

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 734 285**

51 Int. Cl.:

A61B 3/08 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

A61B 3/113 (2006.01)

G02C 7/02 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.09.2016** **E 16188905 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.05.2019** **EP 3295864**

54 Título: **Aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia y procedimiento para hacer funcionar un ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.12.2019

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**BARRAZA-BERNAL, MARIA JOSE y
WAHL, SIEGFRIED**

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 734 285 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

Aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia y procedimiento para hacer funcionar un ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia

5 Campo de la invención

10 La presente invención se refiere a un aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia. Además, la invención se refiere a un procedimiento para hacer funcionar un ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia y a un producto de programa informático.

Antecedentes de la invención

15 La visión binocular, o el uso de dos ojos trabajando en conjunto, pueden conseguirse sólo con un sistema oculomotor y neural coordinado y bien desarrollado y teniendo el funcionamiento óptico de cada ojo un ajuste razonable. Cuando fallan algunos de los mecanismos mencionados, la visión binocular puede verse afectada, como describe Bennett & Rabbetts 1998, *Clinical Visual Optics*, 3ª edición.

20 La heteroforia y la heterotropía son anomalías de la visión binocular y son estados que impiden a una persona dirigir los dos ojos simultáneamente hacia un objetivo de fijación. Estas anomalías pueden diagnosticarse disociando los ojos. En el caso de la heteroforia, por ejemplo, si un paciente fija un objetivo de fijación estacionario y uno de los ojos está tapado (o disociado, como se llama) el ojo tapado girará en un ángulo α de modo que el eje visual ya no pasará a través del objetivo de fijación, como se en el panel A de la figura 1. Cuando se retira el elemento de oclusión rápidamente se recupera la fijación bifoveal, como se muestra en el panel B de la figura 1. Este comportamiento se describe en Bennett & Rabbetts 1998, *Clinical Visual Optics*, 3ª edición.

30 En el caso de la heterotropía, los pacientes no consiguen la fijación bifoveal de ningún objeto y uno de los ojos muestra una desviación manifiesta, incluso sin disociación, como se muestra en el panel A de la figura 2. Esto también se denomina estrabismo. En este caso, si se tapa el ojo estrábico mientras que el paciente mira el punto de fijación, no se moverá ni el ojo tapado ni el no tapado, sin embargo si se tapa el ojo que originalmente realiza una fijación, el ojo estrábico girará en el ángulo de desalineación y se moverá para colocar el punto de fijación en la fóvea, como se muestra en el panel B de la figura 2. Este comportamiento también se describe en Bennett & Rabbetts 1998, *Clinical Visual Optics*, 3ª edición.

35 En algunos estudios poblacionales (Frandsen AD. "Occurrence of Squint", *Acta Ophthalmol Suppl.* 1960, 62, páginas 1 - 158 y "Prevalence and risk factors for common vision problems in children: Data from the ALSPAC study", Williams C, Northstone K, Howard M, Harvey I, Harrad RA, Sparrow JM, *Br J Ophthalmol.*, julio de 2008, 92(7) páginas 959-964) se ha encontrado una prevalencia del estrabismo que oscila entre el 2% y el 5% entre los niños europeos en edad preescolar y escolar y se han encontrado valores similares en poblaciones afroamericanas (Baltimore Vision Screening Project, Preslan MW, Novak A, "Ophthalmology", enero de 1996, 103(1), páginas 105 - 109 y Giordano L, Friedman DS, Repka MX, et al. "Prevalence of strabismus and amblyopia in preschool-aged children: The Baltimore Pediatric Eye Disease Study", *Invest Ophthalmol Vis Sci.*, 2008, 49, E-abstract 1552). En un estudio de niños japoneses en edad escolar se encontró una prevalencia del 1% ("The prevalence of strabismus and amblyopia in Japanese elementary school children", Matsuo T, Matsuo C, *Ophthalmic Epidemiol.*, febrero de 2005 45 12(1), páginas 31 - 36 y "Comparison of prevalence rates of strabismus and amblyopia in Japanese elementary school children between the years 2003 y 2005", Matsuo T, Matsuo C, *Acta Med Okayama*, diciembre de 2007, 61(6), páginas 329 - 334) y se encontró la misma prevalencia de estrabismo en una muestra poblacional de niños nativos americanos en el jardín de infancia y primer grado (Garvey 2010 "Prevalence of strabismus among preschool, kindergarten and first-grade Tohono O'Odham children").

