de parámetros optimo.

En una sexta etapa siguiente, se realizan las etapas cuatro y cinco para todos los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros de acuerdo con al procedimiento preparado en la etapa tres.

En la séptima etapa se selecciona el conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros, para los que han sido realizadas las etapas cuatro y cinco, que suministra la métrica general objetiva (métrica de causticación objetiva), que cumple los requerimientos indicados. Por ejemplo, la métrica general óptima es, en general, la métrica con el valor máximo (o que se desvía insignificamente de él).

Estas etapas del procedimiento se pueden realizar para diferentes estados de acomodación del ojo. Si éste es el caso, entonces se calcula en una etapa siguiente un conjunto final de parámetros objetivos, que suministra la métrica general objetiva final (por ejemplo, métrica general óptima final) a partir de ponderaciones de todas las métricas generales objetivas determinadas previamente (por ejemplo, métricas generales óptimas) para los diferentes estados de acomodación del ojo.

En una octava etapa, se determina la corrección óptica necesaria a partir del conjunto de parámetros objetivos

(finales) (por ejemplo, conjunto de parámetros (finales) óptimos) seleccionado en la etapa siete y, dado el caso, seleccionado para diferentes estados de acomodación del ojo.

La disposición de acuerdo con la invención para la determinación de la corrección óptica necesaria de la falta de visión de un ojo comprende un dispositivo de entrada para la preparación de las propiedades refractivas el ojo así como un dispositivo de análisis. El dispositivo de análisis está previsto para determinar en primer lugar al menos dos submétricas en diferentes estadios de propagación asociados de un rayo de luz a través el sistema óptico que comprende el ojo y la corrección para un conjunto de parámetros de las variables que describen la corrección óptica. A partir de una suma ponderada de las submétricas, el dispositivo de análisis determina entonces una métrica general. Este proceso de la determinación de submétricas y el cálculo siguiente de una métrica general se repiten por el dispositivo de análisis para otros conjuntos de parámetros de las variables que describen la corrección óptica, que son necesarios para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos (por ejemplo, conjunto de parámetros óptimos). El dispositivo de análisis está instalado, además, para seleccionar el conjunto de parámetros objetivos (por ejemplo, conjunto de parámetros óptimos) a partir de los conjuntos de parámetros, para los que se ha realizado el proceso de la determinación de submétricas y el cálculo siguiente de una métrica general, que suministra la métrica general objetiva (por ejemplo, métrica general óptima). El dispositivo de análisis está configurado, además, para determinar la corrección óptica necesaria a partir del conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa precedente (por ejemplo, conjunto de parámetros óptimos). Con preferencia, el dispositivo de acuerdo con la invención presenta un dispositivo de entrada, para emitir las informaciones que definen la corrección óptica detectables por un usuario.

El dispositivo de entrada puede comprender, por ejemplo, un teclado, al que se pueden suministrar informaciones sobre las propiedades refractivas del ojo, determinadas a través de una medición del frente de las ondas.

De manera alternativa o adicional, el dispositivo de entrada puede estar conectado con un dispositivo de medición del frente de las ondas para la medición de las propiedades refractivas del ojo (refractor del frente de las ondas) y/o con un aberrómetro según el principio de Shack-Hartmann /o con un aberrómetro según el procedimiento de Tscherning y/o con un tomógrafo para el ojo y/o con un aberrómetro que trabaja según el método de Ray-Tracing, a través de una interfaz adecuada.

Por lo demás, se proponen un programa de ordenador y un ordenador para la ejecución del programa de ordenador, para realizar el procedimiento según la invención. El programa de ordenador se puede equipar con medios de códigos de programas, para ejecutar todas las etapas del procedimiento de acuerdo con una de las variantes mencionadas anteriormente. El producto de programa de ordenador puede estar equipado con medios de códigos de programas, que están registrados en un soporte de datos legible por ordenador, para ejecutar todas las etapas el procedimiento de acuerdo con una de las variantes mencionadas anteriormente, cuando se ejecuta el producto de programa de ordenador en un ordenador. El producto de programa de ordenador puede estar instalado, por ejemplo, para ejecutar a través de Internet o redes comparables el análisis de datos independientemente del lugar del registro de datos en un lugar discrecional. El programa de ordenador puede estar registrado en un soporte de datos. Según la invención, se puede prever un ordenador con un dispositivo de representación y un dispositivo de entrada, que está instalado para la ejecución del programa de ordenador.

