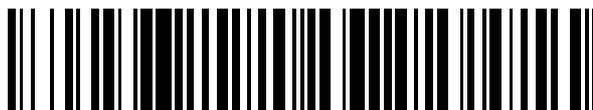


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 718 425**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.11.2015 PCT/EP2015/076344**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.05.2016 WO16075198**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.11.2015 E 15791668 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.01.2019 EP 3218762**

54 Título: **Ayuda visual óptica con astigmatismo adicional**

30 Prioridad:

**14.11.2014 DE 102014223341
10.04.2015 AT 502812015**

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

01.07.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**OHLENDORF, ARNE;
SESSNER, RAINER;
KRATZER, TIMO;
RIFAI, KATHARINA y
LAPPE, CHRISTIAN**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 718 425 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

Ayuda visual óptica con astigmatismo adicional

5 La invención se refiere a la fabricación o al suministro asistido por ordenador o al cálculo asistido por ordenador o a la selección asistida por ordenador de una ayuda visual óptica con al menos una lente de gafas para su uso por un observador para observar un objeto, teniendo la ayuda visual óptica para al menos una dirección de visión un efecto dióptrico adaptado a un ojo del observador, que se compone de varias componentes de efecto dióptrico. Además la invención también se refiere a un procedimiento para la determinación de una parametrización del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico, de una ayuda visual óptica para un ojo de un observador, que tiene un efecto dióptrico adaptado al ojo del observador. Además, la invención se refiere a un programa informático para la realización del procedimiento y a un sistema para el suministro o la fabricación de una ayuda visual óptica con al menos una lente de gafas para su uso por un observador para observar un objeto, en el que puede realizarse la determinación de una parametrización buscada del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico, de una ayuda visual óptica.

Por ayuda visual óptica esta invención entiende en particular unas gafas con una lente de gafas que puede colocarse delante del ojo de un observador. Sin embargo, una ayuda visual óptica en el sentido de la invención también es una disposición de elementos ópticos que puede colocarse delante del ojo de un observador, que tiene al menos una lente de gafas o varias lentes de gafas con diferentes propiedades ópticas.

Por componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual esta invención entiende una contribución de la ayuda visual para compensar la ametropía del observador en forma de al menos efecto esférico (esfera) y efecto astigmático (cilindro y posición de eje correspondiente).

25 El efecto esférico (potencia de refracción esférica) de un elemento óptico se indica a continuación con la unidad $[D] = [1/m]$ (dioptría), el efecto astigmático (potencia de refracción cilíndrica) de un elemento óptico en la unidad $[DC] = [1/m]$ y la posición de eje en grados.

30 En el sentido de la invención, por el mejor efecto corrector posible de una componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual se entiende la propiedad de la componente de efecto dióptrico de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual compensa en conjunto el denominado déficit de refracción habitual del observador al menos hasta $1/5 D$, preferiblemente hasta $1/8 D$ del efecto esférico, al menos hasta $1/5 DC$, preferiblemente hasta $1/8 DC$ del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje. El déficit de refracción habitual puede determinarse por ejemplo mediante una refracción.

En general, en base a la refracción el óptico u oculista hace una prescripción (receta para gafas) con valores de prescripción para el mejor efecto corrector posible de la componente de efecto dióptrico mencionada anteriormente, de la ayuda visual.

40 Por efecto parcialmente corrector de una componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual esta invención entiende la propiedad de esta componente de efecto dióptrico de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual corrige en conjunto el denominado déficit de refracción habitual del observador al menos parcialmente. Sin embargo, en el sentido de la invención una componente de efecto dióptrico sólo es parcialmente correctora cuando debido al efecto sólo parcialmente corrector la agudeza visual del observador no está reducida en más de $0,2 \log\text{MAR}$ con respecto a la agudeza visual, que se consigue con una componente de efecto dióptrico, que tiene el mejor efecto corrector posible en el sentido de la invención.

50 La invención combina una o varias componentes de efecto dióptrico para el mejor efecto corrector posible y una o varias componentes de efecto dióptrico para un efecto parcialmente corrector. A este respecto, el efecto parcialmente corrector puede implementarse mediante combinación de diferentes elementos ópticos en una ayuda visual o mediante un único elemento óptico, por ejemplo una lente de gafas con un efecto dióptrico, que se compone de componentes de efecto dióptrico con un efecto esférico y/o un efecto astigmático y/o un efecto prismático.

55 Para que un observador pueda ver de manera enfocada un objeto dispuesto en una determinada región de distancia, es necesaria una representación enfocada del objeto en la retina de los ojos del observador. La condición previa para ello es que la imagen generada en la retina o bien se sitúe exactamente en un plano de imagen conjugado con el plano del objeto o bien que la profundidad de campo de la representación del objeto sea tan grande que la falta de nitidez relacionada con una representación en la retina del plano de imagen conjugado con el plano del objeto no pueda percibirla el observador.

La capacidad visual del ojo humano se denomina también agudeza visual V . La agudeza visual del ojo humano se define como el ángulo de visión medido en minutos de arco, con el que un observador todavía puede reconocer con el ojo un objeto bajo un ángulo de apertura α del haz de rayos de observación:

65

$$V := \alpha / 1'$$

Por tanto, el ojo de un observador con una agudeza visual 1 todavía puede discernir un objeto de 1,5 mm de tamaño a una distancia de 5 m.

5 Para examinar la agudeza visual se utilizan los denominados instrumentos de prueba de visión, como por ejemplo el instrumento de prueba de visión i.Polatest® o el instrumento de prueba de visión Visuscreen 500 de la casa Zeiss. Con este instrumento de prueba de visión los ojos de un observador, mediante proyección sobre una superficie de indicación, pueden visualizar diferentes optotipos en forma de signos representados como anillo de Landolt o como
10 caracteres del test de Snellen o como números o letras en diferentes tamaños. En el documento EP 1 880 663 A1 se describe un instrumento de prueba de visión con una pantalla para mostrar optotipos. A este respecto, los diferentes tamaños de los optotipos, que se muestran a un observador en los instrumentos de prueba de visión, corresponden a diferentes valores de la agudeza visual. Para examinar la agudeza visual, se reducen los optotipos mostrados a un observador hasta que el observador ya no puede reconocer claramente los optotipos, sino que sólo puede
15 adivinarlos.

El ojo humano sano, mediante la modificación de la forma de la lente natural, tiene la capacidad de garantizar una representación enfocada en la retina para objetos que se encuentran en regiones de distancia diferentes. Esta capacidad se denomina capacidad de acomodación. Con el aumento de la edad el ojo humano pierde la capacidad
20 de reconocer claramente objetos pequeños a una distancia corta del objeto. Esto se debe a que disminuye la capacidad de acomodación del ojo humano a medida que aumenta la edad y por tanto, para objetos situados cerca, aparece la ametropía (presbicia).

Por medio de ayudas visuales ópticas es posible corregir las ametropías de los ojos humanos a menudo por completo o al menos parcialmente.
25

Por el documento EP 0 857 993 A2 se conoce un uso de una ayuda visual óptica del tipo mencionado al principio. Aquí se describe una lente de gafas configurada como lente progresiva, que tiene un efecto dióptrico adaptado al ojo de un observador. Este efecto dióptrico de la lente de gafas está compuesto en este caso por varias componentes de efecto dióptrico, que pertenecen a diferentes zonas de visión de la lente progresiva. De este modo, un observador, incluso con una capacidad de acomodación limitada, puede ver de manera enfocada en diferentes regiones de distancia.
30

El documento US 2009/0210054 A1 describe una ayuda visual óptica con una lente de gafas, que tiene un astigmatismo para aumentar la profundidad de campo. También por los documentos US 2011/0116037 A1, EP 0 632 308 A1 y WO 2010/083546 A2 se conocen lentes de gafas de este tipo.
35

En la publicación Sawusch M.R. *et al.*, Optimal Astigmatism to Enhance Depth of Focus after Cataract Surgery, Ophthalmology 98, 1025 (1991) se propone prever en lentes intraoculares un astigmatismo positivo correspondiente a la potencia de refracción esférica según la siguiente relación "Más cilindro = - esfera - 0,25" (plus cylinder = - sphere - 0,25).
40

El objetivo de la invención es permitir a un observador observar objetos con una profundidad de campo aumentada y proporcionar un procedimiento y un sistema para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica, con la que un observador pueda observar objetos con una profundidad de campo aumentada.
45

Este objetivo se alcanza mediante la invención indicada en las reivindicaciones.

En las reivindicaciones dependientes se indican perfeccionamientos ventajosos de la invención.
50

La lente de gafas de una ayuda visual óptica utilizada según la invención puede estar configurada, por ejemplo, como lente multifocal, en particular como lente progresiva. La lente de gafas de una ayuda visual óptica utilizada según la invención también puede tener una superficie de prescripción. Esta superficie de prescripción puede ser por ejemplo una superficie posterior de lente de gafas.
55

Una ayuda visual utilizada según la invención tiene, para al menos una dirección de visión, un efecto dióptrico adaptado a un ojo del observador, que se compone de varias componentes de efecto dióptrico. A este respecto, una primera componente de efecto dióptrico de las varias componentes de efecto dióptrico para el ojo del observador en una región de distancia definida tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión. Otra componente de efecto dióptrico de las varias componentes de efecto dióptrico para el ojo del observador en la región de distancia definida tiene, para la dirección de visión, un efecto astigmático adicional, parcialmente corrector. Dicho de otro modo, la ayuda visual prevista para el usuario de las gafas no tiene exactamente los valores de prescripción determinados según una prescripción para gafas convencional mediante una determinación de la refracción para el efecto esférico, el efecto astigmático y su posición de eje y, dado el caso, para el efecto prismático y su base, que proporcionan el mejor efecto corrector posible para una dirección de visión, sino que tiene un efecto astigmático
60
65

adicional con, dado el caso, una posición de eje que difiere o coincide con respecto a la posición de eje según la prescripción para gafas para un efecto parcialmente corrector.

5 Concretamente los inventores han reconocido que es posible aumentar la profundidad de campo natural del ojo humano con una ayuda visual óptica, que tiene un efecto astigmático adicional. Por tanto, con una ayuda visual óptica utilizada según la invención, para el ojo del observador se induce un astigmatismo.

10 En el presente documento, por uso de una ayuda visual se entenderá en particular que, a partir de las existencias disponibles de forma virtual o física, se seleccionará aquella ayuda visual que proporcione el efecto dióptrico indicado anteriormente para el observador. Evidentemente, como alternativa también es posible calcular y fabricar una ayuda visual individualmente para el observador. Además en este caso puede hablarse de una fabricación según prescripción, en la que los datos en los que se basa la fabricación, como se describió anteriormente, no son exactamente los valores de prescripción determinados a partir de una medición de refracción, sino que se han modificado con el efecto astigmático adicional descrito anteriormente con la posición de eje correspondiente para un efecto parcialmente corrector.

15 Con estos antecedentes, los inventores han encontrado en particular que puede optimizarse la profundidad de campo natural del ojo humano cuando la primera componente de efecto tiene el mejor efecto corrector posible para el ojo del observador para lejos y la segunda componente de efecto diferente de la primera componente de efecto tiene un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador.

20 En particular los inventores han encontrado que cuando la primera componente de efecto tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión para el ojo del observador para una distancia $A_S \geq 4$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo y la componente de efecto dióptrico adicional tiene un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador para la dirección de visión, puede conseguirse una impresión visual especialmente buena cuando el efecto astigmático negativo adicional es una potencia de refracción cilíndrica BK, aplicándose para la potencia de refracción cilíndrica BK: $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$, y teniendo el efecto astigmático negativo adicional una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$, preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$, o una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$.

25 También puede conseguirse una impresión visual especialmente buena cuando la primera componente de efecto dióptrico tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión para el ojo del observador para una distancia $A_S \leq 1$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo y la componente de efecto dióptrico adicional tiene un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador para la dirección de visión, teniendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$, preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$.

30 Los inventores han encontrado además que puede conseguirse una buena impresión visual cuando la primera componente de efecto dióptrico tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión para el ojo del observador para una distancia $A_S \leq 1$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo y la componente de efecto dióptrico adicional tiene un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador para la dirección de visión, teniendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$. Concretamente, los inventores determinaron que este astigmatismo indicado anteriormente no afecta negativamente a la profundidad de campo percibida por un observador.

35 Los inventores han reconocido que puede disminuirse la adición en lentes progresivas cuando éstas, en la región de cerca, tienen un astigmatismo adicional con el efecto indicado anteriormente, que aumenta la profundidad de campo, conservándose el efecto que favorece la acomodación.

40 Por tanto, una idea de la invención también es que en la ayuda visual óptica la primera componente de efecto dióptrico, con respecto al mejor efecto corrector posible para el ojo del observador para una distancia de $25 \text{ cm} \leq A_S \leq 40 \text{ cm}$, preferiblemente $A_S \approx 33 \text{ cm}$ de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo, tenga una potencia de refracción esférica SBK, para la dirección de visión, reducida por el valor $-1,0\text{D} \leq \Delta\text{SBK} \leq -0,1\text{D}$.

45 En el caso de una ayuda visual óptica según la invención, el efecto dióptrico adaptado al ojo del observador también puede estar compuesto por al menos dos primeras y dos componentes de efecto dióptrico adicionales. Entonces, una de las dos primeras componentes de efecto dióptrico tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión para el ojo del observador para una distancia $A_S \leq 1$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo. La otra de las dos primeras componentes de efecto dióptrico tiene el mejor efecto corrector posible para una dirección

de visión adicional para el ojo del observador para una distancia $A_S \geq 4$ m del objeto con respecto al vértice corneal del ojo. A este respecto, una de las dos segundas componentes de efecto dióptrico presenta un efecto astigmático negativo adicional, parcialmente corrector para el ojo del observador con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$, preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$ para la dirección de visión.

No obstante, cabe señalar que en el caso de una ayuda visual óptica según la invención también puede estar previsto que el efecto dióptrico adaptado al ojo del observador esté compuesto por al menos dos primeras y dos componentes de efecto dióptrico adicionales, teniendo una de las dos primeras componentes de efecto dióptrico el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión para el ojo del observador para una distancia $A_S \leq 1$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo y teniendo la otra de las dos primeras componentes de efecto dióptrico el mejor efecto corrector posible para una dirección de visión adicional para el ojo del observador para una distancia $A_S \geq 4$ m del objeto con respecto al vértice corneal del ojo y presentando a este respecto una de las dos segundas componentes de efecto dióptrico un efecto astigmático negativo adicional, parcialmente corrector para el ojo del observador con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$ para la dirección de visión.

