

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 689 867**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.02.2013 PCT/US2013/025584**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.08.2014 WO14123546**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.02.2013 E 13707241 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.07.2018 EP 2954368**

54 Título: **Procedimiento y sistema para determinar una prescripción de gafas**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
16.11.2018

73 Titular/es:
CARL ZEISS VISION INTERNATIONAL GMBH (50.0%)
Turnstrasse 27
73430 Aalen, DE y
CARL ZEISS VISION INC. (50.0%)

72 Inventor/es:
SPRATT, RAY, STEVEN y
KRATZER, TIMO

74 Agente/Representante:
LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 689 867 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

Procedimiento y sistema para determinar una prescripción de gafas

- 5 La divulgación se refiere a sistemas y procedimientos para determinar una prescripción de gafas, en particular para ayudas visuales.

10 El ojo humano amétrope tiene errores de refracción que en una primera aproximación pueden describirse desde el punto de vista de una esfera, un cilindro y una orientación de eje. Esto se basa en la suposición de que es posible corregir un defecto visual de manera aproximada a través de una lente con superficies simples tales como toroides y esferas. Esta aproximación es adecuada para corregir un error en la refracción de rayos de luz que entran en el centro de la pupila del ojo.

15 Aunque es habitual determinar los errores de refracción del ojo humano basándose en la refracción subjetiva del paciente a examen al presentarle una pluralidad de optotipos a través de lentes de diferente poder de refracción (la denominada refracción subjetiva o refracción manifiesta), desde hace varios años existe la posibilidad de medir los errores de refracción del ojo (refracción objetiva). Además, es posible medir el poder de refracción del ojo por toda la pupila y, por tanto, en particular también en las zonas periféricas de la pupila. Los errores medibles incluyen por ejemplo aberración esférica, coma, error de hoja de trébol, órdenes superiores de aberración esférica, etc. En determinadas implementaciones, el procedimiento de refracción objetiva se basa en determinar el frente de onda de un haz de luz que se propaga. En el documento US 6 382 795 B1 se describe el principio funcional de un refractor de frentes de onda, que también incluye una sinopsis de una pluralidad de variantes diferentes.

25 Los errores de refracción o errores de formación de imágenes del ojo humano pueden describirse de manera matemática por medio de los denominados polinomios de Zernike. Los errores del ojo cerca del centro de la pupila con respecto a esfera, cilindro y eje pueden describirse, por ejemplo, a través de polinomios de Zernike de segundo orden. Por tanto, estos errores a menudo se denominan errores de segundo orden. Los errores lejos del centro pueden describirse a través de polinomios de Zernike de orden superior. Por tanto, estos errores se denominan en general errores de orden superior. La información obtenida a partir de un refractor de frentes de onda puede utilizarse en el desarrollo de ayudas para la visión mejoradas o procedimientos de corrección de la capacidad visual mejorados. Un ejemplo muy conocido para un procedimiento de corrección de la capacidad visual es el procedimiento de la cirugía refractiva guiada por frentes de onda. En este procedimiento se retira un volumen de cualquier geometría deseada de la superficie de la córnea con el fin de corregir errores de refracción, incluyendo los de orden superior. En general, con el fin de determinar una prescripción de gafas para ayudas visuales, un oftalmólogo determina varios parámetros, en el caso de lentes para gafas, por ejemplo, los más relevantes son: valores refractivos, proporcionados habitualmente en forma de esfera, cilindro y eje; parámetros de montaje, tales como distancia pupilar, altura de montaje, ángulo pantoscópico y otros; y adición de visión de cerca, por ejemplo, en caso de lentes progresivas. Para lentes de contacto, el conjunto de parámetros incluye habitualmente al menos los valores refractivos, similares a las lentes para gafas, y la curvatura corneal.

40 El documento WO 2011/131679 A1 muestra un procedimiento para diseñar un elemento de lente oftálmica, comprendiendo el procedimiento las etapas de determinar una aberración de frente de onda de un ojo en un plano de referencia, en el que la aberración de frente de onda del ojo puede describirse por una primera serie de polinomios de orden creciente hasta un primer orden específico y por primeros coeficientes correspondientes; y determinar una primera corrección de visión de un segundo orden específico para obtener un elemento de lente oftálmica adaptado; determinar al menos un punto especificado sobre una abertura del elemento de lente oftálmica adaptado; sobre una abertura del elemento de lente oftálmica adaptado; determinar una aberración de frente de onda de orden elevado en el plano de referencia para cada punto especificado del elemento de lente oftálmica adaptado, en el que la aberración de frente de onda de orden elevado puede describirse por una tercera serie de polinomios de orden creciente por encima del segundo orden específico hasta e incluyendo el primer orden específico y correspondientes a esos coeficientes; determinar una segunda corrección de visión del segundo orden específico para cada uno de los puntos especificados para obtener un elemento de lente oftálmica optimizado basándose en la primera corrección de visión hasta e incluyendo el segundo orden específico y basándose en primeros y terceros coeficientes combinados por encima del segundo orden específico y hasta e incluyendo el primer orden específico.

60 Convencionalmente, la determinación de valores refractivos implica el uso de técnicas de refracción subjetiva. Normalmente, esto se realiza estableciendo un primer conjunto de valores (esfera, cilindro, eje) como punto de partida para una optimización. El punto de partida puede proporcionarse, por ejemplo, a través de retinoscopia (una medición mediante autorefractor) a través de la medición de las lentes para gafas utilizadas en ese momento u otros procedimientos. A continuación, se inicia un proceso de optimización iterativa, en el que se ofrecen al paciente diferentes correcciones refractivas, es decir, conjuntos de valores (esfera, cilindro, eje), hasta que consigue una agudeza visual máxima en una tabla optométrica. En el documento US 8 226 238 B2 se proporcionan ejemplos para determinar una refracción subjetiva de un ojo.

65

Aunque están disponibles técnicas de refracción objetiva más nuevas y avanzadas, no han conseguido una adopción generalizada porque muchos oftalmólogos son reacios a cambiar de la refracción subjetiva probada y fiable.

5 Además, se ha encontrado que los procedimientos actuales para proporcionar técnicas de refracción objetiva llevan a prescripciones de gafas que se desvían de aquéllas obtenidas mediante las técnicas de refracción subjetiva para el mismo ojo. Evidentemente, no es deseable proporcionar una prescripción de gafas determinada mediante una técnica de refracción objetiva que no se ajuste a la prescripción de gafas obtenida a través de técnicas de refracción subjetiva y, por tanto, no pueda considerarse la más conveniente por el paciente.

10 Por tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema y un procedimiento para determinar una prescripción de gafas de un ojo de un paciente de una manera automatizada o a través de técnicas de refracción objetiva que se ajuste en la mayor medida posible a una prescripción de gafas obtenida a través de técnicas de refracción subjetiva.

15 Por tanto, según un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un procedimiento para determinar una prescripción de gafas para un ojo, en particular a través del uso de un medio legible por ordenador no transitorio, comprendiendo el procedimiento las etapas de: proporcionar una medición, en particular de un frente de onda o que representa un frente de onda, indicativa de las propiedades refractivas del ojo; establecer un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones de gafas para el ojo; determinar una función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo; y determinar la prescripción de gafas optimizando el valor de la función de mérito.

20 Se ha encontrado que los procedimientos actuales para determinar una prescripción de gafas a partir de aberraciones de frente de onda con refracción objetiva estiman sistemáticamente una corrección del astigmatismo de magnitud superior, en promedio, comparado con una refracción subjetiva de los mismos ojos. Se ha encontrado que esto indica un error sistemático en la métrica objetiva para determinar la mejor prescripción. Por tanto, la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo. Alternativa o adicionalmente, la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo. El astigmatismo correctivo subjetivo puede proporcionarse mediante refracción subjetiva, en particular técnicas de refracción subjetiva comúnmente conocidas, en particular a través de una medición anterior. Alternativamente, la refracción subjetiva también puede proporcionarse como valor numérico, en particular un valor numérico fijo, en particular en un conjunto de datos.

30 El término "función de mérito" es bien conocido por un experto en la técnica. Una función de mérito, también conocida como función de factor de mérito, es una función que mide la concordancia entre un modelo óptimo y uno de prueba, en este caso la función visual, para una elección particular de los parámetros. Dicho de otro modo, la función de mérito evalúa una elección de un parámetro proporcionando un valor, es decir, el valor de la función de mérito. La función de mérito puede volverse pequeña cuando se aproxima a un óptimo. Sin embargo, también puede diseñarse de modo que se vuelva grande para una mejor elección de los parámetros. Durante la optimización, los parámetros se ajustan basándose en el valor de la función de mérito hasta que se obtiene un valor óptimo (el valor más grande o más pequeño), produciendo así el mejor ajuste u óptimo con respecto a los parámetros correspondientes dando lugar al valor óptimo de la función de mérito.

35 Por tanto, se sugiere añadir un término a la métrica o función de mérito, término que penaliza una prescripción de gafas potencial o posible basándose en la magnitud de su astigmatismo correctivo, por ejemplo, expresado por el valor "cil" de la prescripción de gafas. Por tanto, como se explicará en más detalle a continuación, tal métrica modificada no sólo dará lugar a una solución con un menor astigmatismo que se preferirá en el caso de dos soluciones que proporcionen el mismo valor óptimo para la función visual, sino que también llevará a la prescripción de magnitudes menores de astigmatismo, estadísticamente. Por tanto, la invención tiene en cuenta el impacto negativo de una distorsión debida al astigmatismo correctivo sobre la percepción del paciente de la mejor prescripción.