A continuación se describe en detalle la invención con la ayuda del dibujo. Los componentes iguales o de la misma función están provistos en todas las figuras con idénticos signos de referencia. En este caso:

La figura 1 muestra un ojo humano con falta de visión con una lente de gafa, en la que las propiedades de refracción de la lente de gafas están seleccionadas de manera convencional, de tal forma que se optimiza objetivamente una métrica de la calidad de la imagen sobre la retina del ojo.

La figura 2 muestra un ojo humano con falta de visión con una lente de gafas, en el que las propiedades de refracción de la lente de gafas están seleccionadas de acuerdo con la invención, de tal manera que se optimiza objetivamente la causticación de un haz de luz que incide en el ojo en la zona de la retina del ojo.

La figura 3 muestra el ojo humano de acuerdo con la figura 2 con representación esquemática de la función de entrelazado de la imagen de puntos en diferentes estadios de propagación de la luz.

La figura 1 muestra un ojo humano 1 con falta de visión con una lente de gafas 2 en la sección transversal. Un haz 3 de rayos de luz paralelos 3a, 3b 3c, 3d, 3e entra a través de la lente de gafas 2 en el ojo 1. El iris 4 limita la cantidad de luz incidente. Los rayos de luz 3a, 3b, 3c, 3d, 3e son reproducidos, en virtud de la capacidad de refracción no ideal del sistema óptico, que comprende la lente de gafas 2 y la lente del ojo 5, de una manera no ideal sobre la retina (retina) 6 del ojo 1.

A partir del estado de la técnica, mencionado por ejemplo en el documento EP 1 324 689 B1, se conoce seleccionar la refracción de segundo orden de la lente de gafas 2 de tal manera que ésta suministra una imagen óptima en un plano de la imagen, con preferencia en el plano de la retina 7. Este procedimiento puede conducir a que la calidad de la imagen caiga muy rápidamente fuera de este plano 7. Tal caída puede aparecer muy rápidamente, por

ejemplo, en el caso de aberraciones esféricas altas. Esto significaría para el ojo un esfuerzo extraordinario, puesto que el estado acomodativo del ojo debe mantenerse muy exacto, para obtener una buena calidad de la imagen.

5 Este problema se soluciona según la invención porque la causticación 8 del haz de luz 3 es optimizado alrededor del plano de la imagen 7, es decir, sobre la retina 6, sobre la que se reproduce el haz de luz 3 (ver la figura 2). A través de este modo de proceder se puede elevar, por ejemplo, la profundidad de la nitidez de la reproducción. Al mismo tiempo, la calidad de la imagen sobre el plano de la imagen 7 propiamente dicho sería eventualmente peor en una medida insignificante que el óptimo alcanzable allí. Pero a tal fin esta medida proporciona una impresión aparente más agradable y libre de molestias, por que se eliminan fluctuaciones del ojo.

La optimización de la causticación se puede realizar, por ejemplo, de la siguiente manera:

10 En primer lugar, se determina un llamado "mapa de aberraciones del frente de ondas" del ojo que se encuentra en un estado de acomodación predeterminado. Expresado de otra manera, se realiza una medición del frente de ondas para una superficie definida predeterminada de la pupila.

15 Luego se determina un espacio de búsqueda de conjuntos de variables que describen la corrección óptica, como por ejemplo esfera, cilindro, eje. Además, se determina una métrica de la calidad de la imagen, que representa una medida de la calidad de la imagen, que resulta a partir de la aplicación de la corrección óptica 2 sobre el ojo, en el plano de la imagen 7 del ojo 1, para cada conjunto dentro de este espacio de búsqueda. De la misma manera, se determinan en un plano 9 delante del plano de la imagen 7 del ojo 1 y en un plano 10 detrás del plano de la imagen 7 del ojo 1 las métricas de la calidad de la imagen para cada conjunto dentro del espacio de búsqueda. El plano 9 puede estar, por ejemplo $d_1 = \frac{1}{2}$ dpt (= aproximadamente 0,3 mm) delante de la retina 6, el plano 10 aproximadamente $d_2 = -\frac{1}{2}$ dpt (= aproximadamente 0,3 mm) detrás de la retina 6. El ojo estándar presenta una dimensión d de aproximadamente 43dpt (= aproximadamente 2,47 cm). La figura 3 muestra para ilustración de este hecho las funciones de rayos puntuales 11, 12, 13 en los planos 7, 9, 10 indicados anteriormente de un ojo 1 humano.

25 A través de ponderación correspondiente de las métricas de la calidad de la imagen en los diferentes planos 7, 9, 10 se calcula para cada conjunto de parámetros dentro del espacio de búsqueda una métrica de causticación que representa una medida para la causticación en la zona de los tres planos 7, 9, 10. Esta métrica de causticación es, por lo tanto, una medida de la calidad de la causticación para el conjunto de parámetros respectivo.