Entonces, la otra de las dos segundas componentes de efecto dióptrico en el caso de una ayuda visual óptica indicada anteriormente tiene un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$, preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$ para la dirección de visión adicional o con una posición de eje φ con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$ para la dirección de visión adicional.

Para determinar la parametrización buscada para un observador, del efecto dióptrico de la ayuda visual óptica compuesto por varias componentes de efecto dióptrico, la invención propone como procedimiento que a partir de la mejor corrección posible del ojo del observador para al menos una distancia definida A_S de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo para una dirección de visión se determine una primera parametrización de la ayuda visual óptica. Entonces, la primera parametrización determinada se corrige por una componente de efecto dióptrico adicional y posteriormente se fija la primera parametrización corregida de manera correspondiente como la parametrización buscada.

La primera parametrización puede ser por ejemplo la determinación de los valores de prescripción para el efecto esférico, el efecto astigmático y su posición de eje y, dado el caso, para el efecto prismático y su base a partir de una medición de refracción subjetiva y/u objetiva. En el caso de una persona con presbicia, la medición de refracción puede comprender no sólo una medición de refracción para que la persona mire a lo lejos (refracción de punto lejano), sino también o alternativamente una o varias mediciones de refracción con diferentes direcciones de visión y/o con diferentes distancias del objeto.

A este respecto, preferiblemente la mejor corrección posible para el ojo del observador es la mejor corrección posible para una distancia $A_S \leq 1$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo para la dirección de visión, presentando la componente de efecto dióptrico adicional un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador, y siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$, preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$.

No obstante, los inventores también han determinado que la profundidad de campo percibida por el observador no empeora de manera notable con una corrección para el ojo del observador que es la mejor corrección posible para una distancia $A_S \leq 1$ m de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo para la dirección de visión, presentando la componente de efecto dióptrico adicional un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del observador, y siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$. A este respecto, los inventores han reconocido que este astigmatismo especial, en una lente progresiva, tiene un efecto muy positivo sobre la distribución de los astigmatismos en una región de cerca, porque se relaciona con una ampliación del campo visual cercano en la región de cerca.

Entonces, la primera parametrización determinada también puede corregirse por una componente de efecto dióptrico con una potencia de refracción esférica SBK reducida con respecto al mejor efecto corrector posible para la

dirección de visión para el ojo del observador para una distancia de $25 \text{ cm} \leq A_S \leq 40 \text{ cm}$, preferiblemente $A_S \approx 33 \text{ cm}$ de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo, por el valor $-1,0 \text{ D} \leq \Delta \text{SBK} \leq -0,1 \text{ D}$.

5 Entonces, la mejor corrección posible para el ojo del observador puede ser adicionalmente también la mejor
 corrección posible para una distancia $A_S \geq 4 \text{ m}$ de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo para una
 dirección de visión adicional. Entonces, también a partir de aquí se determina la primera parametrización de la ayuda
 visual óptica y se corrige la primera parametrización determinada de este modo por una componente de efecto
 dióptrico adicional. Entonces, la primera parametrización corregida se fija como la parametrización buscada. A este
 10 respecto, la componente de efecto dióptrico adicional para el ojo del observador, por la que se corrige la primera
 parametrización, es para la dirección de visión adicional un efecto astigmático negativo con la potencia de refracción
 cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente
 preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$,
 preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$, o con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente -0°
 15 $\leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$.

La mejor corrección posible para el ojo del observador también puede ser la mejor corrección posible para una
 distancia $A_S \geq 4 \text{ m}$ de un objeto con respecto al vértice corneal del ojo para la dirección de visión. Entonces, la
 componente de efecto dióptrico adicional puede presentar un efecto astigmático negativo adicional para el ojo del
 observador, siendo el efecto astigmático negativo adicional para la dirección de visión una potencia de refracción
 20 cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$, preferiblemente $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$, de manera especialmente
 preferida $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$,
 preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$, o con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$, preferiblemente $-$
 $10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 0^\circ$.

25 La invención se extiende también a un programa informático con medios de código de programa, para realizar las
 etapas de los procedimientos indicados anteriormente, así como a un soporte de datos con un programa informático
 de este tipo. Entonces se dispone de un ordenador con un procesador y una memoria. El programa informático con
 código de programa está almacenado en la memoria. En el ordenador el procesador ejecuta el procedimiento según
 30 la invención basándose en el código de programa del programa informático almacenado en la memoria.

Además la invención también se extiende a un producto de programa informático con medios de código de
 programa, que están almacenados en una memoria de datos legible por ordenador, para realizar las etapas de los
 procedimientos mencionados anteriormente. Además la invención se extiende a un producto de programa
 informático, que a través de Internet o redes comparables, independientemente del lugar del registro de la mejor
 35 corrección posible del ojo del observador, puede realizar las etapas del procedimiento mencionado anteriormente.

Un sistema según la invención para la determinación de una parametrización buscada de una ayuda visual óptica
 para un ojo de un observador puede tener un dispositivo de medición para la determinación de la mejor corrección
 posible del ojo acomodado a una distancia preestablecida (A_S). Entonces, un sistema según la invención de este tipo
 40 incluye una unidad informática, a la que puede alimentarse la mejor corrección posible del ojo acomodado a una
 distancia preestablecida (A_S), determinada con el dispositivo de medición. La unidad informática incluye un programa
 informático para la determinación de la parametrización buscada (P_E) a partir de la mejor corrección posible
 alimentada con un procedimiento indicado anteriormente.

45 Un sistema según la invención para la determinación de una parametrización buscada de una ayuda visual óptica
 para un ojo de un observador también puede incluir un dispositivo para mostrar optotipos a diferentes distancias A_S
 con respecto al vértice corneal del ojo del observador con un dispositivo para la mejor corrección posible del ojo del
 observador a las diferentes distancias A_S . Un sistema de este tipo incluye también un dispositivo de medición para la
 determinación de la distancia A_S de optotipos mostrados al observador con respecto al vértice corneal del ojo del
 50 observador. Preferiblemente en el sistema hay una pantalla OLED para mostrar optotipos de diferente tamaño para
 determinar la visión del ojo del observador. Resulta ventajoso que el sistema tenga una pantalla que muestre los
 optotipos en forma de letras encadenadas para formar palabras o frases. En particular resulta ventajoso que el
 sistema presente un elemento conmutador que puede accionar el observador, que está acoplado de manera
 operativa con una unidad informática y que sirve para generar una señal de información alimentada a la unidad
 55 informática sobre la profundidad de campo (ST) percibida por el observador.

La invención se refiere en particular también al uso de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas
 (10) por un observador (28) para observar un objeto (15), teniendo la ayuda visual óptica (6) para al menos una
 60 dirección de visión (A, B) un efecto dióptrico adaptado a un ojo (11, 11') del observador (28), que se compone de
 varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), que

está caracterizado por que

una primera componente de efecto dióptrico (K_1, K_3) de las varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4) para el ojo (11, 11') del observador (28) a una distancia definida A_S del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión (A, B); y

5 otra componente de efecto dióptrico (K_2, K_4) de las varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4) para el ojo (11, 11') del observador (28) a la distancia definida A_S tiene un efecto astigmático adicional, parcialmente corrector para la dirección de visión (A, B),

10 entendiéndose por el mejor efecto corrector posible de una componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de la componente de efecto dióptrico de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual compensa en conjunto el denominado déficit de refracción habitual del observador al menos hasta $1/5$ D o hasta $1/8$ D del efecto esférico y al menos hasta $1/5$ DC o hasta $1/8$ DC del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y

15 entendiéndose por efecto parcialmente corrector de una componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de esta componente de efecto dióptrico de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual corrige en conjunto el denominado déficit de refracción habitual del observador al menos parcialmente, no estando reducida la agudeza visual del observador en más de $0,2$ logMAR con respecto a la agudeza visual, que se consigue con una componente de efecto dióptrico, que tiene el mejor efecto corrector posible, debido al efecto sólo parcialmente corrector.

20 Este uso puede estar caracterizado por que la primera componente de efecto dióptrico (K_1) tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión (A) para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia $A_S \geq 4$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') y la componente de efecto dióptrico adicional (K_2) presenta un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) para la dirección de visión (A), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$ o $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.

30 Este uso también puede estar caracterizado por que la primera componente de efecto dióptrico (K_3) tiene el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión (B) para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia $A_S \leq 1$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') y la componente de efecto dióptrico adicional (K_4) presenta un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) para la dirección de visión (B), teniendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$ o $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.

40 En un perfeccionamiento este uso puede estar caracterizado por que la primera componente de efecto dióptrico (K_3), para la dirección de visión (B), tiene una potencia de refracción esférica SBK reducida por el valor $-1,0\text{D} \leq \Delta\text{SBK} \leq -0,1\text{D}$, con respecto al mejor efecto corrector posible para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia de $25 \text{ cm} \leq A_S \leq 40 \text{ cm}$ o $A_S \approx 33 \text{ cm}$ de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11').

45 El uso también puede estar caracterizado por que el efecto dióptrico adaptado al ojo (11, 11') del observador (28) está compuesto por al menos dos primeras y dos componentes de efecto dióptrico adicionales (K_1, K_2, K_3, K_4), teniendo una de las dos primeras componentes de efecto dióptrico (K_1) el mejor efecto corrector posible para la dirección de visión (B) para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia $A_S \leq 1$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') y teniendo la otra de las dos primeras componentes de efecto dióptrico (K_3) el mejor efecto corrector posible para una dirección de visión adicional (A) para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia $A_S \geq 4$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11'), y teniendo una de las dos segundas componentes de efecto dióptrico (K_2) un efecto astigmático negativo adicional, parcialmente corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$ o $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$ para la dirección de visión (B), y teniendo la otra de las dos segundas componentes de efecto dióptrico (K_4) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$ o $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$ para la dirección de visión adicional (A).

60 El uso puede estar caracterizado además por que la una de las dos primeras componentes de efecto dióptrico (K_1) con el mejor efecto corrector posible para el ojo (11, 11') para la distancia $A_S \leq 1$ m, para la dirección de visión (B), tiene una potencia de refracción esférica SBK reducida por el valor $-1,0\text{D} \leq \Delta\text{SBK} \leq -0,1\text{D}$, con respecto al mejor efecto corrector posible para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia de $25 \text{ cm} \leq A_S \leq 40 \text{ cm}$, preferiblemente $A_S \approx 33 \text{ cm}$ del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11').

65

Además la invención se refiere en particular a un procedimiento para la determinación de una parametrización buscada (P_E) de una ayuda visual óptica (6) para un ojo (11, 11') de un observador (28),

que está caracterizado por que

a partir de la mejor corrección posible del ojo (11, 11') del observador (28) para al menos una distancia definida A_S de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para una dirección de visión (A, B) se determina una primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual óptica (6) de manera correspondiente a una primera componente de efecto (K_1, K_2), que tiene el mejor efecto corrector posible,

la primera parametrización determinada (P_A) se corrige por otra componente de efecto dióptrico adicional (K_2, K_4), que a la distancia definida (A_3) tiene un efecto astigmático adicional, parcialmente corrector para la dirección de visión (A, B), y

se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E),

entendiéndose por el mejor efecto corrector posible de una componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de la componente de efecto dióptrico de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual compensa en conjunto el denominado déficit de refracción habitual del observador al menos hasta $1/5$ D o hasta $1/8$ D del efecto esférico y al menos hasta $1/5$ DC o hasta $1/8$ DC del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y

entendiéndose por efecto parcialmente corrector de una componente de efecto dióptrico del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de esta componente de efecto dióptrico de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual corrige en conjunto el denominado déficit de refracción habitual del observador al menos parcialmente, no estando reducida la agudeza visual del observador en más de $0,2$ logMAR con respecto a la agudeza visual, que se consigue con una componente de efecto dióptrico, que tiene el mejor efecto corrector posible, debido al efecto sólo parcialmente corrector.

Este procedimiento puede estar caracterizado por que la mejor corrección posible para el ojo (11, 11') del observador (28) para la dirección de visión (B) es la mejor corrección posible para una distancia $A_S \leq 1$ m o 25 cm $\leq A_S \leq 40$ cm o $A_S \approx 25$ cm o $A_S \approx 33$ cm o $A_S \approx 40$ cm de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo y la componente de efecto dióptrico adicional (K_4) presenta un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0$ DC $\leq BK \leq -0,125$ DC, preferiblemente $-0,7$ DC $\leq BK \leq -0,3$ DC, de manera especialmente preferida $BK \approx -0,5$ DC y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$, o una posición de eje φ con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.

El procedimiento puede estar caracterizado además por que la primera parametrización determinada (P_A) se corrige por una componente de efecto dióptrico con una potencia de refracción esférica SBK reducida por el valor $-1,0$ D $\leq \Delta SBK \leq -0,1$ D, con respecto al mejor efecto corrector posible para el ojo (11, 11') para una distancia de 25 cm $\leq A_S \leq 40$ cm o $A_S \approx 33$ cm de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11').

Además el procedimiento puede estar caracterizado por que la mejor corrección posible para el ojo (11, 11') del observador (28) es además la mejor corrección posible para una distancia $A_S \geq 4$ m de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo para una dirección de visión adicional (B) y también a partir de aquí se determina la primera parametrización (P_A) de la ayuda visual óptica (10), y se corrige la primera parametrización (P_A) determinada de este modo también por una componente de efecto dióptrico adicional (K_3) y se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E), siendo la componente de efecto dióptrico adicional (K_3) para el ojo (11, 11') del observador (28) un efecto astigmático negativo con la potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0$ DC $\leq BK \leq -0,125$ DC o $-0,7$ DC $\leq BK \leq -0,3$ DC o $BK \approx -0,5$ DC y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.

A este respecto, el procedimiento también puede estar caracterizado por que la mejor corrección posible para el ojo (11, 11') del observador (28) para la dirección de visión (A) es la mejor corrección posible para una distancia $A_S \geq 4$ m de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo y la componente de efecto dióptrico adicional (K_3) presenta un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0$ DC $\leq BK \leq -0,125$ DC, preferiblemente $-0,7$ DC $\leq BK \leq -0,3$ DC, de manera especialmente preferida $BK \approx -0,5$ DC y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$, preferiblemente $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$.