50 Habitualmente, se realizan pruebas en las que se tapan los ojos para determinar la presencia, clasificación y magnitud de una desviación ocular. La prueba clasifica la heteroforia basándose en el movimiento del ojo tapado. La clasificación puede ser esoforia o exoforia para los movimientos horizontales e hiperforia o hipoforia para los movimientos verticales. La clasificación de la heterotropía se basa en la posición relativa del ojo desviado y puede ser esotropía o exotropía para los movimientos del ojo horizontales e hipertropía o hipotropía para los movimientos verticales. Otro procedimiento es el procedimiento de medición y corrección denominado MKH ("Mess- und Korrektur nach Hase") muy discutido en la comunidad de ópticos y oftalmólogos.

60 Una vez diagnosticada una heteroforia o heterotropía, se trata con medios refractivos, prismáticos u ortópticos. La cirugía también es una opción, normalmente la última.

Los procedimientos actuales para diagnosticar y tratar manualmente la heteroforia o heterotropía a menudo presentan los siguientes problemas:

- El diagnóstico, la clasificación y la determinación de la magnitud de la heteroforia o heterotropía llevan a una prescripción que se verifica con los procedimientos optométricos convencionales. Esta prescripción, por ejemplo de gafas prismáticas, nunca se somete a prueba en un entorno realista de la vida antes de aplicarse realmente.

5 - El diagnóstico es subjetivo y se basa en la experiencia del optometrista o examinador.

- La determinación de la magnitud de corrección se estima mediante la observación subjetiva del optometrista y, por tanto, la precisión de la corrección también depende de la experiencia del examinador.

10 - Es difícil conseguir la determinación de las desviaciones oblicuas y, por tanto, a menudo no se corrigen.

Los aparatos de prueba de estrabismo tal como se describen en los documentos US 5.094.521 y CN101147670 (A) pueden solucionar algunos de estos problemas. En particular, el documento US 5.094.521 describe un dispositivo de medición que permite diagnosticar el estrabismo y sugerir un tratamiento. Sin embargo, aunque se utilice tal aparato de prueba no existe la posibilidad de someter a prueba los prismas sugeridos en un entorno realista de la vida.

15 El documento WO 2016/139662 A1 da a conocer un procedimiento y un dispositivo para medir el estrabismo o la heteroforia.

20 El documento EP 3 109 694 A1 da a conocer un sistema de suministro de lentes de gafas en el que se determina un tamaño y una zona de visión clara en una lente de potencia progresiva según un nivel de cantidad de disparidad de fijación prescrita.

25 El documento EP 2 856 931 A1 da a conocer un dispositivo de simulación para simular el efecto de una lente de gafas en el que, entre otras cosas se considera la potencia prismática. En el contexto de la simulación, se procesa una imagen estereoscópica adquirida con cámaras de imágenes para crear una imagen de simulación que se supone que verá el usuario de gafas a través de la lente de gafas.

30 Con respecto al documento EP 2 856 931 A1, un primer objetivo de la presente invención es proporcionar un aparato ventajoso para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia sometiendo a prueba una prescripción para corregir la heterotropía o heteroforia antes de que realmente se realice la prescripción. En particular, la invención pretende aumentar la precisión de una simulación utilizada en la prueba.

35 Un segundo objetivo de la presente invención es proporcionar un procedimiento ventajoso para hacer funcionar un ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia sometiendo a prueba una prescripción para corregir la heterotropía o heteroforia antes de que realmente se realice la prescripción. En particular, la invención pretende aumentar la precisión de una simulación utilizada en la prueba.

40 Sumario de la invención

Los objetivos mencionados se alcanzan mediante un aparato según la reivindicación 1 y un procedimiento para hacer funcionar un ordenador según la reivindicación 9. Las reivindicaciones dependientes contienen desarrollos adicionales de la invención.

45 Un aparato según la invención para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia sometiendo a prueba una prescripción para corregir la heterotropía o heteroforia antes de que realmente se realice la prescripción comprende un dispositivo de simulación con:

50 - Una interfaz de entrada para recibir datos de diagnóstico que indican si existe heterotropía o heteroforia, datos de clasificación que indican qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, datos de magnitud que indican la magnitud de la heterotropía o heteroforia y datos de prescripción que indican un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia. El dispositivo de simulación también puede comprender una interfaz de usuario que permite al usuario introducir manual o verbalmente, o mediante otros medios adecuados, los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción. Además, adicional o alternativamente, el dispositivo de simulación puede comprender un lector para leer un medio de almacenamiento que contiene datos de diagnóstico almacenados, datos de clasificación almacenados, datos de magnitud almacenados y datos de prescripción almacenados.