30 A partir de todas las métricas generales calculadas, cuyo número corresponde al número de los conjuntos dentro del espacio de búsqueda, se selecciona ahora la métrica general óptima, es decir, la causticación con la máxima calidad. La corrección óptica necesaria, es decir, la distribución de la capacidad de refracción de la lente de gafas 2 o el frente de ondas 2, se determina finalmente teniendo en cuenta el conjunto, a partir del cual resulta la métrica general óptima seleccionada.

35 En lugar de la determinación de un "mapa de aberraciones del frente de ondas" para un único estado de acomodación de un ojo, se pueden determinar también "mapas de aberraciones" para varios estados de acomodación y se puede realizar el procedimiento indicado anteriormente para todos los estados de acomodación. El proceso de optimización descrito anteriormente se puede mejorar también utilizando no sólo el frente de ondas del ojo para lejos. Cuando se habla de medición de frente de ondas, se refiere normalmente al frente de ondas del ojo, que se acomoda al infinito. Pero también es posible medir el frente de ondas del ojo en diferentes estados de acomodación. De ello resulta un conjunto de frentes de ondas del ojo. El proceso de optimización anterior se puede repetir para los diferentes frentes de ondas para diferentes estados de acomodación. De ello resulta una corrección óptica, que contiene, además de la optimización lejana, una optimización de cerca.

Además, por ejemplo, es posible tener en cuenta sólo las métricas de la calidad de la imagen de dos planos delante y detrás del plano de la retina y derivar a partir de ello una métrica general.

45 En lugar de la determinación de varias métricas de la calidad de la imagen en diferentes planos de corte y del cálculo de un valor medio que representa una métrica general, se puede calcular la calidad de la causticación alrededor del plano de la imagen, por ejemplo también a través de Ray-Tracing suponiendo un modelo adecuado de ojos.

50 Para la aplicación de la calidad de la causticación se pueden aplicar diferentes métricas, por ejemplo el diámetro de la causticación, que incluye más que una cierta porción de la energía, o la porción de la energía, que aparece en una cierta zona alrededor del eje óptico, u otras métricas.

En el proceso de optimización anterior se tienen en cuenta las aberraciones intrínsecas de las gafas.

Los objetos indicados a continuación están formulados en el sentido de cláusulas y representan otros procedimientos, dispositivos, programas de ordenador y productos de programas de ordenador, que no son objeto

de la invención.

- 5 A. Un procedimiento para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), en el que la corrección óptica (2) se varía por cálculo dentro de un espacio objetivo, caracterizado por que la corrección óptica (2) se selecciona dentro del espacio objetivo como corrección óptica (2) necesaria, en la que la causticación (8) de un rayo de luz que pasa a través de la corrección óptica (2) y el ojo (1) cumple requerimientos predeterminados en la zona de la retina (6) del ojo (1).
- B. Un procedimiento para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), especialmente según la cláusula 1, con las siguientes etapas del procedimiento:
- 10 a) determinación de las propiedades refractivas del ojo (1),
- b) preparación de variables de conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2),
- c) preparación de un procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros, que describen la corrección óptica (2), que proporciona la corrección objetiva óptica (2) para las propiedades refractiva del ojo (1) preparadas en la etapa a)
- 15 d) determinación de al menos dos submétricas en diferentes estadios de propagación (7, 9, 10) asociados de un rayo de luz (3) a través del sistema óptico que comprende el ojo y la corrección para uno de los conjuntos de parámetros,
- e) determinación de una métrica general a partir de una suma ponerla de las submétricas,
- f) realización de las etapas d) y e) para los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros objetivos de acuerdo con el procedimiento preparado en la etapa c),
- 20 g) selección del conjunto de parámetros objetivos, que suministra la métrica general de objetivos, a partir de los conjuntos de parámetros, para los que han sido realizadas las etapas d) y e),
- h) determinación de la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa g).
- 25 C. Un procedimiento para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), especialmente según la cláusula 1, con las siguientes etapas del procedimiento:
- a) determinación de las propiedades refractivas del ojo (1),
- b) preparación de variables de conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2),
- 30 c) preparación de un procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros, que describen la corrección óptica (2), que proporciona la corrección objetiva óptica (2) para las propiedades refractiva del ojo (1) preparadas en la etapa a)
- d) determinación de al menos una métrica que caracteriza la densidad de energía de la distribución de la intensidad en el espacio tridimensional de un haz de luz a través del sistema óptico que comprende el ojo y la corrección para uno de los conjuntos de parámetros,
- 35 e) realización de la etapa d) para los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros objetivos de acuerdo con el procedimiento preparado en la etapa c),
- f) selección del conjunto de parámetros objetivos, que suministra la métrica general de objetivos, a partir de los conjuntos de parámetros, para los que ha sido realizada la etapa d),
- g) determinación de la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa f).
- 40 D. Procedimiento según la cláusula B o C, en el que las propiedades refractivas el ojo (1) se determinan a través de medición del frente de las ondas, en particular por medio del procedimiento de Shack-Hartmann y/o por medio del procedimiento de Tscherning y/o por medio del método de Ray-Tracing.
- E. Procedimiento según la cláusula B o C, en el que las propiedades refractivas del ojo (1) se determinan a través de la medición de la tomografía del ojo (1).
- 45 F. Procedimiento según una de las cláusulas B a E, en el que las variables de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2) comprenden esfera, cilindro y eje.