La invención se refiere también a un programa informático con medios de código de programa, para realizar todas las etapas de un procedimiento indicado anteriormente.

Además la invención se refiere a un sistema (92) para la determinación de una parametrización buscada (P_E) de una ayuda visual óptica (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28),

5 con un dispositivo de medición (94) para la determinación de la mejor corrección posible del ojo (11) acomodado a una distancia preestablecida (A_S); y

con una unidad informática (98), a la que puede alimentarse la mejor corrección posible del ojo (11) acomodado a una distancia preestablecida (A_S), determinada con el dispositivo de medición (94);

10 que está caracterizado por que

la unidad informática incluye un programa informático para la determinación de la parametrización buscada (P_E) a partir de la mejor corrección posible alimentada con un programa informático indicado anteriormente.

15 La invención se refiere también a un sistema para la determinación de una parametrización buscada de una ayuda visual óptica (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28),

con un dispositivo (30) para la mejor corrección posible del ojo (11, 11') del observador (28) a las diferentes distancias A_S ; y

20 con un dispositivo de medición para la determinación de la distancia A_S de los optotipos mostrados al observador (28) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') del observador (28).

25 A este respecto, este sistema puede estar caracterizado por una pantalla (38) para mostrar optotipos (36) de diferente tamaño para determinar la visión del ojo (11, 11') del observador (28) y/o una pantalla (38) que muestra optotipos en forma de letras encadenadas para formar palabras o frases y/o un elemento conmutador (28) que puede accionar el observador, que está acoplado de manera operativa con una unidad informática (42) y que sirve para generar una señal de información alimentada a la unidad informática (42) sobre la profundidad de campo (ST) percibida por el observador (28).

30 A continuación se describirán ejemplos de realización ventajosos de la invención, que se representan esquemáticamente en los dibujos.

Muestran:

35 la figura 1 un primer sistema para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción a una distancia definida;

40 la figura 2 un gráfico con valores experimentales de la profundidad de campo percibida por un observador para diferentes distancias a través de una lente de gafas con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción;

45 la figura 3 un gráfico con valores experimentales de la profundidad de campo percibida por diferentes observadores para diferentes distancias a través de una lente de gafas con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción;

50 la figura 4a un primer gráfico con valores experimentales con respecto a la variación de la variación percibida por un observador, de la profundidad de campo al mirar a través de una lente de gafas con un astigmatismo adicional a la compensación de refracción, cuando se reduce la agudeza visual por 0.1logMAR;

la figura 4b otro gráfico con valores experimentales con respecto a la variación de la variación percibida por un observador, de la agudeza visual al mirar a través de una lente de gafas con un astigmatismo adicional a la compensación de refracción, cuando se aumenta la profundidad de campo por 1D;

55 la figura 5 un segundo sistema para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción en una región de distancia definida;

60 la figura 6 un tercer sistema para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción en una región de distancia definida;

la figura 7 una ayuda visual óptica adaptada a un observador con una lente de gafas en una vista lateral con un efecto astigmático adicional;

65 la figura 8 la lente de gafas de la ayuda visual óptica en una vista frontal con un punto de referencia de cerca y un punto de referencia de lejos;

la figura 9 la posición de eje del efecto astigmático adicional en el punto de referencia de cerca según el esquema TABO;

5 la figura 10 la posición de eje del efecto astigmático adicional en el punto de referencia de lejos según el esquema TABO; y

las figuras 11a a 11e la influencia de un efecto astigmático adicional en el desarrollo de los astigmatismos de superficie en una lente progresiva.

10 La figura 1 muestra un primer sistema 26 para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción en una región de distancia definida A_S de un objeto con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11' de un observador, para los ojos 11, 11' del observador 28.

15 El sistema 26 comprende unas gafas de prueba 30 con lentes de prueba intercambiables 31. Colocando las lentes de prueba adecuadas 31 en las gafas de prueba 30, para el ojo izquierdo y el derecho 11, 11' del observador 28, es posible ajustar una potencia de refracción esférica y una potencia de refracción cilíndrica así como un efecto prismático, para corregir el correspondiente ojo 11, 11' de la mejor manera posible. En el sistema 26 hay un apoyo para el mentón 32, para de este modo fijar la cabeza del observador 28. El sistema 26 presenta además un aparato de visualización 34, con el que en una pantalla OLED 38 pueden mostrarse diferentes optotipos 36 al ojo izquierdo y al derecho 11, 11' del observador 28. El sistema 26 incluye una unidad informática 42 unida con la pantalla OLED 38, con la que pueden ajustarse el tipo y tamaño de los optotipos en la pantalla OLED 38.

25 La pantalla OLED 38 en el sistema 26 está colocada en un carril 40. En éste puede guiarse de manera lineal con respecto al apoyo para el mentón 32 y por medio de la unidad informática 42 con un motor paso a paso 44 puede colocarse a varias distancias diferentes 47 de los ojos 11, 11' del observador 28 según la doble flecha 45. Así, para los optotipos mostrados en la pantalla OLED 38 pueden mostrarse diferentes distancias A_S de los optotipos con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11' del observador.

30 El sistema 26 permite así una determinación de la profundidad de campo ST de la impresión visual de un observador 28 para diferentes distancias $A_S \approx 25$ cm, $A_S \approx 33$ cm, $A_S \approx 40$ cm, $A_S \approx 55$ cm, $A_S \approx 66,7$ cm, $A_S \approx 100$ cm, $A_S \approx 4$ m, mostrándole en la pantalla OLED 38 los optotipos correspondientes a diferentes distancias A_S con diferentes parametrizaciones de las gafas de prueba 30. A este respecto, la profundidad de campo ST es la diferencia $ST = A_1 - A_2$ entre una primera distancia A_1 y una segunda distancia $A_2 < A_1$ de la pantalla OLED 38 con respecto a los ojos 11, 11' del observador 28, a las que el observador todavía puede reconocer los optotipos mostrados en la pantalla OLED 38, cuyo tamaño está aumentado con respecto a la agudeza visual máxima del observador por 0,1 logMAR, estando reducida entonces la agudeza visual en 0,1 logMAR. Cabe señalar que en personas sanas la agudeza visual máxima tiene normalmente al menos el valor 0,0 logMAR.

40 La figura 2 muestra un gráfico 50 con valores experimentales para la profundidad de campo ST percibida por un observador 28 a través de las gafas de prueba 30 con un efecto esférico diferente de las lentes dispuestas en las mismas. Para una distancia de la pantalla OLED 38 de los ojos 11, 11' del observador 28, correspondiente a la curva 52, las lentes de las gafas de prueba 30, debido a su parametrización con el efecto esférico indicado en la abscisa, dan lugar a una compensación de refracción completa. A este respecto, las curvas 54, 54' corresponden a la profundidad de campo ST percibida por el observador 28 sin el astigmatismo adicional de las lentes. Las curvas 56, 56' muestran la profundidad de campo percibida por el observador 28 con un efecto dióptrico en el que se basa la curva 52, de las lentes de las gafas de prueba 30 con un astigmatismo adicional, que tiene la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 0^\circ$. Las curvas 58, 58' corresponden a la profundidad de campo percibida por el observador 28 con un efecto dióptrico en el que se basa la curva 52, de las lentes de las gafas de prueba 30 con un astigmatismo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$.

55 Como muestra el gráfico 50, con el astigmatismo adicional de las lentes de las gafas de prueba 30 puede aumentarse la profundidad de campo ST percibida por el observador 28 en la región de distancia situada cerca de los ojos del observador 28, cuando el astigmatismo adicional tiene la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$. Con distancias A grandes de los ojos del observador 28, es decir, $A \geq 1$ m, se aumenta la profundidad de campo ST percibida por el observador 28 con un astigmatismo adicional de las gafas de prueba 30 con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$.

60 La figura 3 muestra un gráfico 60 con valores experimentales de la profundidad de campo ST percibida por diferentes observadores 28 a las distancias $A_S = 40$ cm y $A_S = 500$ cm con unas gafas de prueba 30. A este respecto, además de una parametrización necesaria para la compensación de refracción de los observadores 28, en las gafas de prueba 30 se colocaron unas lentes que tenían un efecto astigmático con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 0^\circ$ o $\varphi = 90^\circ$. Como se deduce por el gráfico 60,

65

el aumento de la profundidad de campo ST relacionado con el astigmatismo adicional es diferente para diferentes observadores. Sin embargo, por el gráfico 60 se deduce que, de media, con el astigmatismo adicional de la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje $\varphi = 90^\circ$ de cerca, es decir, con pequeñas distancias A_S , y la posición de eje $\varphi = 90^\circ$ para lejos, es decir, con grandes distancias A_S , la profundidad de campo ST perceptible de un observador aumenta considerablemente.

Con el sistema 26 puede determinarse una parametrización conveniente para un observador 28 de lentes de gafas 10 adaptadas a los ojos 11, 11' del observador 28 para el ojo izquierdo y/o derecho 11, 11', para aumentar la profundidad de campo percibida por el observador para una determinada dirección de visión, por ejemplo de la siguiente manera:

En primer lugar se coloca la cabeza del observador 28 en el apoyo para el mentón 32. A continuación se mueve la pantalla OLED 38 a una distancia objetivo definida, a la que la pantalla OLED 38 tiene una primera distancia $A_{S1} \approx 33$ cm fijada por un observador 28 en la unidad informática 42, con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11', que se encuentra en la región de distancia cercana. Entonces al observador 28, en una primera etapa, se le coloca la corrección en las gafas de prueba, con la que para esta distancia se alcanza la mejor corrección posible. En una segunda etapa se determina la profundidad de campo percibida por el observador 28 para la distancia $A_S \approx 33$ cm, moviendo la pantalla OLED 38 hacia el observador 28, hasta que ya no puede reconocer los optotipos mostrados en la pantalla OLED, cuyo tamaño está aumentado con respecto a la agudeza visual máxima del observador por 0,1 logMAR, estando reducida entonces la agudeza visual en 0.1 logMAR. Entonces se almacena el trayecto de desplazamiento relacionado de la pantalla OLED 38 en la unidad informática 42. A continuación se repite la segunda etapa para las distancias $A_S \approx 36$ cm, $A_S \approx 40$ cm, $A_S \approx 44$ cm y $A_S \approx 50$ cm. También los valores determinados en este caso para la profundidad de campo se almacenan en la unidad informática 42. A este respecto, la mejor corrección correctora posible de los ojos del observador para 33 cm con las gafas de prueba 30 se debilita en cada caso de la siguiente manera: a la distancia $A_S \approx 36$ cm por 0,25 D, a $A_S \approx 40$ cm por 0,5 D, a $A_S \approx 44$ cm por 0,75 D y a $A_S \approx 50$ cm por 1 D.

Entonces, en una cuarta etapa se le coloca al observador 28 en las gafas de prueba 30 además de la corrección determinada en la primera etapa un astigmatismo -0,5 DC en 0° y una lente esférica de 0,25 D en las gafas de prueba, de modo que se conserva el equivalente esférico con respecto a la mejor corrección correctora posible determinada en la primera etapa.

En una quinta etapa se repiten la segunda y tercera etapa y entonces, en la unidad informática 42 se almacenan los datos de la profundidad de campo. A continuación se le coloca al observador 28 en una sexta etapa además de la corrección de la primera etapa un astigmatismo -0,5 DC en 90° y una lente esférica de 0,25 D en las gafas de prueba 30, de modo que se conserva el equivalente esférico con respecto a la mejor corrección correctora posible de la primera etapa. A continuación se repiten la segunda y tercera etapa en una séptima etapa y entonces se almacenan los datos de la profundidad de campo de nuevo en la unidad informática 42.

En una octava etapa, a continuación, se representan los datos así determinados en un gráfico correspondiente al gráfico 50 de la figura 2. Entonces, en una novena etapa, a partir de este gráfico 50 se fija una reducción de adición de la corrección en las gafas de prueba 30 de la siguiente manera:

La adición de la corrección se reduce por la magnitud a la que la profundidad de campo ST del ojo 11, 11' para el observador 28 todavía permite una representación clara de los optotipos a una distancia de $A_S \approx 33$ cm en la abscisa del gráfico.

Alternativamente, con el sistema 26 también puede determinarse una parametrización conveniente para un observador 28 de lentes de gafas 10 adaptadas a los ojos 11, 11' del observador 28 de la siguiente manera, para aumentar la profundidad de campo percibida por el observador para el ojo izquierdo y/o derecho 11, 11':

En primer lugar se coloca la cabeza del observador 28 en el apoyo para el mentón 32. A continuación se mueve la pantalla OLED 38 a una distancia objetivo definida, a la que la pantalla OLED 38 tiene una primera distancia $A_S \approx 33$ cm fijada por un observador 28 en la unidad informática 42, con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11', que se encuentra en una región de distancia cercana. Entonces al observador 28, en una primera etapa, se le coloca la corrección en las gafas de prueba, con la que para esta distancia se alcanza la mejor corrección posible.

A continuación, en una segunda etapa se muestran en la pantalla OLED 38 optotipos con un tamaño diferente y de este modo se corrigen los ojos 11, 11' del observador 28 colocando diferentes lentes ópticas 46, 48 con una potencia de refracción esférica y/o cilíndrica y/o un efecto prismático en las gafas de prueba 30 para la distancia A_S . A este respecto, el tamaño de los optotipos se selecciona de tal modo que su tamaño, con respecto a la agudeza visual máxima del observador 28, no está aumentado en más de 0,1 logMAR, estando reducida entonces la agudeza visual en 0.1 logMAR. A este respecto, el efecto dióptrico determinado para un ojo 11, 11' necesario para la compensación de refracción se define entonces en una memoria de la unidad informática 42 como parametrización de salida P_A para una lente de gafas adaptada al correspondiente ojo 11, 11' y se deposita en la memoria de la unidad informática 42.

Entonces, en una tercera etapa para las lentes ópticas 46, 48, que para un correspondiente ojo 11, 11' del observador 28 a una distancia determinada A tienen el mejor efecto corrector posible, se determina la profundidad de campo ST percibida por el observador 28 con unas gafas de prueba 30 con estas lentes 46, 48 a la distancia A_S.

Entonces, en una cuarta etapa con un elemento óptico adicional en las gafas de prueba 30 se superpone al efecto dióptrico de la parametrización de salida P_A determinada un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje de 90°.