40 Por tanto, la idea básica de la invención es añadir un término que penalice la métrica basándose en la magnitud del astigmatismo correctivo.

65

La etapa de proporcionar la medición indicativa de las propiedades refractivas del ojo puede llevarse a cabo en la práctica, por ejemplo, mediante la medición de un frente de onda con un aberrómetro de frente de onda. Sin embargo, la etapa de proporcionar la medición indicativa de las propiedades refractivas del ojo también puede llevarse a cabo simplemente proporcionando un conjunto de datos de indicativo de las propiedades refractivas del ojo. Entonces el conjunto de datos puede haberse adquirido previamente, en particular en otro sitio, o puede haberse establecido manualmente para representar las propiedades refractivas de un ojo real o ficticio.

Según un segundo aspecto de la invención, se proporciona un procedimiento para fabricar una ayuda visual, comprendiendo el procedimiento las etapas de proporcionar una medición, en particular de un frente de onda o que representa un frente de onda, indicativa de las propiedades refractivas del ojo; establecer un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones de gafas para el ojo; determinar una función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo; y determinar la prescripción de gafas optimizando el valor de la función de mérito, y fabricar la ayuda visual según la prescripción de gafas.

Según un tercer aspecto de la invención se proporciona un sistema para determinar una prescripción de gafas para un ojo, que comprende una unidad de procesamiento configurada para recibir información sobre un frente de onda medido a partir de un aberrómetro de frente de onda, para establecer un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de prescripciones de gafas para el ojo, para determinar una función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la posible prescripción de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo, y para determinar la prescripción de gafas optimizando el valor de la función de mérito.

Según un cuarto aspecto de la invención, se proporciona un producto de programa informático, en particular no transitorio, que comprende medios de código de programa para llevar a cabo las etapas de un procedimiento para determinar una prescripción de gafas para un ojo, en particular a través del uso de un medio legible por ordenador no transitorio, comprendiendo el procedimiento las etapas de: proporcionar una medición, en particular de un frente de onda o que representa un frente de onda, indicativa de las propiedades refractivas del ojo; establecer un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones de gafas para el ojo; determinar una función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo; y determinar la prescripción de gafas optimizando el valor de la función de mérito, en particular cuando el producto de programa informático se ejecuta en un ordenador.

El procedimiento según el segundo aspecto de la invención, el sistema según el tercer aspecto de la invención y el producto de programa informático según el cuarto aspecto de la invención proporcionan las mismas ventajas que el procedimiento según el primer aspecto de la invención.

En un perfeccionamiento del procedimiento según el primer aspecto, establecer el espacio de optimización comprende definir intervalos para uno o varios parámetros que caracterizan la prescripción.

De este modo, como resultado del proceso de optimización, los parámetros que caracterizan la prescripción de gafas pueden encontrarse directamente como resultado del proceso de optimización.

En un perfeccionamiento adicional, los uno o varios parámetros que caracterizan la prescripción de gafas, comprenden uno o varios parámetros seleccionados del grupo que consiste en esfera, cilindro, eje, M , J_0 y J_{45} . En particular, los parámetros pueden ser o bien esfera, cilindro y eje o bien pueden ser M , J_0 y J_{45} .

Evidentemente, pueden ser posibles parámetros adicionales, por ejemplo, polinomios de Zernike de segundo orden. Por ejemplo, establecer el espacio de optimización puede incluir definir intervalos para uno o varios parámetros que caracterizan la prescripción.

El espacio de optimización puede ser un único espacio, tal como, por ejemplo, un espacio que tiene tres o más dimensiones. Las tres o más dimensiones pueden incluir esfera, cilindro y eje o M , J_0 , y J_{45} . En algunas formas de realización, el espacio de optimización comprende dos o más subespacios. Uno de los subespacios puede incluir

una dimensión para esfera. Otro de los subespacios puede incluir una dimensión para cilindro y una dimensión para eje. En determinadas formas de realización, uno de los subespacios puede incluir una dimensión para M y otro de los subespacios incluye una dimensión para J_0 y una dimensión para J_{45} .

- 5 El que los parámetros puedan establecerse en esfera, cilindro y eje o M, J_0 , J_{45} o puedan establecerse incluso en coeficientes de Zernike de segundo orden, puede depender de la función visual utilizada para determinar la función de mérito o cualquier otra preferencia. Todos los parámetros o combinaciones de parámetros pueden utilizarse de igual manera. Como sabrá fácilmente un experto en la técnica puede recalcularse un conjunto de parámetros que comprende esfera, cilindro y eje para proporcionar un conjunto de parámetros que comprende M, J_0 y J_{45} mediante las siguientes ecuaciones:

$$M = \text{esf} + \frac{1}{2} \text{cil}$$

$$J_0 = -\frac{1}{2} \text{cil} \cos(2\alpha)$$

$$J_{45} = -\frac{1}{2} \text{cil} \sin(2\alpha)$$

donde α designa el eje, cil la potencia de astigmatismo en dioptrías y esf la potencia esférica en dioptrías. A la inversa, pueden utilizarse las siguientes ecuaciones para determinar las componentes de cilindro y eje a partir de J_0 y J_{45} :

$$C = -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2}$$

$$\alpha = \frac{1}{2} \arctan\left(\frac{J_{45}}{J_0}\right)$$

Además, con las siguientes ecuaciones, pueden utilizarse los coeficientes de Zernike de segundo orden C_2^0 , C_2^{+2} y C_2^{-2} como conjunto de parámetros. Sin embargo, incluso estos coeficientes de Zernike pueden derivarse de un conjunto de parámetros M, J_0 y J_{45} con las siguientes ecuaciones, en las que r_p es el radio de la pupila:

$$M < \text{dpt} > = \frac{-4\sqrt{3}}{r_p^2} C_2^0 < \mu\text{m} >$$

$$J_0 < \text{dpt} > = \frac{-2\sqrt{6}}{r_p^2} C_2^{+2} < \mu\text{m} >$$

$$J_{45} < \text{dpt} > = \frac{-2\sqrt{6}}{r_p^2} C_2^{-2} < \mu\text{m} >$$

En un perfeccionamiento adicional, optimizar el valor de la función de mérito comprende determinar de manera iterativa un frente de onda corregido indicativo de las propiedades refractivas del ojo y la posible prescripción de gafas correspondiente.

- 40 De este modo, basándose en cada posible prescripción de gafas, se determina el frente de onda corregido. Basándose en el frente de onda corregido, se calcula un valor correspondiente de la función de mérito. El valor de la función de mérito depende de la función visual del ojo que se utiliza para formar la función de mérito y para proporcionar los valores correspondientes de la función de mérito.

- 45 Se han contemplado diferentes tipos de funciones de mérito y métricas de optimización para proporcionar resultados de técnicas de refracción objetiva y son bien conocidas por un experto en la técnica. Se dan ejemplos por ejemplo en el documento US 7 857 451 B2 "System and method for optimizing clinical optic prescriptions" (Sistema y procedimiento para optimizar prescripciones ópticas clínicas), el documento US 2012/0089297 A1 "Eyeglass prescription method", el documento US 2005/0110948 A1 "Objective manifest refraction", el documento WO 03/092485 A1 "Sharpness metric for vision quality", el documento US 2008/0100800 A1 "Eyeglass prescription

method”, el documento US 2009/0015787 A1 “Apparatus and method for determining an eyeglass prescription for a vision defect of an eye” (Dispositivo y procedimiento para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo) y el documento US 8 205 987 82 “Method for optimizing a spectacle lens for the wavefront aberrations of an eye”.

5 En un perfeccionamiento adicional, la prescripción de gafas se determina optimizando el valor de la función de mérito hasta un máximo, y en el que se determina un valor menor cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de las posibles prescripciones de gafas.

10 Alternativamente, la prescripción de gafas se genera optimizando el valor de la función de mérito hasta un mínimo, y el término es un valor mayor cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de las posibles prescripciones de gafas.

15 Dependiendo de la función de mérito y dependiendo de la función visual que describe la función de mérito, el óptimo puede ser o bien un mínimo o bien un máximo. De manera correspondiente, el término tiene que llevar a una dirección contraria con el fin de “penalizar” el proceso de optimización por utilizar un astigmatismo correctivo con una magnitud elevada. Por tanto, en caso de que se busque un máximo, el término debe volverse menor (o más negativo) en caso de una magnitud superior de astigmatismo. Además, en caso de que se busque un mínimo, el término debe volverse mayor (o más positivo) en caso de una magnitud superior del astigmatismo correctivo.

20 En un perfeccionamiento adicional del procedimiento según el primer aspecto, la función visual se expresa en una unidad, en el que la unidad son dioptrías.

25 De este modo, es posible implementar directamente la magnitud del astigmatismo en la función de mérito de una manera consistente. Por ejemplo, la magnitud del astigmatismo puede expresarse como la componente de cilindro de una prescripción de gafas (cil) y, por tanto, la unidad son dioptrías. Por tanto, lo más consistente sería que la función de mérito también fuera igual a un valor en dioptrías.

30 En un perfeccionamiento adicional del procedimiento según el primer aspecto de la invención, la función visual es un valor de agudeza del ojo cuando se corrige.