- G. Procedimiento según una de las cláusulas B a E, en el que las variables de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2) comprenden radios de curvatura principal.
- 5 H. Procedimiento según una de las cláusulas B a E, en el que las variables de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2) están constituidas por los coeficientes de una base algebraica adecuada para la descripción de la corrección óptica.
- I. Procedimiento según la cláusula H, en el que la base algebraica comprende coeficientes de Zernike o coeficientes de Taylor.
- 10 J. Procedimiento según una de las cláusulas B a I, en el que el procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2) son un procedimiento de Newton-Raphson o un procedimiento de Hill-Climbing o un procedimiento, en el que dentro de un espacio de búsqueda de conjuntos de parámetros, todos los conjuntos de parámetros que se encuentran allí son verificados con respecto a un óptimo.
- K. Procedimiento según una de las cláusulas B y D a I, en el que la submétricas son métrica de la calidad del rayo.
- 15 L. Procedimiento según la cláusula K, en el que las métricas de la calidad del rayo son la relación de Strehl y/o la energía incluida dentro de una sección transversal, a través de la cual pasa el rayo de luz.
- M. Procedimiento según una de las cláusulas B y D a I, en el que las submétricas son métricas geométricas.
- N. Procedimiento según la cláusula M, en el que las métricas geométricas comprenden la curvatura media del frente de las ondas.
- O. Procedimiento según una de las cláusulas B y D a N, en el que todas las submétricas son ponderadas iguales.
- 20 P. Procedimiento según una de las cláusulas B y D a N, en el que la submétrica es ponderada más fuerte en un estadio de propagación preferente (7), que las submétrica en los estadios de propagación (9, 10) delante y/o detrás del estadio de propagación preferente (7),
- 25 Q. Procedimiento según la cláusula P, en el que las submétricas son ponderadas menos en los estadios de propagación (9, 10) delante y/o detrás del estado de propagación (7) preferido a medida que se incrementa la distancia desde el estado de propagación (7) preferido.
- R. Procedimiento según una de las cláusulas B a Q, en el que la métrica general objetiva es la métrica general con el valor máximo o un valor que se desvía poco de este valor.
- S. Procedimiento según una de las cláusulas B a R, en el que las otras etapas del procedimiento son las siguientes:
- 30 i) realización de las etapas el procedimiento a) a h) para diferentes estados de acomodación del ojo (1),
- j) selección del conjunto de parámetros objetivos finales, que suministra la métrica general objetiva a partir de todas las métricas generales determinada en la etapa i) para los diferentes estados de acomodación del ojo (1),
- k) determinación de la corrección óptica necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos finales seleccionados en la etapa j).
- 35 T. Dispositivo para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), que varía por cálculo la corrección óptica (2) dentro de un espacio objetivo, caracterizado por que está previsto un dispositivo de análisis, que selecciona la corrección óptica (2) dentro del espacio objetivo como corrección óptica (2) necesaria, en el que la causticación de un rayo de luz (3) que pasa a través de la corrección óptica (2) y el ojo (1) cumple requerimientos predeterminados en la zona de la retina (6) del ojo (1).
- 40 U.- Dispositivo para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), especialmente según la cláusula T, con
- un dispositivo de entrada para la preparación de las propiedades refractivas del ojo (1),
- un dispositivo de análisis, que
- 45 i) determina al menos dos submétricas en diferentes estadios de propagación asociadas (7, 9, 10) de un rayo de luz (3) a través del sistema óptico que comprende el ojo (1) y la corrección óptica (2) para un conjunto de parámetros de las variables que describen la corrección óptica (2),
- ii) a partir de una suma ponderada de las submétricas, determina una métrica general,