A continuación, en una quinta etapa, mediante desplazamiento de la pantalla OLED 38 por el carril se varía la distancia A de la pantalla OLED 38 de los ojos 11, 11' del observador 28. De este modo se determinan las posibles desviaciones de la pantalla OLED 38 con respecto a la distancia A_S ≈ 5 m, hasta las que el observador 28 no percibe ninguna variación de su impresión visual con un ojo 11, 11' de los optotipos mostrados en las pantallas OLED 38. De este modo se determina la profundidad de campo ST_U de la impresión visual para lejos, es decir, la región de distancia infinita.

Entonces se define la profundidad de campo ST_U determinada como la profundidad de campo de la impresión visual del correspondiente ojo 11, 11' del observador 28 en la región de distancia infinita y se deposita en la memoria de la unidad informática 42.

Entonces, una sexta etapa se mueve la pantalla OLED 38 a una distancia objetivo A_S ≈ 30 cm diferente de la primera distancia objetivo A_S, a la que la pantalla OLED 38 tiene una segunda distancia A_S ≈ 30 cm con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11' del observador 28, fijada por un observador 28 en la unidad informática 42, que corresponde a la región de distancia cercana.

Entonces, en una séptima etapa, con un elemento óptico adicional en forma de lente de prueba con un efecto astigmático en las gafas de prueba 30 se superpone al efecto dióptrico de la parametrización de salida P_A determinada un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje de 0° o posición de eje de 90°.

A continuación, en una octava etapa mediante desplazamiento de la pantalla OLED 38 por el carril se varía la distancia A de la pantalla OLED 38 con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11' del observador 28, para mediante determinación de las posibles desviaciones de la pantalla OLED 38 con respecto a la distancia A_S ≈ 30 cm, hasta las que el observador 28 no percibe ninguna variación de su impresión visual con un ojo 11, 11', determinar la profundidad de campo de esta impresión visual para la región de distancia cercana.

Entonces, la profundidad de campo ST_N determinada se define como la profundidad de campo de la impresión visual del correspondiente ojo 11, 11' del observador 28 en la región de distancia cercana y se deposita en la memoria de la unidad informática 42.

Entonces, en una novena etapa, como parametrización final para una lente de gafas adaptada al correspondiente ojo 11, 11' se define una parametrización de P_F de la siguiente manera: la parametrización P_F está corregida con respecto a la parametrización de salida P_A, por un lado, por un efecto esférico para la región de distancia infinita, que corresponde a una distancia del objeto reducida por la profundidad de campo ST_U determinada. Por otro lado, la parametrización de salida P_A se ha corregido por una adición esférica para la región de distancia cercana, que corresponde a una distancia del objeto aumentada por la profundidad de campo ST_N determinada. Además, una lente de gafas con la parametrización final P_F tiene, con respecto a una lente de gafas con la parametrización de salida P_A, un astigmatismo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje de 0° o posición de eje de 90° para la región de distancia cercana y un astigmatismo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje de 90° o posición de eje de 0° para la región de distancia infinita.

Entonces, en una décima etapa se comprueba la impresión visual del observador 28 para la parametrización final P_F, mostrándole los optotipos correspondientes con la pantalla OLED 38 para los dos ojos 11, 11' con diferentes regiones de distancia.

Para determinar una parametrización P_F conveniente para un observador 28 de las lentes de gafas 10 adaptadas a los ojos 11, 11' del observador 28 para el ojo izquierdo y/o derecho 11, 11' en el sistema 26 son ventajosos optotipos en forma de letras encadenadas para formar palabras o frases. Los inventores han encontrado que con esta medida también puede tenerse en cuenta la influencia de la capacidad de lectura. Así, para el procedimiento descrito anteriormente puede conseguirse una alta reproducibilidad de una parametrización P_F determinada para un observador 28.

La figura 4a muestra un primer gráfico 86 con valores experimentales con la relación $Q: = \frac{ST_M}{ST_O}$

de la profundidad de campo ST_M percibida por un observador 28 al observar un objeto a una distancia de 500 cm a través de una lente de gafas 10, que tiene un efecto dióptrico, que se compone de una primera componente de

efecto dióptrico y una componente de efecto dióptrico adicional, y de la profundidad de campo ST_0 percibida por el observador 28 al observar el objeto a través de una lente de gafas 10 con un efecto dióptrico, que se produce por la misma primera componente de efecto dióptrico y en la que no existe la componente de efecto dióptrico adicional. La primera componente de efecto dióptrico tiene para el observador 28 en una región de distancia definida el mejor efecto corrector posible. La componente de efecto dióptrico adicional corresponde a un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica $BK = -0,25$ DC o $BK = -0,50$ DC o $BK = -0,75$ DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 0^\circ$ o $\varphi = 90^\circ$. El gráfico 86 muestra cómo aumenta la profundidad de campo percibida por un observador, cuando con un astigmatismo adicional con la potencia de refracción cilíndrica $BK = -0,50$ DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$ disminuye la agudeza visual por 0,1 logMAR.

La figura 4b muestra otro gráfico 88 con valores experimentales de la variación ΔV de la agudeza visual V percibida por un observador al observar un objeto a una distancia de 500 cm a través de una lente de gafas 10, que tiene un efecto dióptrico, que se compone de una primera componente de efecto dióptrico y una componente de efecto dióptrico adicional, cuando aumenta la profundidad de campo en 1 D. La primera componente de efecto dióptrico tiene para el observador 28 en una región de distancia definida el mejor efecto corrector posible. La componente de efecto dióptrico adicional corresponde a un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica $BK = -0,25$ DC o $BK = -0,50$ DC o $BK = -0,75$ DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 0^\circ$ o $\varphi = 90^\circ$. El gráfico 88 prueba que la agudeza visual alcanzada por un observador, al aumentar la profundidad de campo con un astigmatismo de -0,5 DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$ sólo empeora ligeramente.

La figura 5 muestra un segundo sistema 62 para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción en una región de distancia definida para los ojos 11, 11' de un observador 28.

El sistema 62 comprende también unas gafas de prueba 30. En el sistema 62 hay un aparato de visualización 64 con un primer dispositivo de indicación 66, que presenta una superficie de indicación 67 para mostrar optotipos en la región de distancia infinita con una distancia $A_S \approx 5$ m de los ojos 11, 11' del observador 28. El aparato de visualización 64 comprende además un segundo dispositivo de indicación 68 con una pantalla OLED 38 para mostrar optotipos 36 cerca de los ojos del observador 28 con una distancia $A_S \approx 30$ cm. La pantalla OLED 38 tiene una densidad de píxeles, que a la distancia $A_S \approx 30$ cm con respecto al vértice corneal de los ojos del observador 28 permite mostrar los optotipos 36 con un tamaño que posibilita determinar una agudeza visual con -0,3 logMAR. Por tanto, la pantalla OLED 38 es por ejemplo una OLED de tipo eMAGine SVGA + Rev2, que tiene 800 x 600 píxeles. El dispositivo de indicación 68 está configurado en el sistema 62 como panel de lectura. El dispositivo de indicación 68 tiene un asa 70, con la que el observador 28 puede sujetarlo con una mano. En el sistema 62 hay un sensor de posición 72, que está colocado en la cabeza del observador 28. En las gafas de prueba 30 está fijado un sensor de posición 74. En el dispositivo de indicación 68 está previsto un sensor de posición 76. El sistema 62 incluye una unidad informática 42, que se comunica con el aparato de indicación 66 y el dispositivo de indicación 68 así como los sensores de posición 72, 74 y 76 de manera inalámbrica, por ejemplo por medio de WLAN o Bluetooth. En el asa 70 del dispositivo de indicación 68 hay un botón de respuesta configurado como botón pulsador 78. El botón pulsador 78 está unido de manera operativa con la unidad informática 42.

La unidad informática 42 es un dispositivo de medición para la determinación de la distancia A_S de los optotipos mostrados al observador 28 con respecto al vértice corneal del ojo 11, 11' del observador 28. A partir de las señales de posición transmitidas por los sensores de posición 72, 74, 76 calcula la posición relativa de la superficie de indicación 67 del primer dispositivo de indicación 66 y la posición relativa de la pantalla OLED 38 del segundo dispositivo de indicación 68 con respecto a los ojos 11, 11' del observador 28. A este respecto, el botón pulsador 78 sirve para registrar la información de la profundidad de campo percibida por el observador 28 para una parametrización determinada de las lentes de las gafas de prueba 30, de su impresión visual del optotipo 36 mostrado con la pantalla OLED. Para ello la unidad informática 42 puede comunicar al observador 28 con el botón pulsador 78 la distancia A_S a la que con una parametrización determinada de las lentes de las gafas de prueba 30 ya no puede percibir de manera clara los optotipos mostrados en la pantalla OLED 38.

En principio el sistema 62 puede manejarse por el observador 28 o también por una tercera persona. Así, sin contacto, de manera automática y rápida sin supervisión o instrucciones de técnicos o ingenieros permite en particular medir la profundidad de campo y agudeza visual de los ojos 11, 11' del observador 28 en la región de cerca. El sistema 62 puede emplearlo por ejemplo un óptico. Sin embargo también es adecuado para su uso en clínicas, institutos de investigación y consultorios médicos. Con el sistema 62 es posible medir los ojos de un observador 28 tanto de manera monocular como binocular. Preferiblemente el sistema 62 incluye también una estación de conexión 80 para el dispositivo de indicación 68, que por ejemplo sirve para cargar una batería 83 en el dispositivo de indicación 68.

Cabe señalar que en el sistema 62 los sensores de posición 72, 74, 76 pueden estar configurados por ejemplo como sensores de ultrasonidos. Alternativa o adicionalmente también es posible prever sensores ópticos para determinar la posición relativa de los ojos del observador con respecto a la superficie de indicación 67 del dispositivo de indicación 66 y la pantalla 28 del dispositivo de indicación 68, configurados para registrar las distancias

correspondientes por medio de análisis de imagen en la unidad informática 42. Con los sensores de posición 72, 74, 76 es posible, al mirar el observador 28 la pantalla OLED 38 del dispositivo de indicación 68 y al mirar el observador 28 la superficie de indicación 67 del dispositivo de indicación 66, registrar tanto la posición de la cabeza y la orientación como la posición y orientación de las gafas de prueba 30 en un sistema de coordenadas común. Esto permite la creación de perfiles de postura individuales para los observadores 28, cuando miran a través de una lente de gafas.

El dispositivo de indicación 68 también puede incluir una cámara 82 dispuesta por debajo del campo de lectura y que permite registrar movimientos de los ojos de un observador 28 al leer. Cabe señalar que la cámara 82 también puede estar dispuesta por encima del campo de lectura. En este caso, entonces, el sensor de imágenes de la cámara 82 también puede emplearse de manera especialmente ventajosa para determinar el tamaño de pupila o funcionar como un denominado dispositivo de seguimiento de los ojos (*EyeTracker*).

Resulta ventajoso que el dispositivo de indicación 68 incluya un marco de inserción 84 para paneles de texto de lectura, por medio de los cuales es posible evaluar el comportamiento de lectura real de un observador 28. A este respecto, la función de un dispositivo de seguimiento de los ojos indicado anteriormente permite comprobar el comportamiento visual. También resulta ventajoso prever en el dispositivo de indicación 68 botones de inicio-parada que sirven para registrar de manera cuantitativa la capacidad de lectura del observador 28. Además resulta conveniente que el dispositivo de indicación 68 incluya una ranura para uno o varios filtros de color. De este modo el observador 28 puede observar los optotipos o textos mostrados en la pantalla OLED 38 a través de un filtro de color.

Además cabe señalar que el dispositivo de indicación 68 también puede presentar opcionalmente LED de iluminación IR dispuestos en las zonas de borde del dispositivo de indicación 68 para de este modo permitir iluminar los ojos del sujeto sin reflexiones.

La figura 6 muestra un tercer sistema 92 para la determinación de una parametrización de una ayuda visual óptica con un efecto astigmático adicional con respecto a la compensación de refracción en una región de distancia definida, para los ojos 11, 11' de un observador 28 para una dirección de visión.

El sistema 92 incluye un dispositivo de medición 94, tal como por ejemplo el del sistema de medición oftalmológico i.Profiler® de la casa Zeiss, con el que, como se describe en detalle en el documento DE 10 2007 032 001 B4, para el ojo 11 de un observador 28, con un estado de acomodación dado, se proyecta un rayo de luz láser 97 sobre la retina. En este caso, con un medidor de frente de onda 94 se registra el frente de onda de la luz del rayo de luz láser 97 reflejada por la retina 96 y a partir de aquí se determina el déficit de refracción habitual objetivo del ojo 11.

La desviación del desarrollo del frente de onda con respecto a una referencia para un ojo sin defectos visuales, medida con el medidor de frente de onda 94, se determina entonces como la aberración buscada, es decir, la desviación del frente de onda con respecto al caso ideal. Este procedimiento se explica en detalle por ejemplo en la tesis doctoral de G. M. Spitzlberger "Änderung der optischen Aberrationen des menschlichen Auges durch Laser in situ Keratomileusis" (Modificación de las aberraciones ópticas del ojo humano mediante queratomileusis in situ con láser) del año 2004, a la que de este modo se hace referencia en su totalidad y cuyo contenido se incluye en su totalidad en la descripción de la invención.

Cabe señalar que el sistema 92 también puede incluir un dispositivo de medición 94 que, como se describe en el documento DE 10 2007 032 001 B4, párrafo [0022], para la determinación de los errores de la capacidad refractiva del ojo 11 de un observador 28 proporciona un rayo láser que incide en la retina del ojo a través de la pupila y con el que se explora la retina. El punto de luz generado con el rayo láser sobre la retina 96 se registra entonces en cada caso como reflejo sobre la mácula del ojo 11.

Con el dispositivo de medición 94 en el sistema 92 se determina el déficit de refracción habitual del ojo en dos estados de acomodación, que corresponden a la distancia de un objeto $A_S \approx 30$ cm y $A_S \approx 5$ m con respecto al vértice corneal del ojo 11. En principio cabe señalar que con el dispositivo de medición 94 en el sistema 92, el déficit de refracción habitual del ojo 11 también puede determinarse en más de dos estados de acomodación, por ejemplo estados de acomodación, que corresponden a las diferentes distancias $A_S \approx 25$ cm, $A_S \approx 33$ cm, $A_S \approx 40$ cm, $A_S \approx 55$ cm, $A_S \approx 66,7$ cm, $A_S \approx 100$ cm, $A_S \approx 4$ m con respecto al vértice corneal del ojo.