Alternativamente, por ejemplo, la función visual puede ser un valor de desenfoque del ojo cuando se corrige.

35 En los documentos previstos se sugieren por ejemplo posibles funciones de mérito que utilizan una función visual como el valor de agudeza o el valor de desenfoque. Por tanto, tales funciones de mérito sin el término adicional sugerido por la presente invención las conoce generalmente un experto en la técnica.

40 Además, el valor de agudeza y el valor de desenfoque se expresan en dioptrías como unidad. Por tanto, es posible implementar directamente la magnitud del astigmatismo en la función de mérito.

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento según el primer aspecto de la invención, el término es proporcional a la magnitud del astigmatismo correctivo.

45 De este modo, puede proporcionarse una implementación simple de la magnitud del astigmatismo correctivo en la función de mérito. A modo de ejemplo, la constante de proporcionalidad podría ajustarse comparando prescripciones de gafas previstas determinadas a través de técnicas de refracción objetiva con resultados de técnicas de refracción objetiva para un grupo amplio de ojos medidos. En la divulgación a continuación se proporcionarán adicionalmente ejemplos de esto.

50 En un ejemplo adicional, el término puede tener la forma de $C \cdot MOA$ donde MOA es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas en dioptrías y C es una constante de proporcionalidad de +0,15 o -0,15.

55 Se ha encontrado que tal implementación del término lleva a una función de mérito simple y consistente que de manera empírica se ajusta por completo a los resultados de las técnicas de refracción subjetiva.

En un perfeccionamiento adicional, el término puede tener la forma de

$$\pm \sum_{i=1}^n C_i \cdot MOA^i$$

60 donde MOA es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas, n es una constante de orden y C_i son los coeficientes para los respectivos órdenes. Con tal polinomio, pueden implementarse formas incluso más complejas del término o desviaciones de resultados de refracción objetiva en una función de mérito proporcionando un enfoque empírico para influir en los resultados formados mediante técnicas de

refracción objetiva para prescripciones de gafas consideradas como las más convenientes por parte de los pacientes o usuarios.

En una alternativa adicional, el término puede tener la forma de

5

$$\pm C \cdot e^{MOA}$$

donde MOA es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas, e es la constante matemática e y C es un coeficiente de proporcionalidad.

10

De este modo, la magnitud del astigmatismo puede penalizarse de una manera desproporcionada más dura y, basándose en análisis estadísticos, puede proporcionar un enfoque apropiado teniendo en cuenta las correcciones consideradas como inconvenientes por los usuarios.

15

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la medición de un frente de onda indicativo de las propiedades refractivas del ojo se proporciona mediante la medición con un aberrómetro de frente de onda.

Por ejemplo, el aberrómetro de frente de onda puede ser un sensor de Hartmann-Shack, un aberrómetro de Tscherning, un aberrómetro de Talbot o un aberrómetro de doble paso.

20

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento según el primer aspecto de la invención, el procedimiento comprende además la etapa de emitir la prescripción de gafas.

25

El dispositivo de emisión puede incluir una pantalla electrónica o una impresora. Sin embargo, la etapa de emisión también puede llevarse a cabo almacenando la prescripción de gafas en un dispositivo de almacenamiento, en particular un dispositivo de almacenamiento no transitorio, o transmitiendo la prescripción de gafas a través de una red de datos, en particular a un sitio de fabricación.

30

En un perfeccionamiento adicional del procedimiento, la etapa de proporcionar una medición de un frente de onda se lleva a cabo en un primer sitio, y en el que las etapas de establecer un espacio de optimización, determinar una función de mérito y determinar la prescripción de gafas optimizando el valor de la función de mérito se llevan a cabo en un segundo sitio alejado del primer sitio, y en el que la medición proporcionada se transmite del primer sitio al segundo sitio a través de una red de datos.

35

De este modo, puede proporcionarse la cantidad relativamente alta de potencia de cálculo a una multitud de ópticas, oftalmólogos, etc. Por tanto, los beneficios del procedimiento sugerido pueden proporcionarse más fácilmente a todos los usuarios. Los datos de aberración de frente de onda proporcionados a través del aberrómetro pueden enviarse a través de la red de datos a la unidad de cálculo o procesamiento. Aquí, puede llevarse a cabo el cálculo de la prescripción de gafas óptima. A continuación, es posible enviar el resultado de la prescripción de gafas determinada de vuelta al sitio en el que se encuentra el aberrómetro. Alternativamente, los datos también pueden enviarse a una tercera entidad o tercer sitio en el que se fabrica la lente de gafas final. Evidentemente, la lente de gafas también puede fabricarse en el segundo sitio de la unidad de cálculo o en el primer sitio del aberrómetro.

40

En un perfeccionamiento adicional del sistema según el tercer aspecto de la invención, el sistema comprende además un aberrómetro de frente de onda configurado para medir un frente de onda indicativo de las propiedades refractivas del ojo. De nuevo, el aberrómetro de frente de onda puede ser un sensor de Hartmann-Shack, un aberrómetro de Tscherning, un aberrómetro de Talbot o un aberrómetro de doble paso.

45

En un perfeccionamiento adicional, el aberrómetro de frente de onda está ubicado en un primer sitio, en el que la unidad de procesamiento está ubicada en un segundo sitio, y en el que el primer sitio y el segundo sitio están conectados a través de una red de datos.

50

Como se expuso anteriormente, esto puede permitir que una única unidad de procesamiento dé servicio a una multitud de ópticas, teniendo cada una un aberrómetro de frente de onda. Por tanto, un único segundo sitio, en el que se ubica la unidad de procesamiento, puede estar conectado a través de la red de datos a una multitud de primeros sitios. Esto evita que la potencia de cálculo necesaria se sitúe directamente en cada primer sitio u óptica, por ejemplo.

55

En un perfeccionamiento adicional, el sistema comprende un dispositivo de emisión configurado para emitir la prescripción de gafas determinada.

60

Como ya se expuso anteriormente, el dispositivo de emisión puede ser una pantalla electrónica o una impresora. Además, el dispositivo de emisión puede ser un medio de almacenamiento que almacena la prescripción de gafas.

Huelga decir que las características mencionadas anteriormente y las características siguientes pueden utilizarse no sólo en las combinaciones proporcionadas sino también en diferentes combinaciones o individualmente sin apartarse del alcance de la presente invención.

- 5 A partir de la siguiente descripción detallada resultarán evidentes otras características y ventajas de la invención. A menos que se defina de otro modo, todos los términos técnicos y científicos utilizados tienen el mismo significado entendido comúnmente por una persona con conocimientos básicos en la técnica a la que pertenece esta invención. En los dibujos:
- 10 la figura 1 muestra una forma de realización de un procedimiento para determinar una prescripción de gafas para un ojo,
la figura 2 muestra una forma de realización de un procedimiento para fabricar una ayuda visual,
- 15 la figura 3 muestra un diagrama que explica las ventajas de la presente invención,
la figura 4 muestra un diagrama adicional que explica las ventajas de la presente invención,
la figura 5 muestra una forma de realización de un sistema,
- 20 la figura 6 muestra una forma de realización adicional de un sistema, y
la figura 7 muestra una forma de realización adicional de un sistema.
- 25 Con referencia a la figura 1, una forma de realización de un procedimiento 100 incluye en general varias etapas, como se ilustra mediante el diagrama de flujo. En una primera etapa, 110, se mide el error de fase óptico del ojo de un paciente utilizando un procedimiento objetivo. Normalmente, esto implica medir un frente de onda reflejado desde el ojo utilizando un sensor apropiado. Los ejemplos de sensores incluyen varios aberrómetros de frente de onda, tales como sensores de frente de onda de Hartmann-Shack, aberrómetros de Tscherning, aberrómetros de Talbot y
- 30 aberrómetros de doble paso. En el documento DE 601 21 123 T2, que también incluye una sinopsis de varias variantes diferentes, se describe el principio funcional de un aberrómetro de frente de onda.

Los datos de medición se utilizan como entrada para una unidad de procesamiento, que incluye normalmente un procesador electrónico (por ejemplo, un ordenador). La unidad de procesamiento establece un espacio de optimización multidimensional (etapa 120), para el cual la unidad de procesamiento calcula una función de mérito correspondiente a, por ejemplo, la agudeza visual del ojo. Las dimensiones del espacio de optimización corresponden normalmente a las correcciones esfero-cilíndricas que caracterizan una prescripción de gafas (por ejemplo, esfera, cilindro y eje). Los intervalos para cada una de las dimensiones del espacio de optimización puede establecerlas el oftalmólogo o pueden prestablecerse por la unidad de procesamiento. Por ejemplo, el algoritmo para

40 establecer el espacio de optimización puede proporcionar determinados intervalos por defecto para cada dimensión o el oftalmólogo puede ignorarlos basándose en la experiencia del profesional con el paciente. Los valores para las correcciones esfero-cilíndricas dentro de cada intervalo pueden establecerse según se desee. Por ejemplo, cada dimensión puede incluir un número prestablecido de valores (por ejemplo, 10 o más, 100 o más), de modo que el cambio incremental entre los valores se determine por el intervalo. Alternativa, o adicionalmente, el cambio incremental entre los valores puede estar prestablecido, en cuyo caso el número de valores para cada dimensión se determina estableciendo el intervalo. En algunas formas de realización, los valores pueden corresponder a valores de lente habituales dentro del intervalo en cada dimensión.