- iii) se repiten las etapas i) y ii) para otros conjuntos de parámetros de las variables que describen la corrección óptica (2), que son necesarias para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos,
- iv) selecciona el conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros para los que se han realizado las etapas i) y ii), que suministra la métrica general objetiva, y
- 5 v) determina la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa iv).
- V. Dispositivo para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), especialmente según la cláusula T, con
- un dispositivo de entrada para la preparación de las propiedades refractivas del ojo (1),
- 10 - un dispositivo de análisis, que
- i) prepara variables de principios de parámetros, que describen la corrección óptica (2),
- ii) prepara un procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2), que suministra una corrección óptica objetiva (2) para las propiedades refractivas del ojo (1) preparadas en la etapa i),
- 15 iii) determina al menos una métrica, que caracteriza la densidad de energía de la distribución de la intensidad en el espacio tridimensional de un haz de luz a través del sistema óptico que comprende el ojo (1) y la corrección óptica (2),
- iv) realiza la etapa iii) para los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros objetivos de acuerdo con el procedimiento preparado en la etapa ii),
- 20 v) selecciona el conjunto de parámetros objetivos, que suministra la métrica objetiva, a partir de los conjuntos de parámetros, para los que se ha realizado la etapa iv),
- vi) determina la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa v).
- W. Dispositivo según la cláusula U ó V, en el que el análisis en el dispositivo de análisis tiene lugar cerca o lejos del lugar del registro de datos.
- 25 X. Dispositivo según una de las cláusulas U, V o W, en el que el dispositivo de entrada comprende un teclado, al que se pueden suministrar informaciones sobre las propiedades refractivas del ojo (1).
- Y.- Dispositivo según una de las cláusulas U a V, en el que el dispositivo de entrada está conectado con un dispositivo de medición del frente de las ondas para la medición de las propiedades refractivas del ojo (1) y/o con un aberrómetro según el principio de Shack-Hartmann y/o con un tomógrafo para el ojo y/o con un aberrómetro para el procedimiento de Tscherning y/o con un aberrómetro según el método de Ray-Tracing.
- 30 Z.- Producto de programa de ordenador con medios de códigos de programas, para realizar todas las etapas del procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones A a R.
- AA. Producto de programa de ordenador con medios de códigos de programas, que están registrados en un soporte de datos legible por ordenador, para realizar todas las etapas del procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones A a 1R, cuando el producto de programa se ejecuta en un ordenador.
- 35 AB. Producto de programa de ordenador según la cláusula AA, que realiza a través de Internet o redes comparables el análisis de los datos independientemente del lugar del registro de datos en un lugar discrecional.
- AC. Soporte de datos, en el que está registrado un programa de ordenador según la cláusula Z.
- 40 AD. Ordenador con un dispositivo de representación y un dispositivo de entrada, instalados para la realización del programa de ordenador según la cláusula Z.