En el sistema 92 hay una unidad informática 98 unida con el dispositivo de medición 94 con un programa informático, que a partir del estado de acomodación correspondiente a la distancia del objeto $A_S \approx 30$ cm con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11' del observador 28 calcula una primera parametrización P_A como parametrización de salida. Entonces el programa informático corrige esta primera parametrización P_A por una componente de efecto dióptrico adicional, superponiendo a la parametrización P_A un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica -0,5 DC y la posición de eje de 0° o posición de eje de 90° . De manera correspondiente, el programa informático calcula en la unidad informática 98 a partir del estado de acomodación correspondiente a la distancia del objeto $A_S \approx 5$ m con respecto al vértice corneal de los ojos 11, 11' del observador 28 una primera parametrización P_A adicional como parametrización de salida. Entonces, el programa informático corrige esta primera parametrización P_A adicional por una componente de efecto dióptrico adicional, superponiendo a la

parametrización P_A un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica $-0,5$ DC y la posición de eje de 90° o también la posición de eje de 0° .

5 Entonces, como parametrización final P_F buscada de la ayuda visual óptica, el programa informático proporciona en una interfaz de salida 102 de la unidad informática 98 la primera parametrización corregida P_A y la parametrización P_A adicional corregida.

10 La figura 7 muestra una ayuda visual óptica 6 configurada como gafas para el ojo 11 de un observador. La ayuda visual óptica 6 incluye una lente de gafas 10, que está sujeta en un soporte 7 en una montura de gafas 9. La lente de gafas 10 está mostrada en la figura 7 en una vista lateral. A través de la lente de gafas 10 un observador puede ver de manera enfocada un objeto 15 a la distancia A_S con respecto al vértice corneal del ojo 11 con una dirección de visión A, B que atraviesa diferentes zonas de la lente de gafas 10. En el caso de la lente de gafas 10 se trata de una lente progresiva. La lente de gafas 10 tiene una superficie anterior de lente de gafas 12, que con el uso previsto se dirige en sentido opuesto a un ojo 11 de un observador, y tiene una superficie posterior de lente de gafas 14 dirigida hacia el ojo del observador con el uso previsto. La superficie anterior de lente de gafas 12 está configurada en este caso como superficie multifocal. La superficie anterior de lente de gafas 12 tiene una región de cerca 16 con un punto de referencia de cerca 18 y presenta una región de lejos 20 con un punto de referencia de lejos 22. La superficie posterior de lente de gafas 14 es en este caso una superficie de prescripción, es decir, la esfera, el cilindro y las posiciones de eje de esta superficie se han fabricado según la prescripción de una receta para gafas modificada según las explicaciones anteriores.

25 La figura 8 muestra la lente de gafas 10 como parte de una pieza en bruto de lente de gafas 8 en una vista frontal. La lente de gafas 10 está configurada como lente de gafas izquierda 10 para el ojo 11 del observador. En la superficie anterior de lente de gafas 12 tiene un punto de referencia de cerca 18 situado en una región de cerca 16 y una región de lejos 20 con un punto de referencia de lejos 22. Entre la región de cerca 16 y la región de lejos 20 se extiende un canal de progresión 24.

30 El efecto dióptrico de la lente de gafas 10 puede descomponerse en el punto de referencia de cerca 18 y en el punto de referencia de lejos 22 en varias componentes de efecto dióptrico K_1, K_2, K_3, K_4 con una potencia de refracción $BKN_1, BKN_2, BKF_1, BKF_2$ diferente.

35 En el punto de referencia de cerca 18 la lente de gafas 10 tiene un efecto dióptrico con la potencia de refracción $BKN = BKN_1 + BKN_2$. Aquí, el efecto dióptrico de la lente de gafas 10 está compuesto por una primera componente de efecto dióptrico K_2 con la potencia de refracción esférica BKN_1 y una segunda componente de efecto dióptrico K_4 con la potencia de refracción cilíndrica BKN_2 . La primera componente de efecto K_1 corrige el ojo 11 del observador con una dirección de visión que discurre a través del punto de referencia de cerca 18 para cerca.

40 De manera correspondiente la lente de gafas tiene en el punto de referencia de lejos 22 un efecto dióptrico con la potencia de refracción $BKF = BKF_1 + BKF_2$, que se compone de una componente de efecto K_1 y una componente de efecto K_3 adicional. La componente de efecto K_1 provoca en el punto de referencia de lejos 22 la corrección del correspondiente ojo 11 del observador para lejos.

45 Las componentes de efecto dióptrico K_2, K_4 corresponden en cada caso a un astigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica $-0,5$ DC. No obstante, la posición de eje del astigmatismo de las componentes de efecto dióptrico K_3, K_4 es diferente. La figura 9 muestra el esquema TABO del astigmatismo adicional de la componente de efecto dióptrico K_4 en el punto de referencia de cerca 18. La componente de efecto dióptrico K_4 tiene la potencia de refracción cilíndrica BKN_2 y la posición de eje $\varphi = 0^\circ$. En la figura 10 se muestra la posición de eje del astigmatismo adicional de la componente de efecto dióptrico K_3 del efecto dióptrico de la lente de gafas 10 en el punto de referencia de lejos 22. La componente de efecto dióptrico K_3 tiene la potencia de refracción cilíndrica BKF_2 y la posición de eje $\varphi = 90^\circ$.

50 Los inventores han reconocido que puede aumentarse la profundidad de campo ST percibida por un observador para cerca superponiendo al efecto dióptrico de una lente de gafas que corrige el ojo 11 del observador para cerca de la mejor manera posible un astigmatismo adicional con la potencia de refracción cilíndrica $-0,5$ DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$.

55 Además, los inventores han reconocido que puede incrementarse la profundidad de campo percibida por un observador para lejos superponiendo al efecto dióptrico de una lente de gafas que corrige el ojo 11 del observador para cerca de la mejor manera posible un astigmatismo adicional con la potencia de refracción cilíndrica $-0,5$ DC y la posición de eje referida al esquema TABO $\varphi = 90^\circ$ o $\varphi = 0^\circ$.

60 En particular los inventores han reconocido que puede aumentarse la profundidad de campo percibida por un observador superponiendo el astigmatismo adicional indicado anteriormente tanto al efecto dióptrico de una lente de gafas que corrige el ojo izquierdo del observador de la mejor manera posible como al efecto dióptrico de una lente de gafas que corrige el ojo derecho del observador de la mejor manera posible.

65

- 5 La superficie posterior de lente de gafas 14 de la lente de gafas 10, en cuyo caso se trata de una superficie de prescripción, tiene una esfera adaptada al observador, y un cilindro con una posición de eje determinada, para generar el astigmatismo adicional indicado anteriormente. En general, la superficie posterior de lente de gafas 14 presenta también un cilindro adicional con una posición de eje determinada para, de este modo, por ejemplo compensar una curvatura corneal.
- Las figuras 11a a 11e explican la influencia de un efecto astigmático adicional sobre la extensión de la región de cerca y de lejos 16, 20 así como del canal de progresión 24 en una lente progresiva 10.
- 10 La figura 11a muestra una lente progresiva 10, que tiene un efecto dióptrico adaptado a un ojo 11, 11' de un observador 28, que corrige exactamente el ojo 11, 11' del observador 28 al mirar a través de la región de cerca 16 y la región de lejos 20. El astigmatismo de la lente progresiva 10 tiene en este caso el desarrollo indicado con las líneas de isoastigmatismo 100. En este caso, el efecto dióptrico no comprende ningún astigmatismo adicional.
- 15 La figura 11b muestra la lente progresiva 10 con una componente de efecto dióptrico K_1 , K_3 adaptada al ojo 11, 11' del observador 28 que corrige el ojo del observador 28 al mirar a través de la región de cerca 16 y la región de lejos 20 de la mejor manera posible, estando superpuesta en la región de cerca 16 otra componente de efecto dióptrico K_4 concretamente un astigmatismo negativo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 0^\circ$. Esta medida da lugar a una ampliación ventajosa de la región de cerca 16, disminuyendo no obstante la extensión de la región de lejos 22. En la figura 11c se muestra la lente progresiva 10, cuando a la componente de efecto dióptrico K_2 del efecto dióptrico, adaptada al ojo 11, 11' del observador 28, que corrige completamente el ojo 11, 11' del observador 28 al mirar a través de la región de cerca 16 y la región de lejos 20, se superpone en la región de cerca 16 como otra componente de efecto dióptrico K_4 el astigmatismo negativo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 90^\circ$. En este caso, con respecto a la lente progresiva 10 mostrada en la figura 11a la región de lejos 22 es más ancha y a cambio la región de cerca 16 algo más estrecha. En el caso de la lente progresiva 10 mostrada en las figuras 11a, 11b y 11c, en el área indicada con el círculo 21, en cada caso el efecto dióptrico de corrección completa promedio es constante.
- 20 A este respecto, el efecto esférico en el caso de la lente progresiva 10 mostrada en las figuras 11d, 11e y 11f es idéntico en la región de cerca 16 y en la región de lejos 20. En el caso de la lente progresiva 10 en la figura 11d a la componente de efecto dióptrico K_2 del efecto dióptrico, adaptada a un observador 28, que corrige el ojo del observador 28 al mirar a través de la región de cerca 16 y la región de lejos 20 de la mejor manera posible, no está superpuesto ningún astigmatismo adicional.
- 25 La figura 11e muestra la lente progresiva 10 con un astigmatismo negativo adicional superpuesto a la componente de efecto dióptrico K_2 del efecto dióptrico, adaptada al observador 28, como otra componente de efecto dióptrico K_4 , con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 0^\circ$.
- 30 La figura 11f muestra la lente progresiva 10 con un astigmatismo negativo adicional superpuesto a la componente de efecto dióptrico K_2 del efecto dióptrico, adaptada al observador 28, como otra componente de efecto dióptrico K_4 , con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 90^\circ$.
- 35 La figura 11e muestra que con el astigmatismo negativo adicional con la posición de eje $\varphi = 0^\circ$ aumenta la distancia entre las líneas de isoastigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica +0,5 DC y +1,00 DC con respecto a la lente progresiva 10 de la figura 11e. Por la figura 11f se deduce que con el astigmatismo negativo adicional con la posición de eje $\varphi = 90^\circ$ disminuye la distancia entre las líneas de isoastigmatismo con la potencia de refracción cilíndrica +0,5 DC y +1,00 DC con respecto a la lente progresiva 10 de la figura 11e.
- 40 Las figuras 11a a 11e muestran que en una lente progresiva 10, que en la región de cerca 16 tiene un astigmatismo negativo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 0^\circ$ y que en la región de lejos 20 presenta un astigmatismo negativo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 90^\circ$, es posible una extensión ventajosa de la región de cerca 16 y de la región de lejos 20.
- 45 Por las figuras 11a a 11e se deduce que así, con una lente progresiva con un astigmatismo negativo adicional con la potencia de refracción cilíndrica -0,25 DC y la posición de eje $\varphi = 0^\circ$ para cerca y un astigmatismo negativo adicional con la posición de eje $\varphi = 90^\circ$ para lejos, puede permitirse para un observador no sólo la observación de la zona del objeto con una profundidad de campo ST superior de manera correspondiente, sino también que una lente progresiva de este tipo, debido a la mayor extensión de la región de cerca y de lejos 16, 20, con el mismo desarrollo de la potencia de refracción esférica, también ofrece una comodidad visual mejorada.
- 50 Además cabe señalar que una lente progresiva 10, que tiene un astigmatismo adicional descrito anteriormente en la región de cerca y de lejos 16, 20, para un observador 28, debido a la profundidad de campo aumentada de manera correspondiente, también puede estar configurada con una progresión entre el punto de referencia de lejos y el punto de referencia de cerca así como con una potencia de refracción esférica reducida en el punto de referencia de
- 55
- 60

cerca. También esta medida tiene como consecuencia una extensión superior de manera correspondiente, de la región de cerca y de lejos 86, 88.

Lista de números de referencia

5	A, B	dirección de visión
	6	ayuda visual óptica
10	7	soporte
	8	pieza en bruto de lente de gafas
	9	montura de gafas
15	10	lente de gafas
	11, 11'	ojo
20	12	superficie anterior de lente de gafas
	14	superficie posterior de lente de gafas
	15	objeto
25	16	región de cerca
	18	punto de referencia de cerca
30	20	región de lejos
	21	círculo
	22	punto de referencia de lejos
35	24	canal de progresión
	26	sistema
40	28	observador
	30	gafas de prueba
	31	lente de prueba
45	32	apoyo para el mentón
	34	aparato de visualización
50	36	optotipos
	38	pantalla OLED
	40	carril
55	42	unidad informática
	44	motor paso a paso
60	45	doble flecha
	46	lentes ópticas
	47	distancia
65	48	lentes ópticas

	50	gráfico
	52	curva
5	54, 54'	curva
	56, 56'	curva
10	58, 58'	curva
	60	gráfico
	62	segundo sistema
15	64	aparato de visualización
	66	primer dispositivo de indicación
20	67	superficie de indicación
	68	segundo dispositivo de indicación
	70	asa
25	72	sensor de posición
	74	sensor de posición
30	76	sensor de posición
	78	botón pulsador
	80	estación de conexión
35	82	cámara
	83	batería
40	84	marco de inserción
	86,88	gráfico
	92	sistema
45	94	dispositivo de medición
	96	retina
50	97	rayo de luz láser
	98	unidad informática
	100	línea de isoastigmatismo
55	102	interfaz