Como ejemplo, puede establecerse un espacio de optimización basándose en la prescripción previamente existente del paciente, estableciéndose los intervalos para esfera y cilindro desde -5 dioptrías hasta + 5 dioptrías con respecto a los valores de esfera y cilindro de la prescripción previamente existente. Los valores pueden incrementarse, por ejemplo, en 0,25 dioptrías dentro de cada intervalo.

Normalmente, el resultado es un espacio de optimización que está compuesto por un número finito de coordenadas (esfera, cilindro, eje) o (potencia media ('M'), J_0 , J_{45}) para las cuales puede evaluarse una función de mérito.

En algunas formas de realización, el espacio de optimización está compuesto por un único espacio. Por ejemplo, cada punto en el espacio de optimización puede ser un vector de tres componentes, por ejemplo, con componentes correspondientes a esfera, cilindro y eje o alternativamente las componentes del cilindro de Jackson (M, J_0 , J_{45}). En determinadas formas de realización, el espacio de optimización está dividido en múltiples subespacios de optimización, tal como dos subespacios de optimización. Por ejemplo, cada punto en el primer subespacio puede ser un valor para el desenfoque o corrección de esfera, y las componentes de un punto en el segundo subespacio pueden ser valores para cilindro y eje o las componentes del cilindro de Jackson (J_0 , J_{45}). En una tercera etapa, en cualquier caso, se crea una superficie que representa el frente de onda de la corrección óptica para cada

60 coordenada en el espacio o subespacio de optimización y se resta del frente de onda original, lo que da lugar a una serie de frentes de onda corregidos (etapa 130).

A continuación, en una cuarta etapa, para cada uno de estos frentes de onda se calcula una función de mérito (etapa 140), que se correlaciona con la agudeza visual, sensibilidad al contraste o con otra medida de función visual, o se correlaciona con una combinación de esas medidas de función visual.

5 En general, cuando el espacio de optimización está dividido en más de un subespacio, la corrección para el primer subespacio (por ejemplo, esfera) debería determinarse en primer lugar, y a continuación restarse del frente de onda medido antes de determinar la corrección para el segundo subespacio (por ejemplo, cilindro y eje).

10 Con el fin de calcular los datos, para cada punto en el espacio de optimización, se calcula un frente de onda corregido correspondiente. El frente de onda corregido es el frente de onda medido corregido por el valor de corrección esférica correspondiente. Específicamente, en determinadas formas de realización, el frente de onda corregido es el frente de onda original al que, dependiendo del punto en el espacio de optimización, se añade una superficie esférica (denominada en este caso valor de corrección esférica). La forma de esta superficie esférica en cualquier ubicación radial, r en milímetros, viene dada por la ecuación siguiente:

$$\text{FormaEsférica} = C_2^0 \sqrt{3} \left(2 \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 - 1 \right)$$

20 en este caso r_0 es el radio de la pupila en milímetros y

$$C_2^0 = -\frac{Dr_0^2}{4\sqrt{3}}$$

en este caso D es el punto en el subespacio de optimización de potencia de esfera, en dioptrías.

25 A continuación, se calcula un valor de función de mérito para cada uno de los frentes de onda corregidos resultantes. En general, los valores de función de mérito pueden calcularse en una diversidad de maneras, en determinadas formas de realización de ejemplo, la función de mérito puede calcularse según los procedimientos dados a conocer en la solicitud de patente estadounidense con número de serie 11/840.688, titulada "Apparatus and method for determining an eyeglass prescription for a vision defect of an eye" (Dispositivo y procedimiento para la determinación de la corrección necesaria de la falta de visión de un ojo), presentada el 7 de agosto de 2007.

30 Por ejemplo, en algunas formas de realización, pueden determinarse al menos dos submétricas para uno de los conjuntos de parámetros en diferentes fases de la propagación de luz a través del sistema óptico representado por el ojo y una óptica correspondiente a la prescripción de gafas. Dicho de otro modo, la luz pasa a través del sistema óptico representado por el ojo y la óptica. Ahora se considera la desviación del rayo de luz comparado con el caso ideal, tal como se expresa mediante una métrica (submétrica) de calidad, cuando el rayo de luz ha atravesado (se ha propagado a través de) el sistema representado por el ojo y la corrección por diferentes distancias de desplazamiento. También es concebible una propagación en el sentido inverso, por ejemplo, dirigida desde el sistema representado por el ojo y la óptica hacia el objeto. La propagación que se considera en este caso no está atada a una dirección fija a través del sistema representado por el ojo y la corrección, sino que puede llevarse a cabo para cualquier número deseado de direcciones (por ejemplo, en direcciones generales del seno de visión) también concebibles. La propagación que se considera en este caso no está atada a una dirección fija a través del sistema representado por el ojo y la corrección, sino que puede llevarse a cabo para cualquier número deseado de direcciones (por ejemplo, en direcciones generales de la línea de visión).

45 Estas submétricas pueden incluir, por ejemplo, métricas de calidad de los rayos tales como por ejemplo métricas que miden la relación de Strehl o la energía de la función de entrelazado de la imagen de puntos dentro del disco de Airy.

50 Puede determinarse una métrica global que refleje en particular la calidad de la cáustica ("métrica de cáustica") a partir de una suma ponderada de las submétricas determinadas previamente. En algunas formas de realización, todas las submétricas tienen el mismo peso en la determinación de la métrica global (métrica de cáustica). En determinadas formas de realización, a una submétrica de una fase de propagación preferida se le da más peso que a las submétricas en las fases de propagación antes y/o después de esta fase de propagación preferida. Si, por ejemplo, se utilizan submétricas que tienen en cuenta la calidad de la imagen en diferentes planos, entonces preferiblemente a la submétrica para la imagen en la retina (que corresponde a la submétrica en la fase de propagación preferida) se le daría más peso que a la submétrica para una imagen delante o detrás de la retina del ojo. La razón de peso podría ser por ejemplo 60/40. En el documento US 2010/0039614 A1 se da una explicación detallada de tal ejemplo de posibles métricas.

Según la presente invención, la función de mérito comprende un término que tiene en cuenta la magnitud del astigmatismo correctivo obtenida en la solución optimizada para la prescripción de gafas. Por tanto, este denominado "término de penalización" lleva a un resultado menos óptimo de la función visual cuanto mayor es la magnitud de la posible prescripción y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo proporcionado mediante refracción subjetiva. La prescripción correctiva subjetiva que incluye el astigmatismo correctivo subjetivo puede proporcionarse como un número fijo o puede medirse antes a través de técnicas de refracción subjetiva. De este modo, se preferirán soluciones con magnitudes menores de astigmatismo o magnitudes menores de desviaciones con respecto al astigmatismo correctivo subjetivo. Por ejemplo, la función visual puede ser desenfoque efectivo y esta función visual puede minimizarse durante la optimización. A continuación, es posible establecer el término de modo que sea proporcional a la magnitud del astigmatismo correctivo. Por tanto, como se expondrá en más detalle más abajo, el término puede ser + 0,15 veces la magnitud de astigmatismo de la posible prescripción de gafas. Todas las unidades son dioptrías y, por tanto, se preferirá una solución de astigmatismo menor.

- 5
- 10
- 15 Como ejemplo, puede suponerse que la función de mérito es la diferencia dióptrica cuadrada entre la curvatura paraxial del frente de onda medido y la prescripción objetiva. Considerando sólo las aberraciones de Zernike hasta el cuarto orden una función de mérito de este tipo puede venir dada por

$$métrica = \left(m + \frac{c_2^2 4\sqrt{3} - c_4^2 12\sqrt{5}}{r^2} \right)^2 + \left(j_0 + \frac{c_2^2 2\sqrt{6} - c_4^2 6\sqrt{10}}{r^2} \right)^2 + \left(j_{45} + \frac{c_2^{-2} 2\sqrt{6} - c_4^{-2} 6\sqrt{10}}{r^2} \right)^2$$

- 20
- donde c_n^m son los coeficientes de Zernike, r es el radio de la pupila, y m , j_0 y j_{45} son las componentes de la prescripción de prueba. En este caso las componentes de prescripción óptima M , J_0 , y J_{45} , son aquellas que minimizan la función de mérito, y vienen dadas por

$$M = \frac{-c_2^2 4\sqrt{3} + c_4^2 12\sqrt{5}}{r^2}$$

- 25
- $$J_0 = \frac{-c_2^2 2\sqrt{6} + c_4^2 6\sqrt{10}}{r^2}$$
- $$J_{45} = \frac{-c_2^{-2} 2\sqrt{6} + c_4^{-2} 6\sqrt{10}}{r^2}$$

- 30
- Un ejemplo de una función de mérito modificada, $métrica'$, que penaliza la magnitud de astigmatismo, en particular la desviación del cil objetivo con respecto al obtenido mediante una refracción subjetiva, sería

$$métrica' = métrica + k((j_0 - j_0')^2 + (j_{45} - j_{45}')^2)$$

- 35
- donde J_0 y J_{45} son las componentes de cil de la refracción subjetiva, y k es una constante que controla la magnitud de la penalización. Las componentes de cil que maximizan esta nueva métrica, J'_0 y J'_{45} simplemente vienen dadas por

$$J'_0 = \frac{j_0 + k j_0}{1 + k}$$

- 40
- $$J'_{45} = \frac{j_{45} + k j_{45}}{1 + k}$$

- 45
- Cabe indicar que para esta métrica simple las componentes de cil finales son sólo promedios ponderados de las componentes halladas utilizando la métrica y las componentes de la refracción subjetiva.