REIVINDICACIONES

- 1.- Procedimiento para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), en el que la corrección óptica (2) se varía por cálculo dentro de un espacio objetivo, caracterizado por que la causticación, a saber, la constricción de un haz de rayos, que aparece en lugar de un punto de la imagen, que muestra el haz de rayos que parte desde un punto del objeto como consecuencia de errores de reproducción, se compara, antes de que se separe de nuevo un rayo de luz que se transmite a través de la corrección óptica y el ojo en el entorno espacial de la retina del ojo, con una causticación teórica, en el que la corrección óptica se varía hasta que se cumple un criterio de rotura, y por que la corrección óptica (2) se selecciona dentro del espacio objetivo como corrección óptica (2) necesaria, en la que la causticación (8) de un rayo de luz que pasa a través de la corrección óptica (2) y el ojo (1) cumple requerimientos predeterminados en la zona de la retina (6) del ojo (1), alcanzando la causticación teórica aproximándose mucho a la causticación teórica.
- 2.- Procedimiento para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), especialmente según la reivindicación 1, con las siguientes etapas del procedimiento:
- a) determinación de las propiedades refractivas del ojo (1),
 - b) preparación de variables de conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2) dentro de un espacio de búsqueda,
 - c) preparación de un procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros, que describen la corrección óptica (2), que proporciona la corrección objetiva óptica (2) para las propiedades refractiva del ojo (1) preparadas en la etapa a)
 - d) determinación de al menos dos submétricas en diferentes estadios de propagación (7, 9, 10) asociados de un rayo de luz (3) a través del sistema óptico que comprende el ojo y la corrección para uno de los conjuntos de parámetros,
 - e) determinación de una métrica general a partir de una suma ponerla de las submétricas,
 - f) realización de las etapas d) y e) para los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros objetivos de acuerdo con el procedimiento preparado en la etapa c),
 - g) selección del conjunto de parámetros objetivos, que suministra la métrica general de objetivos, a partir de los conjuntos de parámetros, para los que han sido realizadas las etapas d) y e),
 - h) determinación de la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa g).
- 3.- Un procedimiento para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), especialmente según la reivindicación 1, con las siguientes etapas del procedimiento:
- a) determinación de las propiedades refractivas del ojo (1),
 - b) preparación de variables de conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2) dentro de un espacio de búsqueda,
 - c) preparación de un procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros, que describen la corrección óptica (2), que proporciona la corrección objetiva óptica (2) para las propiedades refractiva del ojo (1) preparadas en la etapa a),
 - d) determinación de al menos una métrica, que caracteriza la densidad de energía de la distribución de la intensidad en el espacio tridimensional de un haz de luz a través del sistema óptico que comprende el ojo y la corrección para uno de los conjuntos de parámetros, caracterizado para uno de los conjuntos de parámetros y de las propiedades refractivas del ojo,
 - e) realización de la etapa d) para los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros objetivos de acuerdo con el procedimiento preparado en la etapa c),
 - f) selección del conjunto de parámetros objetivos, que suministra la métrica general de objetivos, a partir de los conjuntos de parámetros, para los que ha sido realizada la etapa d),
 - g) determinación de la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa f).
- 4.- Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, caracterizado por que la submétrica se pondera en un estadio de propagación (7) preferido más fuertemente que las submétricas en los estadios de propagación (9, 10) delante

y/o detrás del estadio de propagación (7) preferido.

5.- Procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4, caracterizado por que las submétricas son ponderadas menos en los estadios de propagación (9, 10) delante y/o detrás del estado de propagación (7) preferido a medida que se incrementa la distancia desde el estado de propagación (7) preferido.

5 6.- Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 2 a 5, caracterizado por que la métrica general objetiva es la métrica general con el valor máximo o un valor que se desvía poco de este valor.

7.- Procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 2 a 6, caracterizado por las otras etapas del procedimiento siguiente:

i) realización de las etapas el procedimiento a) a h) para diferentes estados de acomodación del ojo (1),

10 j) selección del conjunto de parámetros objetivos finales, que suministra la métrica general objetiva a partir de todas las métricas generales determinada en la etapa i) para los diferentes estados de acomodación del ojo (1),

k) determinación de la corrección óptica necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos finales seleccionados en la etapa j).

15 8.- Dispositivo para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1), que varía por cálculo la corrección óptica (2) dentro de un espacio objetivo, caracterizado por que está previsto un dispositivo de análisis, que compara la causticación, saber, la constricción de un haz de rayos, que aparece en lugar de un punto de la imagen, que muestra el haz de rayos que parte desde un punto del objeto como consecuencia de errores de reproducción, antes de que se separe de nuevo, de un rayo de luz que se transmite a través de la corrección óptica y el ojo en el entorno espacial de la retina del ojo, con una causticación teórica, en el que la corrección óptica se varía hasta que se cumple un criterio de rotura, y que selecciona la corrección óptica (2) dentro
20 del espacio objetivo como corrección óptica (2) necesaria, en el que la causticación de un rayo de luz (3) que pasa a través de la corrección óptica (2) y el ojo (1) cumple requerimientos predeterminados en la zona de la retina (6) del ojo (1), alcanzando la causticación teórica aproximándose mucho a la causticación teórica.

25 9.- Dispositivo para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1) de acuerdo con la reivindicación 8, con

- un dispositivo de entrada para la preparación de las propiedades refractivas del ojo (1),

- un dispositivo de análisis, que

30 i) determina al menos dos submétricas en diferentes estadios de propagación asociadas (7, 9, 10) de un rayo de luz (3) a través del sistema óptico que comprende el ojo (1) y la corrección óptica (2) para un conjunto de parámetros de las variables que describen la corrección óptica (2) y la propiedades refractivas del ojo, en el que los estadios de propagación están fijados a través de la medida en que un rayo de luz se propaga a través del sistema óptico,

ii) a partir de una suma ponderada de las submétricas se determina una métrica general,

35 iii) se repiten las etapas i) y ii) para otros conjuntos de parámetros dentro de un espacio de búsqueda de las variables que describen la corrección óptica (2), que son necesarias para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos,

iv) selecciona el conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros para los que se han realizado las etapas i) y ii), que suministra la métrica general objetiva, y

40 v) determina la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa iv).