REIVINDICACIONES

1. Fabricación o suministro asistido por ordenador o cálculo asistido por ordenador o selección asistida por ordenador de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para su uso por un observador (28) para observar un objeto (15),
- 5
- teniendo la ayuda visual óptica (6) para al menos una dirección de visión (A, B) un efecto dióptrico adaptado a un ojo (11, 11') del observador (28), que se compone de varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4),
- 10 caracterizado por que una primera componente de efecto dióptrico (K_1, K_3) de las varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4) para el ojo (11, 11') del observador (28) a una distancia definida A_s del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') tiene un primer efecto corrector para la al menos una dirección de visión (A, B); y
- 15 otra componente de efecto dióptrico (K_2, K_4) de las varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4) para el ojo (11, 11') del observador (28) a la distancia definida A_s tiene otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B),
- 20 entendiéndose por efecto corrector de la primera componente de efecto dióptrico la propiedad de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual da lugar en conjunto a una refracción para una corrección de la ametropía del observador con una agudeza visual máxima exactamente al menos hasta 1/5 D o hasta 1/8 D del efecto esférico y exactamente al menos hasta 1/5 DC o hasta 1/8 DC del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y
- 25 no reduciendo el otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B) a la distancia definida A_s del objeto (15) la agudeza visual del observador en más de 0,2 logMAR con respecto a la agudeza visual, que se consigue con la primera componente de efecto dióptrico
- y
- 30 teniendo la primera componente de efecto dióptrico (K_1) el efecto corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (A) para una distancia $A_s \geq 4$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') y presentando la componente de efecto dióptrico adicional (K_2) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (A), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq \text{BK} \leq -0,3 \text{ DC}$ o $\text{BK} \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.
- 35
- 40 2. Fabricación o suministro asistido por ordenador o cálculo asistido por ordenador o selección asistida por ordenador de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para su uso por un observador (28) para observar un objeto (15),
- 45 teniendo la ayuda visual óptica (6) para al menos una dirección de visión (A, B) un efecto dióptrico adaptado a un ojo (11, 11') del observador (28), que se compone de varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4),
- caracterizado por que una primera componente de efecto dióptrico (K_1, K_3) de las varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4) para el ojo (11, 11') del observador (28) a una distancia definida A_s del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') tiene un primer efecto corrector para la dirección de visión (A, B); y
- 50 otra componente de efecto dióptrico (K_2, K_4) de las varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4) para el ojo (11, 11') del observador (28) a la distancia definida A_s tiene otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B),
- 55 entendiéndose por efecto corrector de la primera componente de efecto dióptrico la propiedad de que la contribución de la componente de efecto dióptrico al efecto dióptrico de la ayuda visual da lugar en conjunto a una refracción para una corrección de la ametropía del observador con una agudeza visual máxima exactamente al menos hasta 1/5 D o hasta 1/8 D del efecto esférico y exactamente al menos hasta 1/5 DC o hasta 1/8 DC del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y
- 60 no reduciendo el otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B) la agudeza visual del observador en más de 0,2 logMAR con respecto a la agudeza visual, que se consigue con la primera componente de efecto dióptrico, y

- 5 teniendo la primera componente de efecto dióptrico (K_3) el efecto corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (B) para una distancia $A_S \leq 1$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') y presentando la componente de efecto dióptrico adicional (K_4) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (B), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0$ DC \leq BK \leq $-0,125$ DC o $-0,7$ DC \leq BK \leq $-0,3$ DC o BK \approx $-0,5$ DC y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.
- 10 3. Operación según la reivindicación 2, caracterizada por que la primera componente de efecto dióptrico (K_3) tiene una potencia de refracción esférica SBK reducida por el valor $-1,0$ D \leq Δ SBK \leq $-0,1$ D, con respecto al efecto corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia de 25 cm \leq $A_S \leq 40$ cm o $A_S \approx 33$ cm de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11'), para la dirección de visión (B).
- 15 4. Operación según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizada por que el efecto dióptrico adaptado al ojo (11, 11') del observador (28) está compuesto por al menos dos primeras y dos componentes de efecto dióptrico adicionales (K_1, K_2, K_3, K_4), teniendo una de las dos primeras componentes de efecto dióptrico (K_3) el efecto corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia $A_S \leq 1$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para una primera dirección de visión (B) y teniendo la otra de las dos primeras componentes de efecto dióptrico (K_1) el efecto corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia $A_S \geq 4$ m del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para una dirección de visión adicional (A), y teniendo una de las dos segundas componentes de efecto dióptrico (K_2) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0$ DC \leq BK \leq $-0,125$ DC o $-0,7$ DC \leq BK \leq $-0,3$ DC o BK \approx $-0,5$ DC y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$ para la dirección de visión (B) o una posición de eje φ con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$ para la dirección de visión (B), y teniendo la otra de las dos segundas componentes de efecto dióptrico (K_4) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28) con una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0$ DC \leq BK \leq $-0,125$ DC o $-0,7$ DC \leq BK \leq $-0,3$ DC o BK \approx $-0,5$ DC y una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o una posición de eje φ con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$ para la dirección de visión adicional (A).
- 20 5. Operación según la reivindicación 4, caracterizada por que la una de las dos primeras componentes de efecto dióptrico (K_1) con el efecto corrector para el ojo (11, 11') para la distancia $A_S \leq 1$ m, tiene una potencia de refracción esférica SBK reducida por el valor $-1,0$ D \leq Δ SBK \leq $-0,1$ D, con respecto a un efecto corrector para el ojo (11, 11') del observador (28) para una distancia de 25 cm \leq $A_S \leq 40$ cm o $A_S \approx 33$ cm del objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11'), para la dirección de visión (B).
- 25 6. Procedimiento para la determinación de una parametrización buscada (P_E) del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28),
- 30 caracterizado por que
- 35 para el ojo (11, 11') del observador (28), mediante la colocación de lentes de prueba (31) en unas gafas de prueba (30), se ajusta una potencia de refracción esférica y una potencia de refracción cilíndrica así como opcionalmente un efecto prismático y a partir de la corrección resultante del ojo (11, 11') del observador (28) para al menos una distancia definida A_S de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para al menos una dirección de visión (A, B) se determina una primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual óptica (6) en forma de efecto esférico, de efecto astigmático y su posición de eje así como opcionalmente el efecto prismático y su base de manera correspondiente a una primera componente de efecto (K_1, K_2), que tiene un efecto corrector,
- 40 la primera parametrización determinada (P_A) se corrige por otra componente de efecto dióptrico adicional (K_2, K_4), que a la distancia definida (A_3) tiene un efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B), y
- 45 se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E),
- 50 entendiéndose por efecto corrector de la primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de que esta parametrización para la al menos una dirección de visión (A, B) da lugar a una corrección de la ametropía del observador con una agudeza visual máxima exactamente al menos hasta $1/5$ D o hasta $1/8$ D del efecto esférico y al menos hasta $1/5$ DC o hasta $1/8$ DC del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y
- 55 no reduciendo el otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B) a la distancia definida A_S la agudeza visual del observador en más de $0,2$ logMAR con respecto a la agudeza visual, que se consigue con la primera componente de efecto dióptrico,
- 60
- 65

- siendo la corrección para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (B) una corrección para una distancia $A_s \leq 1 \text{ m}$ o $25 \text{ cm} \leq A_s \leq 40 \text{ cm}$ o $A_s \approx 25 \text{ cm}$ o $A_s \approx 33 \text{ cm}$ o $A_s \approx 40 \text{ cm}$ de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo y presentando la otra componente de efecto dióptrico adicional (K_4) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq BK \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq BK \leq -0,3 \text{ DC}$ o $BK \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$, o una posición de eje φ con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.
- 5
7. Procedimiento para la determinación de una parametrización buscada (P_E) del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28) por medio de un programa informático con medios de código de programa,
- 10
- caracterizado por que
- 15
- a partir de una corrección del ojo (11, 11') del observador (28) para al menos una distancia definida A_s de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para al menos una dirección de visión (A, B) se determina una primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual óptica (6) en forma de efecto esférico, de efecto astigmático y su posición de eje así como opcionalmente el efecto prismático y su base de manera correspondiente a una primera componente de efecto (K_1, K_2), que tiene un efecto corrector,
- 20
- se corrige la primera parametrización determinada (P_A) por otra componente de efecto dióptrico adicional (K_2, K_4), que a la distancia definida (A_3) tiene un efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B), y
- 25
- se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E),
- entendiéndose por efecto corrector de la primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de que esta parametrización para la al menos una dirección de visión (A, B) da lugar a una corrección de la ametropía del observador con una agudeza visual máxima exactamente al menos hasta $1/5 \text{ D}$ o hasta $1/8 \text{ D}$ del efecto esférico y al menos hasta $1/5 \text{ DC}$ o hasta $1/8 \text{ DC}$ del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y
- 30
- no reduciendo el otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B) a la distancia definida A_s la agudeza visual del observador en más de $0,2 \text{ logMAR}$ con respecto a la agudeza visual, que se consigue con la primera componente de efecto dióptrico,
- 35
- siendo la corrección para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (B) una corrección para una distancia $A_s \leq 1 \text{ m}$ o $25 \text{ cm} \leq A_s \leq 40 \text{ cm}$ o $A_s \approx 25 \text{ cm}$ o $A_s \approx 33 \text{ cm}$ o $A_s \approx 40 \text{ cm}$ de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo y presentando la otra componente de efecto dióptrico adicional (K_4) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq BK \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq BK \leq -0,3 \text{ DC}$ o $BK \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$, de manera especialmente preferida $\varphi \approx 90^\circ$, o una posición de eje φ con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.
- 40
- 45
8. Procedimiento según la reivindicación 6 o 7, caracterizado por que la primera parametrización determinada (P_A) se corrige por una componente de efecto dióptrico con una potencia de refracción esférica SBK reducida por el valor $-1,0 \text{ D} \leq \Delta SBK \leq -0,1 \text{ D}$ con respecto a un efecto corrector para la agudeza visual máxima para el ojo (11, 11') para una distancia de $25 \text{ cm} \leq A_s \leq 40 \text{ cm}$ o $A_s \approx 33 \text{ cm}$ de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11'), y/o caracterizado por que la corrección para el ojo (11, 11') del observador (28) es además una corrección para una distancia $A_s \geq 4 \text{ m}$ de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo para una dirección de visión adicional (B) y también a partir de aquí se determina la primera parametrización (P_A) de la ayuda visual óptica (10), y la primera parametrización (P_A) determinada de este modo también se corrige por una componente de efecto dióptrico adicional (K_3) y se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E), siendo la componente de efecto dióptrico adicional (K_3) para el ojo (11, 11') del observador (28) un efecto astigmático negativo con la potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 \text{ DC} \leq BK \leq -0,125 \text{ DC}$ o $-0,7 \text{ DC} \leq BK \leq -0,3 \text{ DC}$ o $BK \approx -0,5 \text{ DC}$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.
- 50
- 55
9. Procedimiento para la determinación de una parametrización buscada (P_E) del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28),
- 60
- caracterizado por que
- 65

- para el ojo (11, 11') del observador (28) colocando lentes de prueba (31) en unas gafas de prueba (30) se ajusta una potencia de refracción esférica y una potencia de refracción cilíndrica así como opcionalmente un efecto prismático y a partir de la corrección resultante del ojo (11, 11') del observador (28) para al menos una distancia definida A_s de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para al menos una dirección de visión (A, B) se determina una primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual óptica (6) en forma de efecto esférico, de efecto astigmático y su posición de eje así como opcionalmente el efecto prismático y su base de manera correspondiente a una primera componente de efecto (K_1, K_2), que tiene un efecto corrector,
- se corrige la primera parametrización determinada (P_A) por otra componente de efecto dióptrico adicional (K_2, K_4), que a la distancia definida (A_3) tiene un efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B), y
- se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E),
- entendiéndose por efecto corrector de la primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de que esta parametrización para la al menos una dirección de visión (A, B) da lugar a una corrección de la ametropía del observador con una agudeza visual máxima y exactamente al menos hasta $1/5 D$ o hasta $1/8 D$ del efecto esférico y al menos hasta $1/5 DC$ o hasta $1/8 DC$ del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y
- no reduciendo el otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B) a la distancia definida A_s la agudeza visual del observador en más de $0,2 \log MAR$ con respecto a la agudeza visual, que se consigue con la primera componente de efecto dióptrico,
- siendo la corrección para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (A) una corrección para una distancia $A_s \geq 4$ m de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo y presentando la otra componente de efecto dióptrico adicional (K_3) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 DC \leq BK \leq -0,125 DC$ o $-0,7 DC \leq BK \leq -0,3 DC$ o $BK \approx -0,5 DC$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.
10. Procedimiento para la determinación de una parametrización buscada (P_E) del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28) por medio de un programa informático con medios de código de programa,
- caracterizado por que
- a partir de la corrección del ojo (11, 11') del observador (28) para al menos una distancia definida A_s de un objeto (15) con respecto al vértice corneal del ojo (11, 11') para al menos una dirección de visión (A, B) se determina una primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual óptica (6) en forma de efecto esférico, de efecto astigmático y su posición de eje así como opcionalmente el efecto prismático y su base de manera correspondiente a una primera componente de efecto (K_1, K_2), que tiene un efecto corrector,
- se corrige la primera parametrización determinada (P_A) por otra componente de efecto dióptrico adicional (K_2, K_4), que a la distancia definida (A_3) tiene un efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B), y
- se fija la primera parametrización corregida (P_A) como la parametrización buscada (P_E),
- entendiéndose por efecto corrector de la primera parametrización (P_A) del efecto dióptrico de la ayuda visual la propiedad de que esta parametrización para la al menos una dirección de visión (A, B) da lugar a una corrección de la ametropía del observador con una agudeza visual máxima y exactamente al menos hasta $1/5 D$ o hasta $1/8 D$ del efecto esférico y al menos hasta $1/5 DC$ o hasta $1/8 DC$ del efecto astigmático y $\pm 5^\circ$ de la posición de eje, y
- no reduciendo el otro efecto astigmático adicional para la al menos una dirección de visión (A, B) a la distancia definida A_s la agudeza visual del observador en más de $0,2 \log MAR$ con respecto a la agudeza visual, que se consigue con la primera componente de efecto dióptrico,
- siendo la corrección para el ojo (11, 11') del observador (28) para la al menos una dirección de visión (A) una corrección para una distancia $A_s \geq 4$ m de un objeto (15) con respecto al vértice corneal (11, 11') del ojo y presentando la otra componente de efecto dióptrico adicional (K_3) un efecto astigmático negativo adicional para el ojo (11, 11') del observador (28), siendo el efecto astigmático negativo adicional una potencia de refracción cilíndrica BK con $-1,0 DC \leq BK \leq -0,125 DC$ o $-0,7 DC \leq BK \leq -0,3 DC$ o $BK \approx -0,5 DC$ y con una posición de eje φ indicada en el esquema TABO con $70^\circ \leq \varphi \leq 110^\circ$ u $80^\circ \leq \varphi \leq 100^\circ$ o $\varphi \approx 90^\circ$, o con $-20^\circ \leq \varphi \leq 20^\circ$ o $-10^\circ \leq \varphi \leq 10^\circ$ o $\varphi \approx 0^\circ$.