Como ejemplo numérico, puede suponerse un paciente con un diámetro de pupila de 4 mm que tiene los valores medidos de una prescripción de +1 dioptría de esfera con -2 dioptrías de cil (convención menos cil) a 0 grados, o de manera equivalente $M=1,00$, $J_0 = 1,00$ y $J_{45} = 0$. Además, $c_2^2 = 0,5774$, $c_2^2 = 0,8165$, $c_4^2 = 0,0527$, y todos los

demás coeficientes de Zernike son iguales a cero. La introducción de estos números en las expresiones para M , J_0 y J_{45} utilizando la métrica da lugar a $M = 1,00$, $J_0 = 1,25$ y $J_{45} = 0$. El uso del resultado de la métrica modificada con $k = 0,5$ da $M' = 1,00$, $J'_0 = 1,17$ y $J'_{45} = 0$.

5 En este ejemplo sencillo la métrica modificada acerca el cil derivado de manera objetiva hacia el cil prescrito de manera subjetiva como cabe esperar. Para funciones de mérito y aberraciones oculares más complejas la penalización de cil adicional también puede ajustarse a escala de manera sistemática y hacia abajo los óptimos locales que estén alejados del cil prescrito, permitiendo que el algoritmo localice los valores localmente óptimos más próximos al resultado subjetivo.

10 Finalmente, en la etapa 160, se determina la prescripción de gafas como el resultado del proceso de optimización.

15 La figura 2 muestra una forma de realización de un procedimiento de fabricación 200. Tal procedimiento de fabricación puede comenzar en una etapa de inicio 205. A continuación, puede llevarse a cabo el procedimiento 100 para determinar la prescripción de gafas correspondiente. A continuación, en una etapa 170, puede fabricarse la ayuda visual, por ejemplo, una lente de gafas. Entonces el procedimiento finaliza en la 210.

20 Alternativamente, tras la determinación de la prescripción de gafas en la etapa 100, la prescripción de gafas puede emitirse en una etapa 180. La emisión puede ser en una pantalla electrónica, a través de una impresora o puede ser un dispositivo de almacenamiento de emisión que almacene la prescripción de gafas. Entonces el procedimiento finaliza en una etapa 215.

25 En la figura 3, el diagrama 220 muestra las distribuciones de las diferencias entre el astigmatismo calculado y el astigmatismo prescrito por las refracciones subjetivas para algo más de 9000 ojos. La curva "sin término" representa las diferencias utilizando la métrica conocida y la curva "con término" muestra la distribución después de añadir una denominada penalización de "banda elástica" basándose proporcionalmente en la magnitud del astigmatismo. En este conjunto de datos, se eliminaron todos los ojos cuyo astigmatismo prescrito era exactamente cero (aproximadamente el 10% del conjunto original), puesto que podrían desviar los resultados.

30 El término de penalización se estableció en 0,15 veces la magnitud del astigmatismo. Dicho de otro modo, en lugar de minimizar el desenfoque efectivo, se minimizó la estimación de desenfoque más 0,15 veces el astigmatismo estimado, todo en dioptrías. Por tanto, se favorecieron soluciones de astigmatismo menor.

35 La diferencia media con respecto a la métrica convencional para este conjunto de datos fue de 0,11 dioptrías, teniendo la métrica convencional magnitudes de astigmatismo mayor que la refracción subjetiva. Con la métrica modificada se eliminó la diferencia media; se redujo a 0,00. Al mismo tiempo la anchura de la distribución no se vio afectada de manera significativa por el desplazamiento. Las diferencias de percentil 25 a 75 fueron de desde -0,059 hasta 0,301 dioptrías para la métrica convencional, para una anchura de 0,360, mientras que el intervalo era más simétrico -0,168 a 0,178, para una anchura de 0,348 dioptrías para la métrica modificada.

40 En la figura 4, se muestran las curvas de antes y después para la magnitud de las diferencias de astigmatismo (al contrario que las diferencias en las magnitudes de cil). En este caso la distribución para la métrica modificada es ligeramente más estrecha. Para ojos cuyo cil se ha movido en más de 0,01 dioptrías, los ojos que se acercan más a la prescripción subjetiva superaron a aquellos que se alejaban más por una relación de aproximadamente 2 a 1.

45 La figura 5 muestra una forma de realización de un sistema 10 según la presente invención. Un sistema 10 para determinar una prescripción de gafas para un ojo comprende una unidad de procesamiento 14 configurada para recibir información sobre una medición indicativa de las propiedades refractivas del ojo, para establecer un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de prescripciones de gafas para el ojo, para determinar una
50 función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la posible prescripción de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo, y para determinar la prescripción de gafas optimizando el valor de la función
55 de mérito.

60 La figura 6 muestra una forma de realización adicional del sistema 10 según la presente invención. La aberración de frente de onda óptica del ojo de un paciente de la aberración de frente de onda puede determinarse a través de un aberrómetro 12. Además, también puede determinarse una refracción subjetiva. A continuación, se lleva a cabo el cálculo de la prescripción de gafas en la unidad de procesamiento 14. La unidad de procesamiento 14 puede comprender un producto de programa informático 15 que almacena un código de programa ejecutable para ejecutar los procedimientos explicados anteriormente. A continuación, el sistema 10 puede comprender además un dispositivo de emisión 16 que puede ser una pantalla, una impresora o un dispositivo de almacenamiento para emitir la prescripción de gafas determinada con el dispositivo de emisión 16. El aberrómetro 12 está conectado a la unidad
65 de procesamiento 14 a través de una línea 18. La unidad de procesamiento 14 está conectada al dispositivo de emisión 16 a través de una línea 20. Ambas líneas 18 y 20 pueden ser en cada caso una conexión por cable o una

conexión inalámbrica para la transferencia de datos entre la unidad de procesamiento 14 desde y hacia el aberrómetro 12 y el dispositivo de emisión 16.

5 De este modo, el sistema 10 puede determinar automáticamente una prescripción de gafas basándose en los datos proporcionados a través de un aberrómetro. Sin embargo, en lugar de un aberrómetro 12, los datos subyacentes al proceso de optimización también pueden adquirirse a través de la línea 18 de un dispositivo de almacenamiento que almacena una multitud de datos de pacientes adquiridos anteriormente.

10 En la figura 7, se muestra una forma de realización adicional del sistema 10'. El aberrómetro 12 puede estar ubicado en un primer sitio 26. La unidad de procesamiento 14 se ubica en un segundo sitio 28. El dispositivo de emisión 16 puede estar ubicado en un tercer sitio 30 o también puede estar ubicado en el primer sitio 26. Además, una unidad de fabricación 32 de una ayuda visual de fabricación puede estar presente en el tercer sitio 30 o el primer sitio 26.

15 El primer sitio 26, el segundo sitio 28 y el tercer sitio 30 están alejados uno de otro. El primer sitio 26 está conectado con el segundo sitio 28 a través de una red de datos 22. El segundo sitio 28 y el tercer sitio 30 están conectados a través de una red de datos 24. De este modo, puede ser posible que los datos de refracción proporcionados a través del aberrómetro 12 puedan enviarse a la unidad de procesamiento 14. Además, también puede enviarse una refracción subjetiva, en particular un astigmatismo correctivo subjetivo, a la unidad de procesamiento 14, por ejemplo, desde el primer sitio 26 o cualquier otro sitio. Además, por ejemplo, a continuación, la prescripción de gafas determinada puede enviarse de vuelta al primer sitio, por ejemplo, una óptica, para su reconocimiento por un oftalmólogo y proporcionarse a, por ejemplo, el posible usuario. Además, la prescripción de gafas determinada también puede enviarse a una unidad de fabricación a distancia para fabricar la ayuda visual respectiva. La unidad de fabricación puede estar ubicada en el primer sitio 26. En este caso, los datos del aberrómetro se transmiten a través de la conexión 22 a la unidad de procesamiento 14 en el segundo sitio 28 y a continuación, se transfiere la prescripción de gafas calculada de vuelta al primer sitio 26 y su posible unidad de fabricación 32. Alternativamente, desde el segundo sitio 28, la prescripción de gafas determinada puede transferirse a un tercer sitio 30 con una posible unidad de fabricación 32 para fabricar la ayuda visual. Por último, es posible que desde este tercer sitio 30, la ayuda visual fabricada se envíe entonces al primer sitio 26 como indica la flecha 34.

30 Aunque la discusión anterior se refiere a implementaciones para corregir aberraciones de hasta segundo orden, en general, la invención no está limitada a las aberraciones de segundo orden. Por ejemplo, en algunas formas de realización, los procedimientos pueden ampliarse para permitir una refracción utilizando aberraciones de orden superior. En estos casos, el espacio de optimización se expande por una o varias dimensiones adicionales, por ejemplo, para aberraciones de orden superior, tales como aberración esférica y/o coma. A continuación, el oftalmólogo puede utilizar tal refracción de orden superior para especificar una corrección oftálmica que incluye una corrección de orden superior modificando la fase del frente de onda incidente en el plano de la pupila según la corrección de aberración de orden superior prescrita.