10.- Dispositivo para la determinación de la corrección óptica (2) necesaria de la falta de visión de un ojo (1) de acuerdo con la reivindicación 8, con

- un dispositivo de entrada para la preparación de las propiedades refractivas del ojo (1),

- un dispositivo de análisis, que

45 i) prepara variables de principios de parámetros, que describen la corrección óptica (2), dentro de un espacio de búsqueda,

ii) prepara un procedimiento para la determinación de un conjunto de parámetros objetivos a partir de los conjuntos de parámetros que describen la corrección óptica (2), que suministra una corrección óptica

objetiva (2) para las propiedades refractivas del ojo (1) preparadas en la etapa i),

iii) determina al menos una métrica, que caracteriza la densidad de energía de la distribución de la intensidad en el espacio tridimensional de un haz de luz a través del sistema óptico que comprende el ojo (1) y la corrección óptica (2) para uno de los conjuntos de parámetros y las propiedades refractiva el ojo,

5 iv) realiza la etapa iii) para los conjuntos de parámetros, que son necesarios para la determinación del conjunto de parámetros objetivos de acuerdo con el procedimiento preparado en la etapa ii),

v) selecciona el conjunto de parámetros objetivos, que suministra la métrica objetiva, a partir de los conjuntos de parámetros, para los que se ha realizado la etapa iv),

10 vi) determina la corrección óptica (2) necesaria teniendo en cuenta el conjunto de parámetros objetivos seleccionado en la etapa v).

11.- Dispositivo de acuerdo con la reivindicación 9 ó 10, caracterizado por que el análisis en el dispositivo de análisis tiene lugar cerca o lejos del lugar del registro de datos.

15 12.- Dispositivo de acuerdo con una de las reivindicaciones 9, 10 u 11, caracterizado por que el dispositivo de entrada está conectado con un dispositivo de medición del frente de las ondas para la medición de las propiedades refractivas del ojo (1) y/o con un aberrómetro según el principio de Shack-Hartmann y/o con un tomógrafo para el ojo y/o con un aberrómetro para el procedimiento de Tscherning y/o con un aberrómetro según el método de Ray-Tracing.

20 13.- Producto de programa de ordenador con medios de códigos de programas, que están registrados en un soporte de datos legible por ordenador, para realizar todas las etapas del procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 7, cuando el producto de programa se ejecuta en un ordenador.

14.- Producto de programa de ordenador de acuerdo con la reivindicación 13, que realiza a través de Internet o redes comparables el análisis de los datos independientemente del lugar del registro de datos en un lugar discrecional.

25 15.- Soporte de datos, en el que está registrado un programa de ordenador con medios de códigos de programas, para ejecutar todas las etapas del procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 7.