11. Operación según una de las reivindicaciones 1 a 5,
caracterizada por
- 5 la determinación de una parametrización buscada (P_E) del efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), de la ayuda visual óptica (6) con un procedimiento según una de las reivindicaciones 6 a 10.
- 10 12. Suministro o cálculo o fabricación o selección de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para su uso por un observador (28) para observar un objeto (15),
caracterizado por
- 15 la determinación de una parametrización buscada (P_E) de un efecto dióptrico compuesto por varias componentes de efecto dióptrico (K_1, K_2, K_3, K_4), de la ayuda visual óptica (6) con un procedimiento según una de las reivindicaciones 6 a 10.
- 20 13. Sistema para la fabricación o el suministro asistido por ordenador o el cálculo asistido por ordenador o la selección asistida por ordenador de una ayuda visual óptica (6) con al menos una lente de gafas (10) para su uso por un observador (28) para observar un objeto (15)
caracterizado por
- 25 medios para ejecutar una operación según una de las reivindicaciones 1 a 5 u 11.
14. Programa informático con medios de código de programa para la ejecución del procedimiento según la reivindicación 7 o reivindicación 10 o reivindicación 8, siempre que se refiera a la reivindicación 7.
- 30 15. Sistema (92) para la determinación de una parametrización buscada (P_E) de una ayuda visual óptica (10) para un ojo (11, 11') de un observador (28),
con un dispositivo de medición (94) para la determinación de la mejor corrección posible del ojo (11) fijado a una distancia preestablecida (A_S); y
- 35 con una unidad informática (98), a la que puede alimentarse la mejor corrección posible del ojo (11) acomodado a una distancia preestablecida (A_S), determinada con el dispositivo de medición (94);
caracterizado por que
- 40 la unidad informática con un programa informático con medios de código de programa para la determinación de la parametrización buscada (P_E) a partir de la mejor corrección posible alimentada ejecuta un procedimiento según la reivindicación 7 o según la reivindicación 10 o según la reivindicación 8, siempre que se refiera a la reivindicación 7.

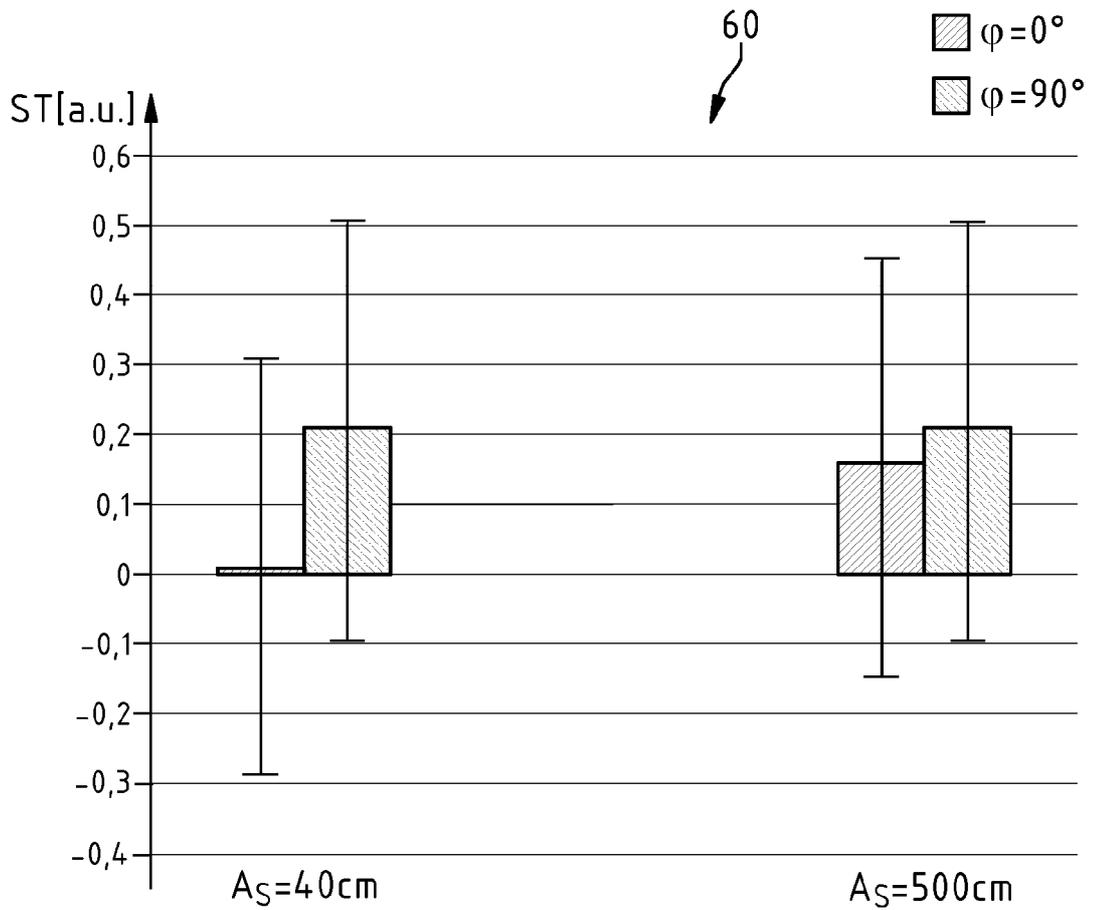
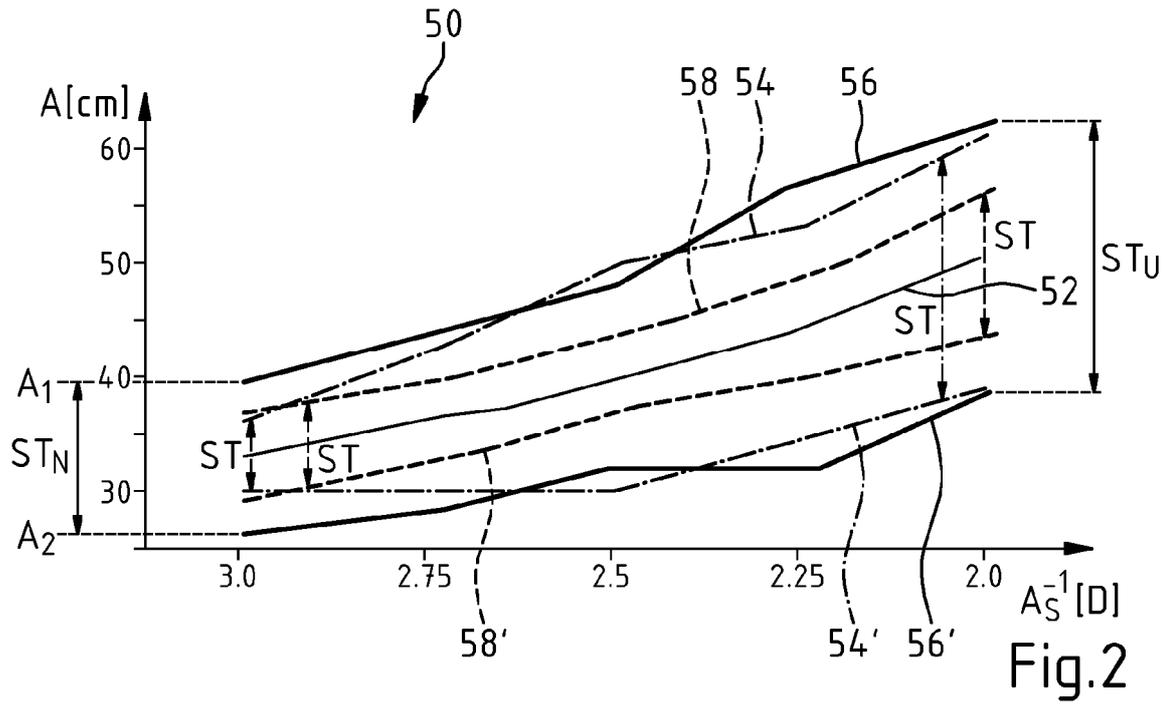
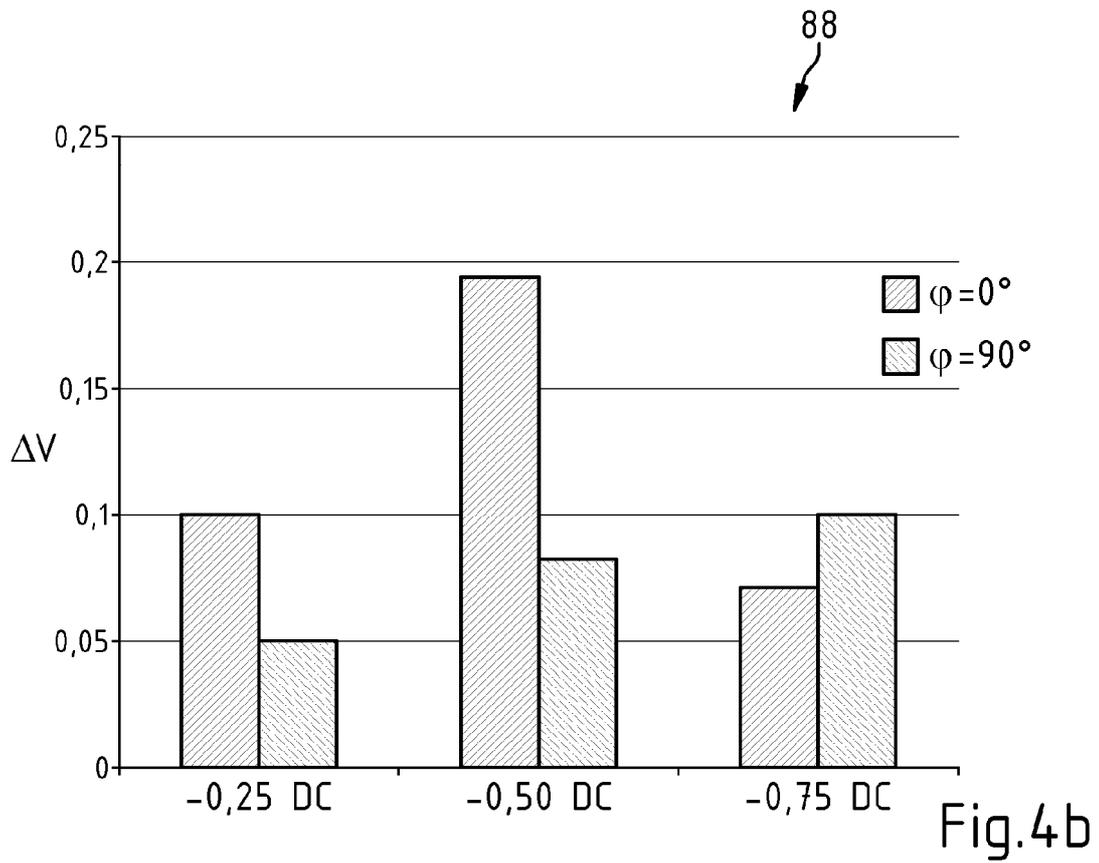
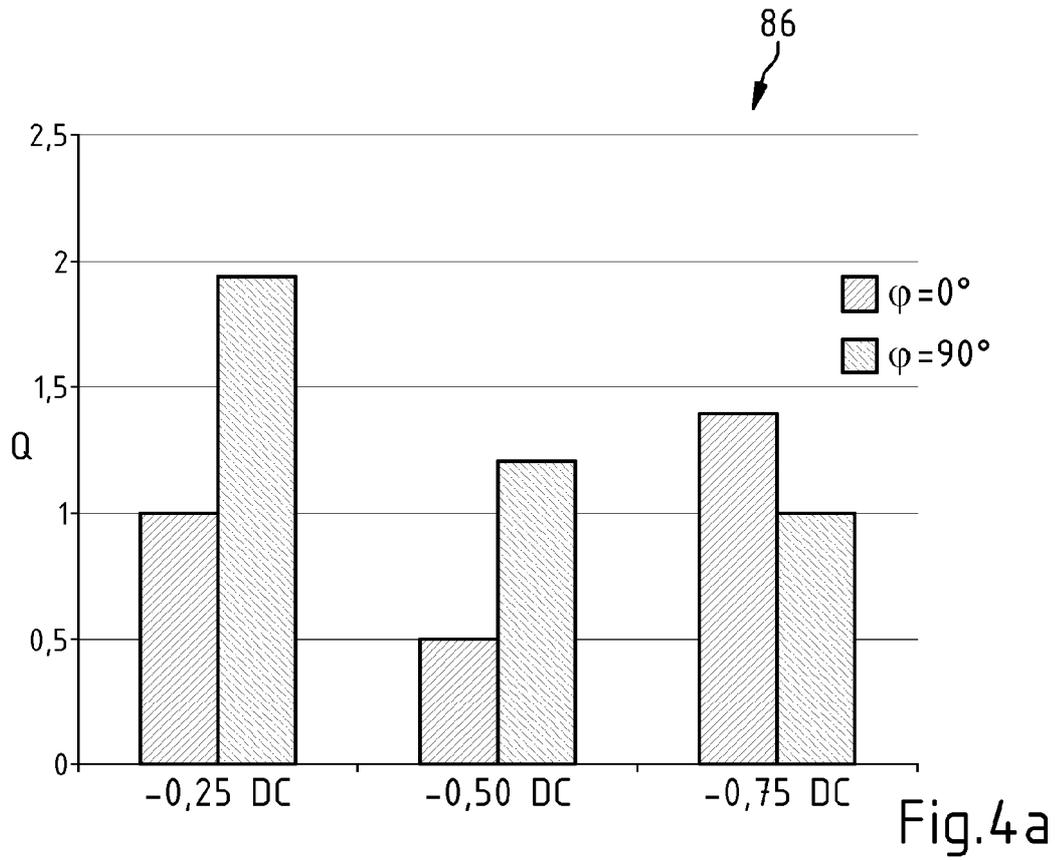