60 - Una unidad de generación para generar una imagen de simulación derecha para el ojo derecho y una imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo representando la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda en cada caso el mismo objeto o la misma escena al/a la que mira el ojo derecho bajo un ángulo de visión derecho y el ojo izquierdo bajo un ángulo de visión izquierdo, respectivamente. El ángulo de visión derecho y el ángulo de visión izquierdo se calculan basándose en los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción de modo que el ángulo de visión derecho y/o el ángulo de visión izquierdo corresponden a ángulos de visión que se alcanzarían aplicando el prisma o los prismas indicados por los datos de prescripción.

65

- Un dispositivo de visualización con pantallas o secciones de pantalla separadas para el ojo derecho y el ojo izquierdo del paciente para mostrar la imagen de simulación para el ojo derecho y la imagen de simulación para el ojo izquierdo, respectivamente.

5 El dispositivo de simulación comprende además medios que permiten corregir la refracción del ojo del paciente. Los medios que permiten corregir la refracción del ojo del paciente son una montura de ensayo y/o comprenden al menos un manipulador de frente de onda.

10 El uso del dispositivo de simulación ofrece la posibilidad de someter a prueba la prescripción en un entorno real de la vida simulado antes de que realmente se realice la prescripción. Esto permite corregir la prescripción si el paciente se siente incómodo con la prescripción antes de que realmente se fabriquen los prismas.

15 La imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda utilizadas en el dispositivo de simulación pueden generarse a partir de una imagen o un vídeo de un objeto o una escena almacenados en una memoria. Como alternativa, la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda pueden generarse a partir de un vídeo en tiempo real del entorno, por ejemplo de la sala de examen. En ambos casos puede conseguirse una prueba de la prescripción en condiciones realistas. Esto es particularmente cierto cuando se utiliza una imagen en tiempo real de la sala de examen como base para las imágenes de simulación. Sin embargo, por ejemplo si la sala de examen no es lo suficientemente grande como para simular un objeto a una determinada distancia la unidad de generación del dispositivo de simulación puede utilizar un objeto o escena almacenados en lugar del vídeo en tiempo real de la sala de examen.

25 Si la heterotropía o heteroforia va acompañada de miopía o hipermetropía resulta ventajoso que el dispositivo de simulación comprenda además medios que permitan corregir la refracción del ojo del paciente durante la simulación. Tales medios pueden incluir, por ejemplo, una montura de ensayo o al menos un manipulador de frente de onda tal como una lente líquida, un elemento Alvarez, o similar.

30 En un desarrollo adicional del aparato según la invención comprende además un dispositivo de medición y una unidad de análisis.

El dispositivo de medición está equipado con

- 35 - medios para mostrar un objetivo de fijación para proporcionar a un paciente un objetivo al que mirar,
- medios de bloqueo conmutables que permiten bloquear selectivamente la visión del ojo derecho y el ojo izquierdo cuando el paciente mira el objetivo de fijación,
- 40 - una unidad de control para conmutar los medios de conmutación según una secuencia de bloqueo que describe una secuencia de bloqueo y desbloqueo del ojo derecho y/o del ojo izquierdo,
- un dispositivo de seguimiento de los ojos para seguir la línea de visión de al menos uno de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, y
- 45 - una interfaz de salida para proporcionar datos representativos de la secuencia de bloqueo y datos representativos de la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo.

50 La secuencia de bloqueo se parece a al menos un evento de bloquear y desbloquear al menos uno de los ojos según una prueba de oclusión.

Como medios de bloqueo conmutables del dispositivo de medición son concebibles varias implementaciones. En una primera implementación, los medios de bloqueo conmutables comprenden al menos un elemento de oclusión que puede moverse para selectivamente tapar y destapar el ojo derecho o el ojo izquierdo. En particular, puede haber dos elementos de oclusión, uno para el ojo derecho y uno para el ojo izquierdo que pueden controlarse para tapar y destapar el ojo derecho y el ojo izquierdo, independientemente uno de otro. Sin embargo, también sería posible proporcionar sólo un único elemento de oclusión que puede conmutarse para tapar o bien el ojo izquierdo o bien el ojo derecho y que también puede llevarse a una posición neutra, en la que ninguno de los ojos está tapado.