FIG.1

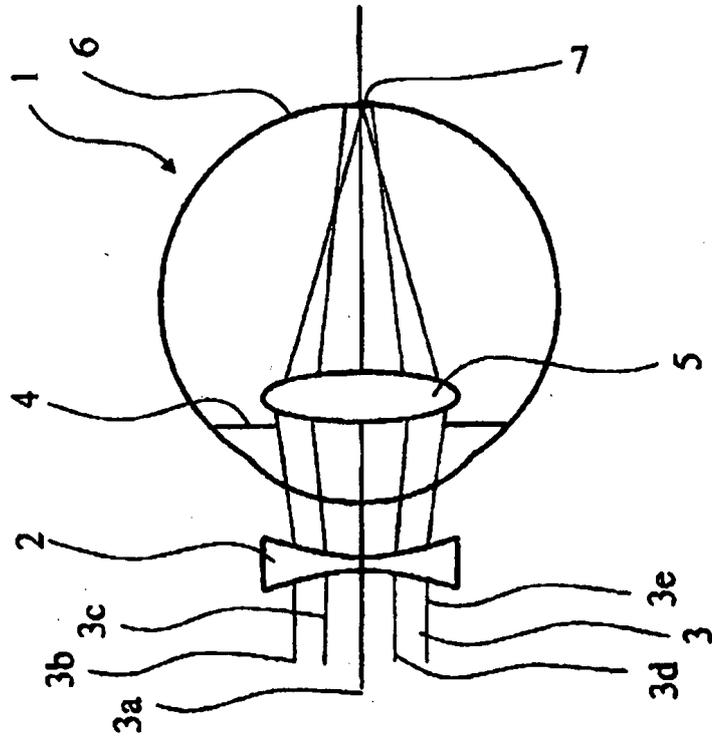
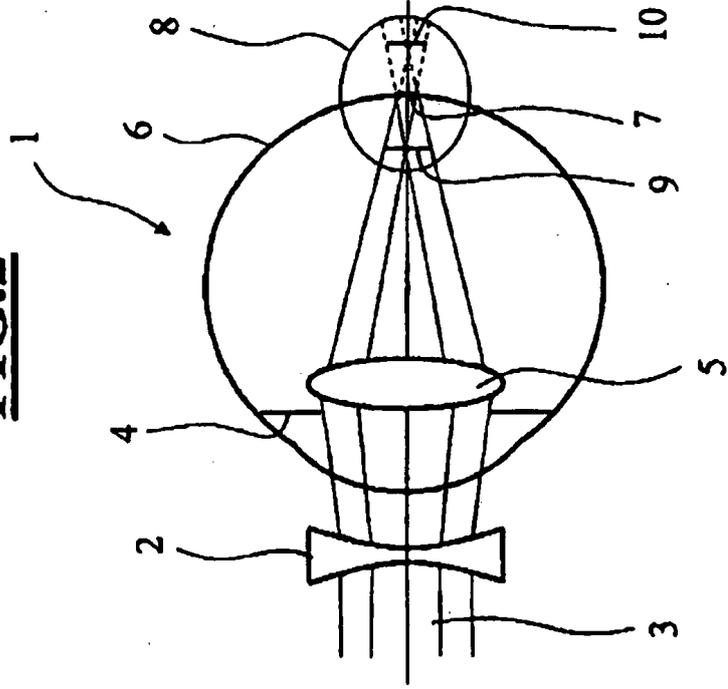


FIG.2



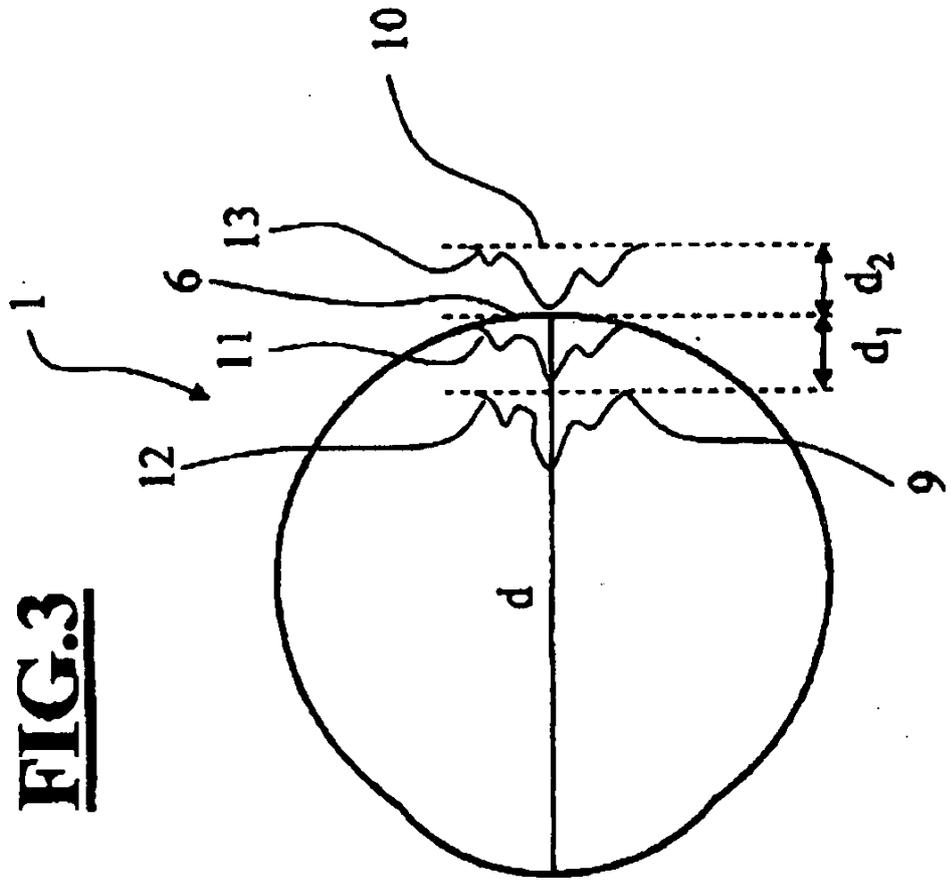


FIG. 3