Fig.3



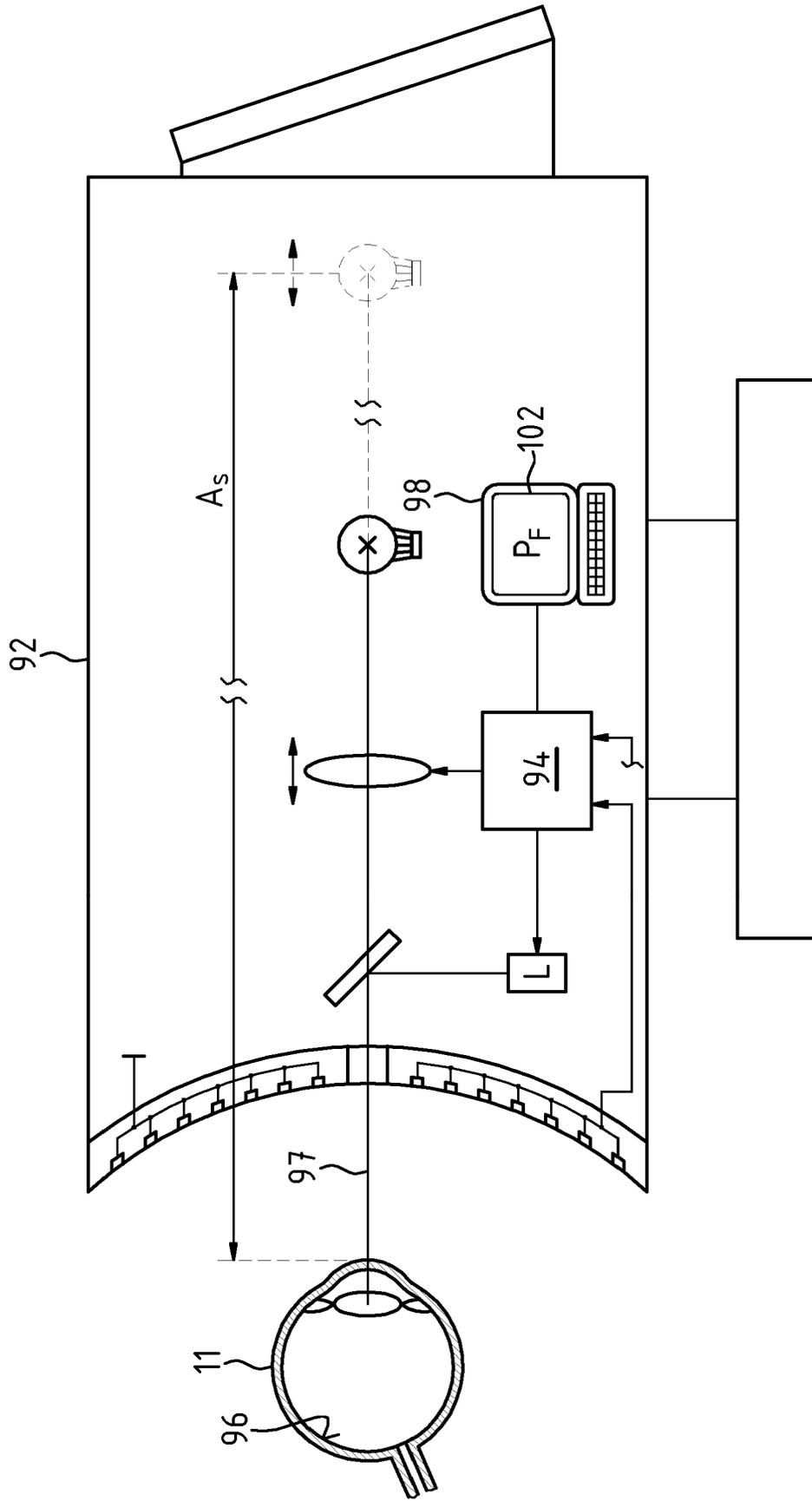


Fig.6

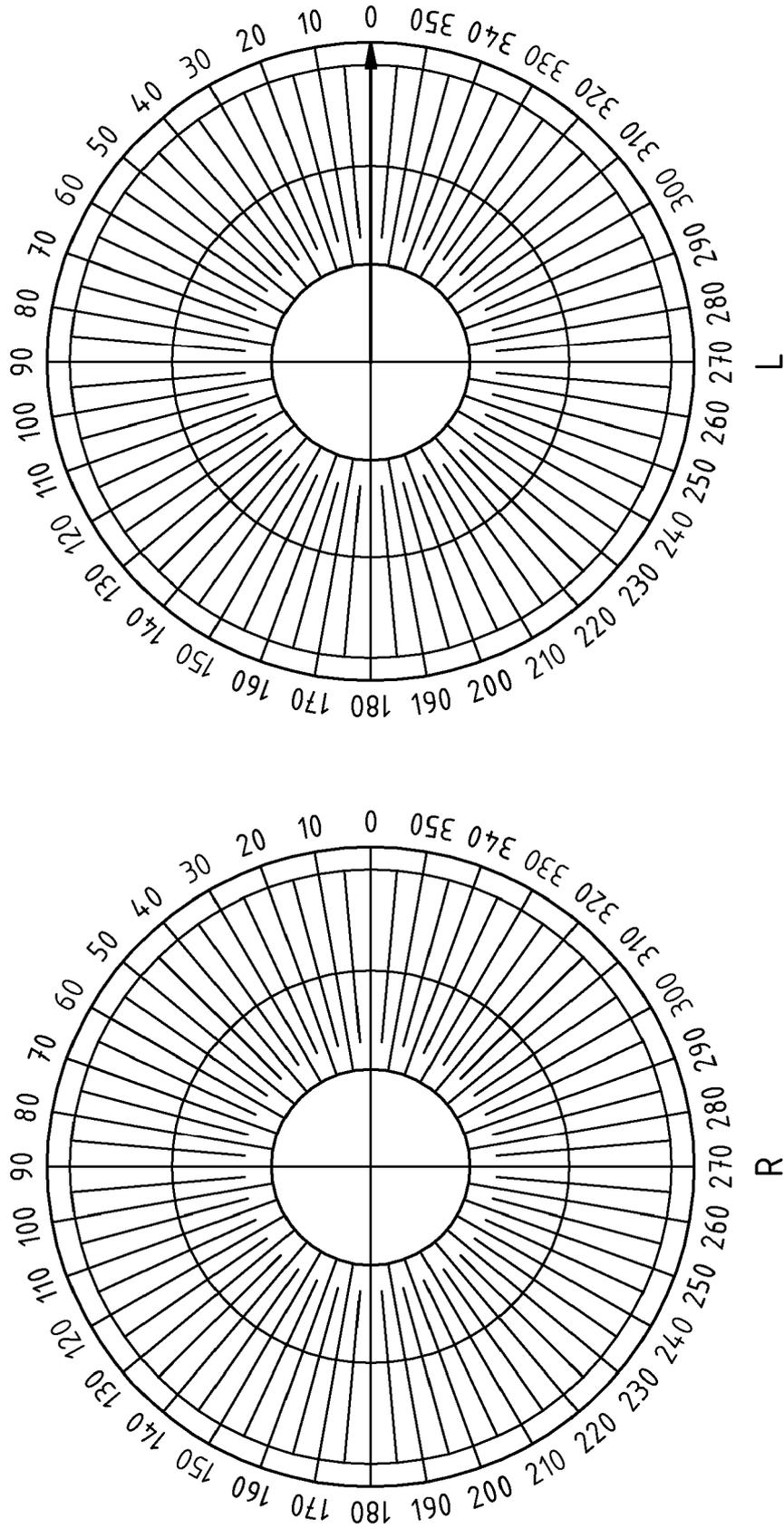


Fig.9

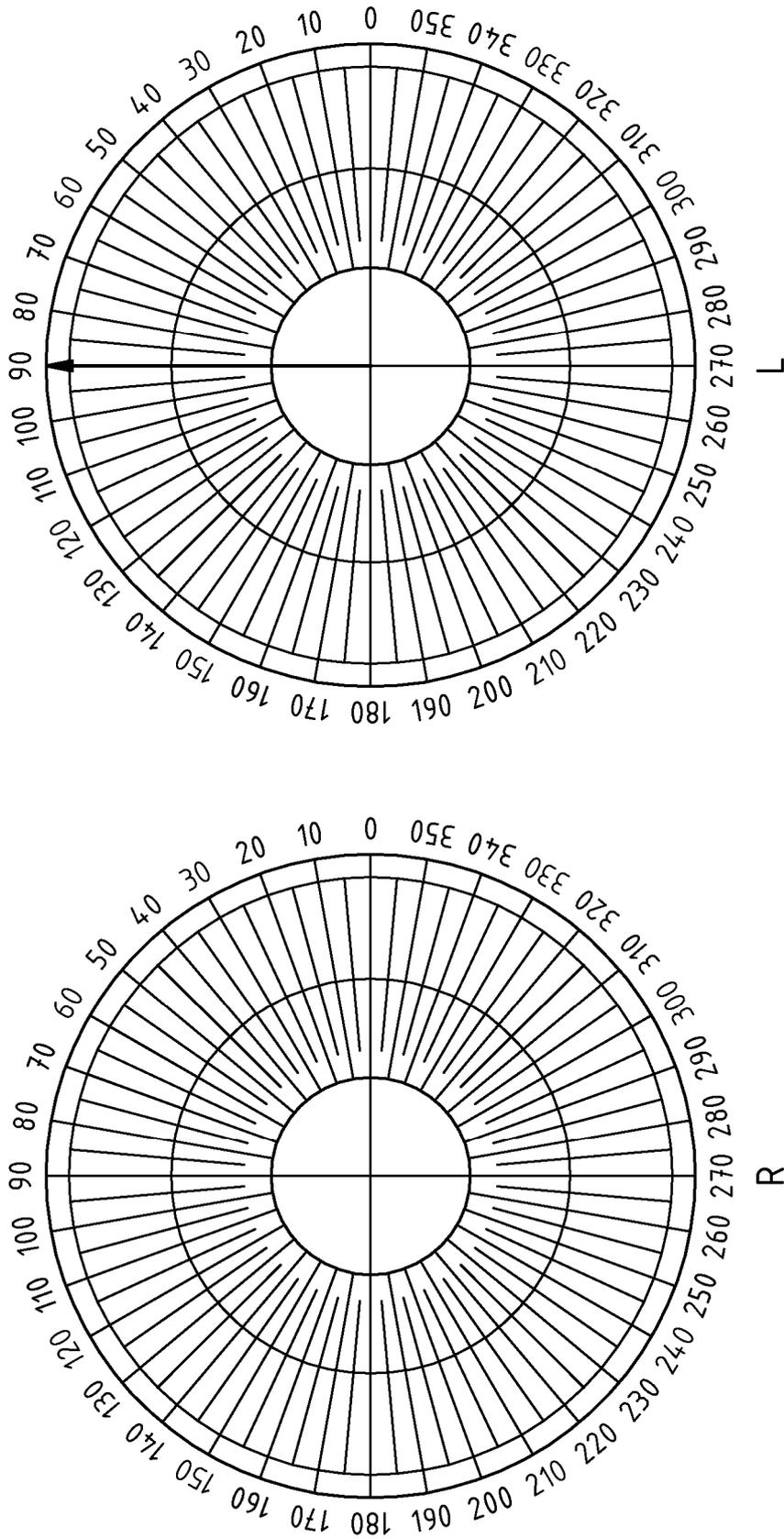


Fig.10

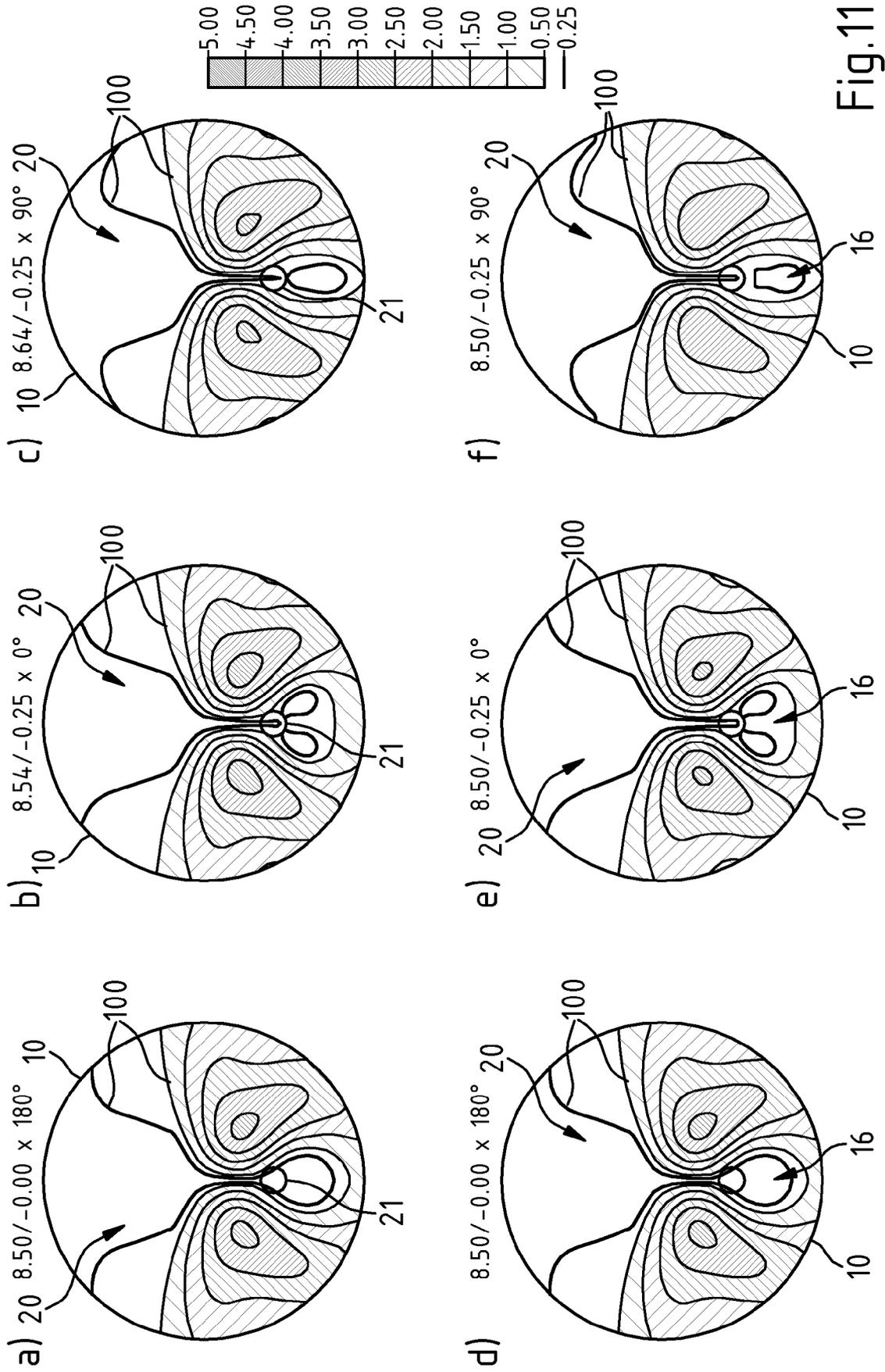


Fig.11