40 Además, aunque las formas de realización comentadas anteriormente son con referencia a ayudas visuales de tipo gafas, en general, las técnicas pueden aplicarse también para determinar una prescripción para lentes de contacto o cirugía refractiva, que se considerarán "ayudas visuales". Se han descrito varias formas de realización. En las reivindicaciones hay otras formas de realización.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento (100) para determinar una prescripción de gafas para un ojo, en particular a través del uso de un medio legible por ordenador no transitorio, comprendiendo el procedimiento las etapas de:
- 5 proporcionar (110) una medición indicativa de las propiedades refractivas del ojo;
- establecer (120) un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de posibles prescripciones de gafas para el ojo;
- 10 determinar (130, 140) una función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas y que da lugar a un valor
- 15 menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo; y
- determinar (160) la prescripción de gafas optimizando (150) el valor de la función de mérito.
- 20 2. El procedimiento según la reivindicación 1, en el que establecer (120) el espacio de optimización comprende definir intervalos para uno o varios parámetros que caracterizan la prescripción de gafas.
3. El procedimiento según la reivindicación 1 o 2, en el que optimizar (150) el valor de la función de mérito comprende determinar de manera iterativa un frente de onda corregido indicativo de las propiedades refractivas del
- 25 ojo y la posible prescripción de gafas correspondiente.
4. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la prescripción de gafas se determina o bien optimizando el valor de la función de mérito hasta un máximo, y en el que el término tiene un valor menor cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de las posibles
- 30 prescripciones de gafas, o bien optimizando el valor de la función de mérito hasta un mínimo, y en el que el término tiene un valor mayor cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de las posibles prescripciones de gafas.
5. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la función visual es un valor de
- 35 agudeza del ojo cuando se corrige o un valor de desenfoque del ojo cuando se corrige.
6. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el término es proporcional a la magnitud del astigmatismo correctivo.
- 40 7. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el término tiene la forma de
- $$\pm \sum_{i=1}^n C_i \cdot MOA^i$$
- 45 donde MOA es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas, n es una constante de orden y C_i son los coeficientes para los respectivos órdenes.
8. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el término tiene la forma de
- $$\pm C \cdot e^{MOA}$$
- 50 donde MOA es la magnitud del astigmatismo correctivo de una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas, e es la constante matemática e y C es un coeficiente de proporcionalidad.
9. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, comprendiendo además el procedimiento la etapa de emitir (180) la prescripción de gafas.
- 55 10. El procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que la etapa de proporcionar (110) una medición se lleva a cabo en un primer sitio (26), y en el que las etapas de establecer (120) un espacio de optimización, determinar (140) una función de mérito y determinar (160) la prescripción de gafas optimizando el valor de la función de mérito se llevan a cabo en un segundo sitio (28) alejado del primer sitio (26), y en el que la medición proporcionada se transmite del primer sitio (26) al segundo sitio (28) a través de una red de datos.
- 60 11. Un procedimiento (200) para fabricar una ayuda visual, comprendiendo el procedimiento las etapas de:

determinar (100) una prescripción de gafas según un procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10;
y

5 fabricar (170) la ayuda visual según la prescripción de gafas.

12. Un sistema (10) para determinar una prescripción de gafas para un ojo, que comprende una unidad de procesamiento (14) configurada para recibir información sobre una medición indicativa de las propiedades refractivas del ojo, para establecer un espacio de optimización correspondiente a una pluralidad de prescripciones de gafas para el ojo, para determinar una función de mérito, en el que un valor de la función de mérito corresponde a una
10 función visual del ojo cuando se corrige utilizando una de la pluralidad de posibles prescripciones de gafas dentro del espacio de optimización, en el que la función de mérito comprende un término que depende de una magnitud de un astigmatismo correctivo de la posible prescripción de gafas y que da lugar a un valor menos óptimo de la función de mérito cuanto mayor es la magnitud del astigmatismo correctivo y/o cuanto mayor es la magnitud de una diferencia entre el astigmatismo correctivo y un astigmatismo correctivo subjetivo, y para determinar la prescripción de gafas
15 optimizando el valor de la función de mérito.

13. El sistema según la reivindicación 12, en el que el aberrómetro de frente de onda (12) está ubicado en un primer sitio (26), en el que la unidad de procesamiento (14) está ubicada en un segundo sitio (28) y en el que el primer sitio (26) y el segundo sitio (28) están conectados a través de una red de datos (22).
20

14. El sistema según la reivindicación 12 o 13, en el que el sistema (10) comprende además un dispositivo de emisión (16) configurado para emitir la prescripción de gafas determinada.

15. Un producto de programa informático, en particular no transitorio, que comprende medios de código de programa para llevar a cabo las etapas de un procedimiento (100) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en particular cuando el producto de programa informático se ejecuta en un ordenador o unidad de procesamiento (14).
25

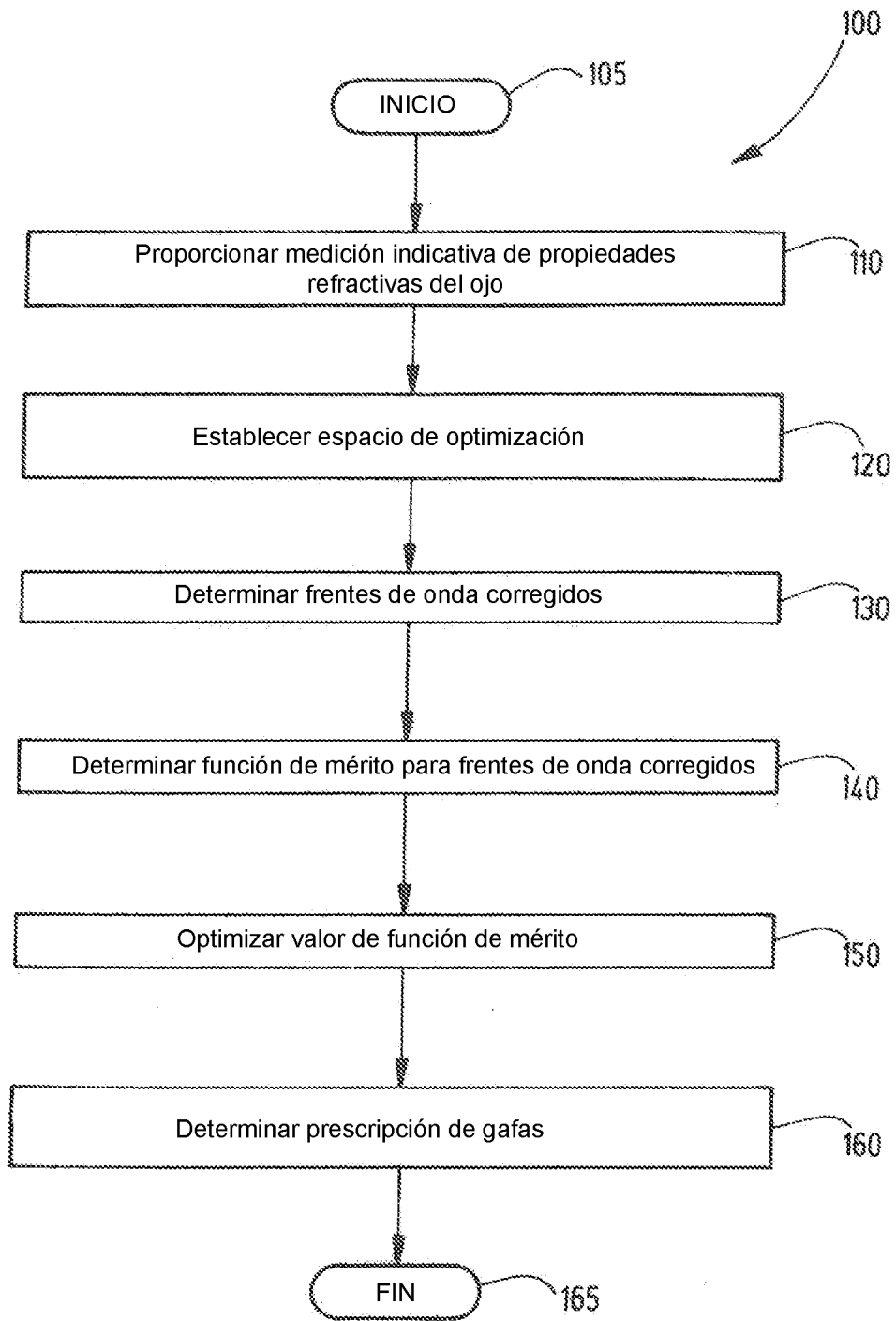


Fig.1

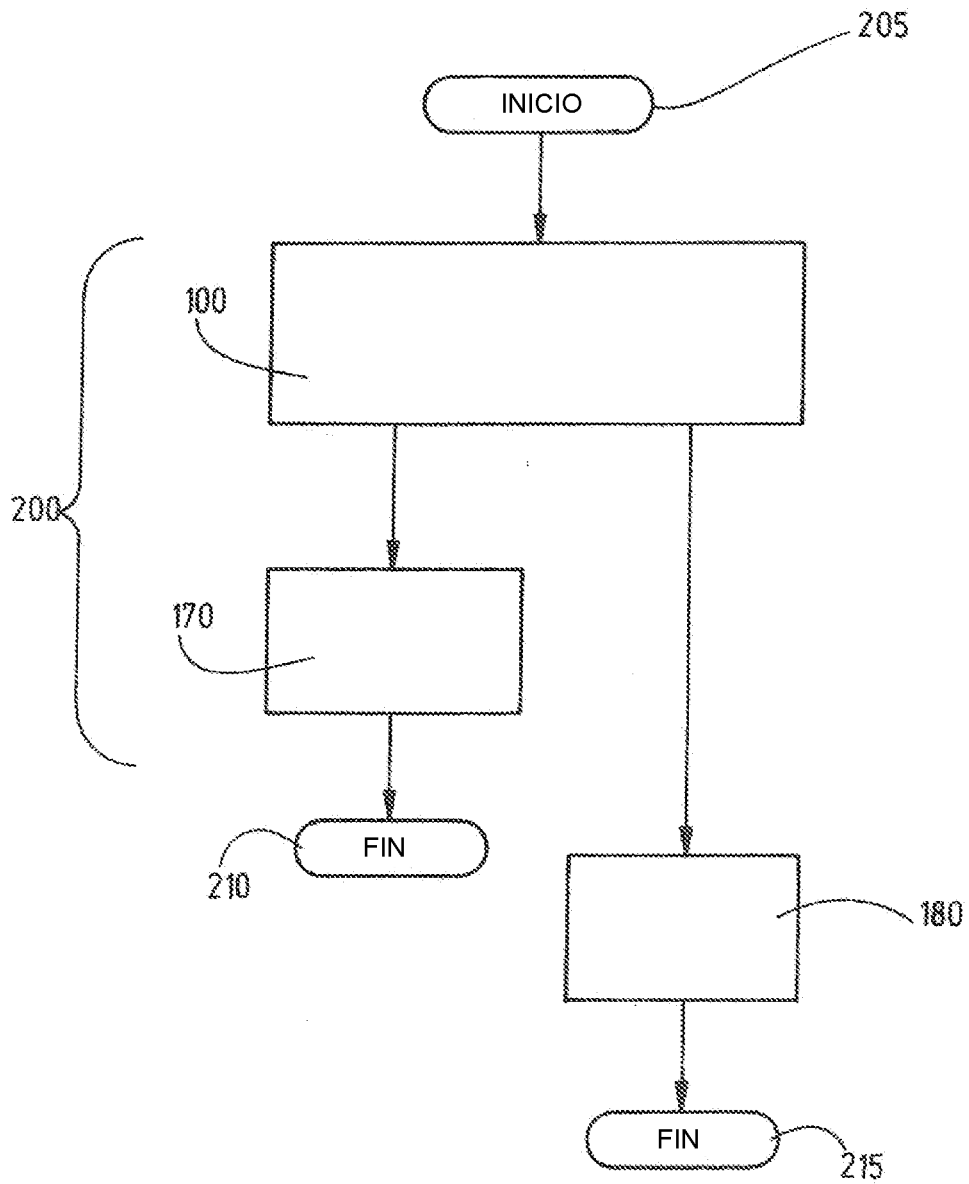


Fig.2

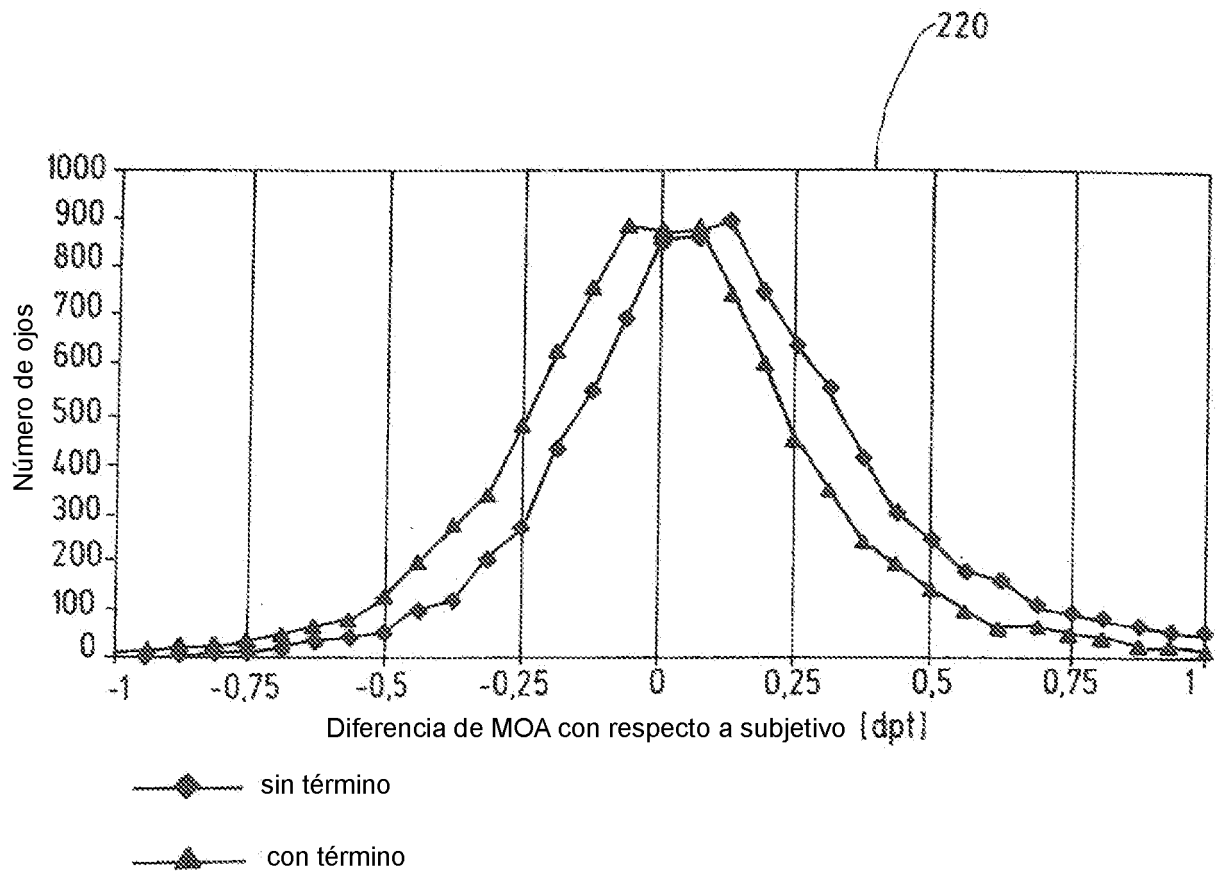


Fig.3

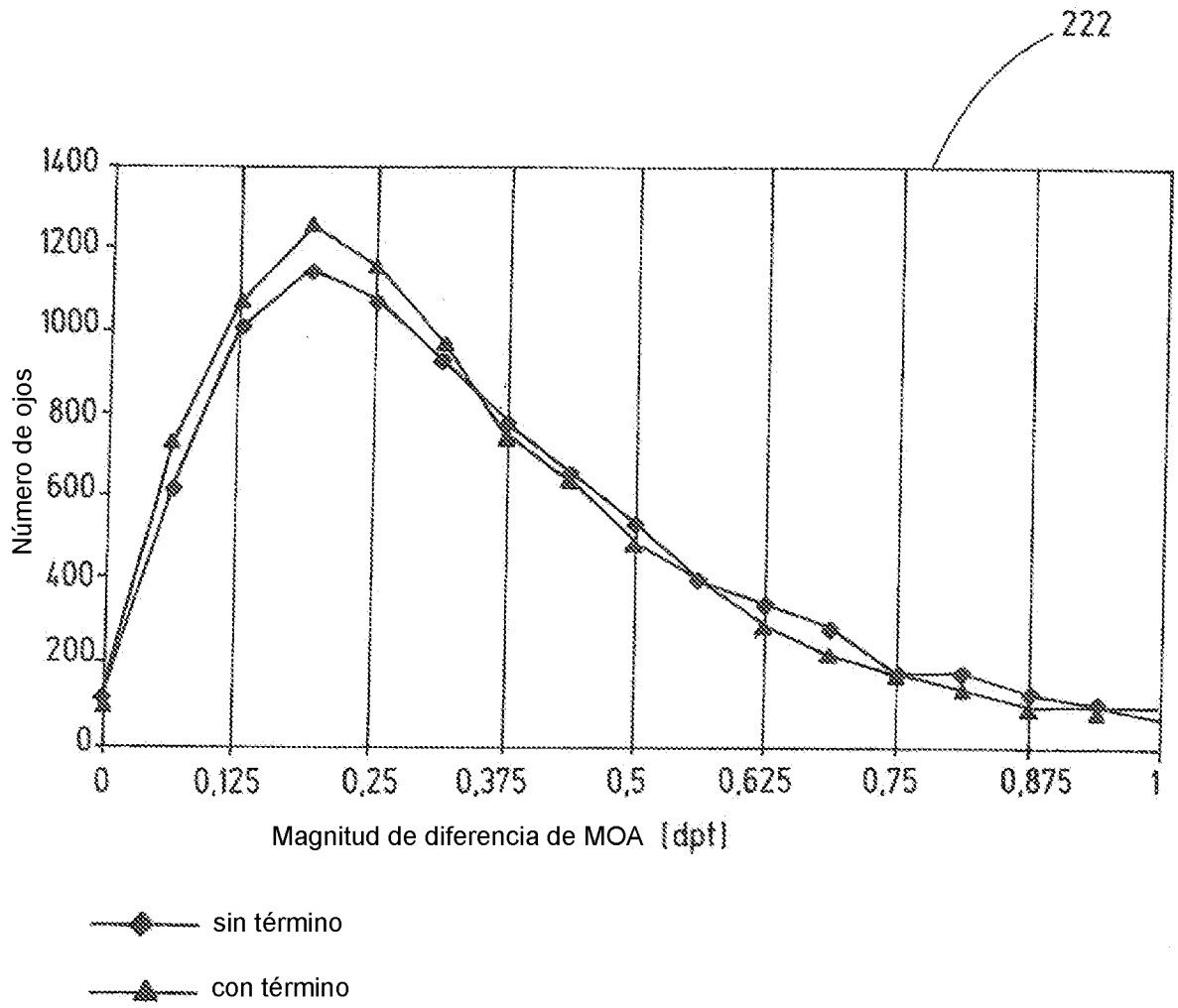


Fig.4

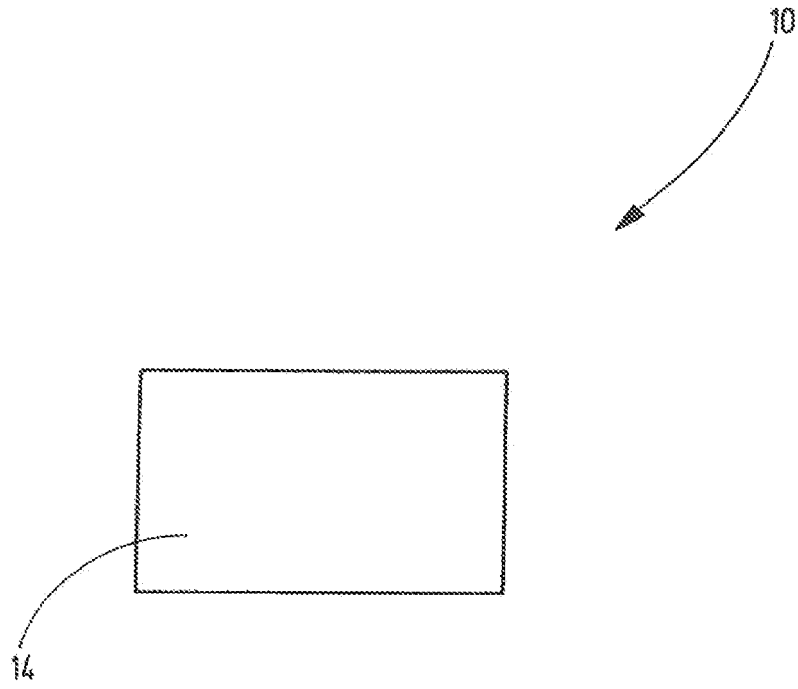


Fig.5

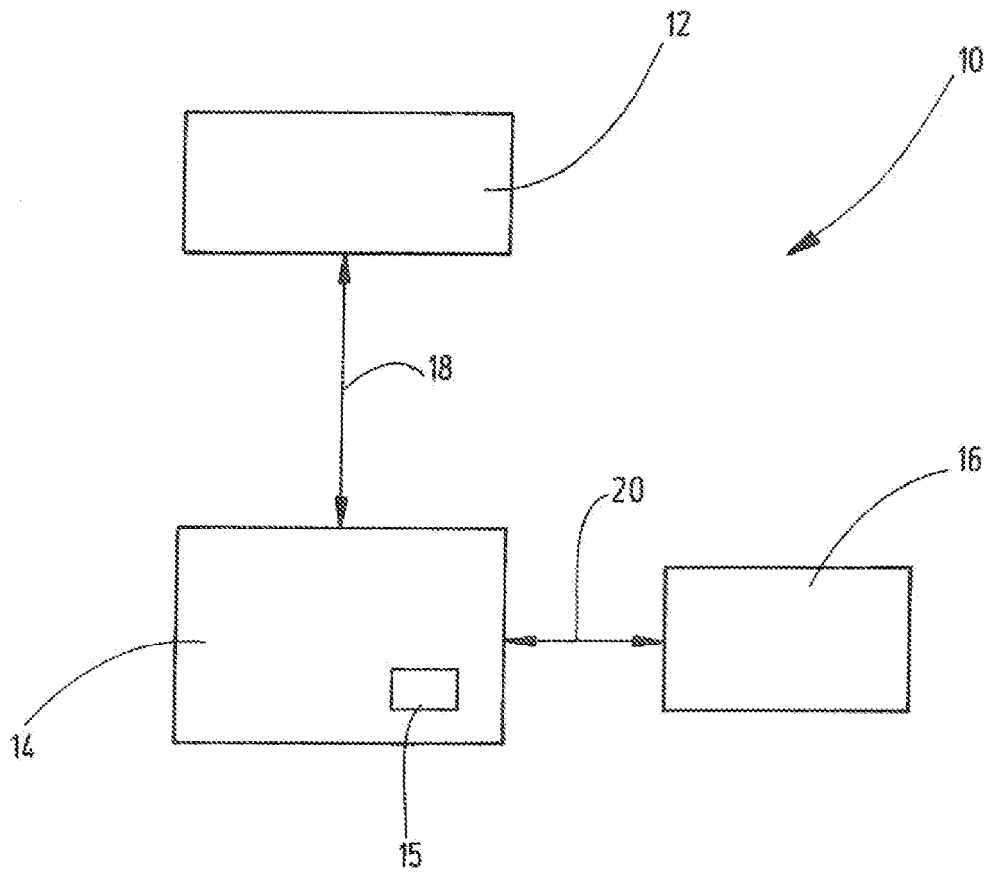


Fig.6

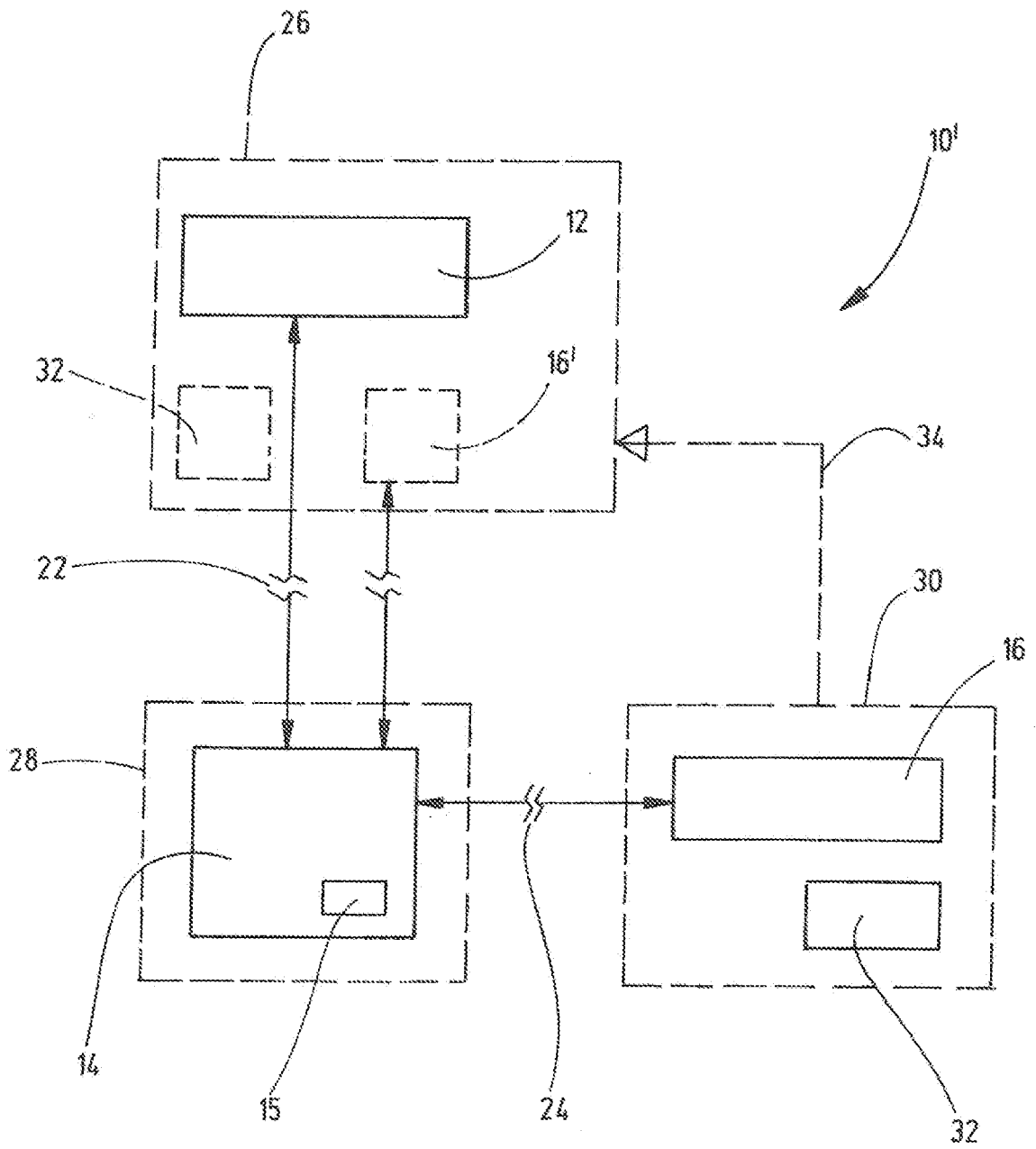


Fig.7