60 En una segunda implementación de los medios de bloqueo conmutables los medios comprenden al menos una pantalla de transmisión conmutable ubicada delante de los ojos del paciente. La pantalla puede conmutarse entre un estado de transmisión y un estado opaco. Puede haber pantallas individuales para cada ojo, o puede haber una única pantalla con secciones izquierda y derecha que pueden conmutarse independientemente.

65 En una tercera implementación de los medios de bloqueo conmutables el objetivo de fijación emite luz polarizada y los medios de bloqueo conmutables comprenden al menos un polarizador conmutable ubicado delante de los ojos del paciente. El polarizador puede conmutarse entre un primer estado de polarización y un segundo estado de

5 polarización en el que el primer estado de polarización es transmisivo para la luz polarizada del objetivo de fijación mientras que el segundo estado de polarización bloquea la luz polarizada del objetivo de fijación. Como en las dos primeras implementaciones puede haber polarizadores individuales para cada ojo, o puede haber un único polarizador con secciones conmutables que pueden conmutarse independientemente estando asociadas las secciones conmutables al ojo izquierdo y al ojo derecho, respectivamente.

10 Para permitir que el dispositivo de seguimiento de los ojos realice un seguimiento preciso de la dirección de mirada de los ojos del paciente el aparato según la invención puede incluir una unidad de fijación para fijar la cabeza del paciente de modo que se impida el movimiento de los ojos o al menos se limite durante la medición. Puede eliminarse la necesidad de impedir o limitar el movimiento del ojo del paciente si el dispositivo de medición comprende un dispositivo de seguimiento de la cabeza para seguir el movimiento y/o la orientación de la cabeza del paciente además del dispositivo de seguimiento de los ojos. En este caso, el dispositivo de seguimiento de la cabeza establece el movimiento y/o la orientación mientras que el dispositivo de seguimiento de los ojos mide la dirección de mirada de modo que pueda corregirse la dirección de mirada establecida por medio del dispositivo de seguimiento de los ojos respecto a cambios en la posición de la cabeza y/o la orientación de la cabeza. Sin embargo, no son necesarios ni la fijación para la cabeza ni un dispositivo de seguimiento de la cabeza si el dispositivo de medición está integrado en un dispositivo montado en la cabeza (HMD, *head mounted device*). Integrándolo en un dispositivo montado en la cabeza, el dispositivo de seguimiento de los ojos siempre está fijado con respecto a la cabeza de modo que el movimiento de la cabeza no se refleja en la dirección de mirada que se determina por el uso del dispositivo de seguimiento de los ojos. Si el dispositivo de medición está integrado en un dispositivo montado en la cabeza resulta ventajoso que el dispositivo de simulación también esté integrado en el dispositivo montado en la cabeza. Sin embargo, en general también es posible que sólo el dispositivo de simulación esté integrado en un dispositivo montado en la cabeza mientras que el dispositivo de medición es un dispositivo estacionario que se basa en una fijación de la cabeza o un dispositivo de seguimiento de la cabeza. El dispositivo montado en la cabeza puede basarse, por ejemplo, en disparidad binocular, proyección holográfica, proyección sobre la retina, visualización virtual de la retina, etc.

La unidad de análisis está equipada con

- 30 - una interfaz de entrada que está conectada o puede conectarse a la interfaz de salida del dispositivo de medición para recibir los datos representativos de la secuencia de bloqueo y los datos representativos de la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo,
- 35 - una unidad de evaluación que, basándose en la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, determina datos de desviación que representan desviaciones de la línea de visión de los ojos del paciente con respecto a una línea de visión necesaria para mirar el objetivo de fijación,
- 40 - una unidad diagnóstica que está acoplada a la unidad de evaluación para recibir los datos de desviación y que a partir de los datos de desviación determina los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción, y
- una interfaz de salida para proporcionar los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción.
- 45 La interfaz de salida de la unidad de análisis está conectada o puede conectarse a la interfaz de entrada del dispositivo de simulación.

50 Con el desarrollo adicional descrito del aparato según la invención se proporcionan medios para medir objetivamente el movimiento de los ojos en una prueba para diagnosticar heteroforia o heterotropía puesto que la dirección de mirada del ojo no la estima el examinador sino que la mide directamente mediante el uso del dispositivo de seguimiento de los ojos. Además, la precisión de la medición no depende de la experiencia del examinador sino sólo de la precisión de medición del dispositivo de seguimiento de los ojos. Por tanto, puede conseguirse una determinación muy fiable y precisa de la línea de visión del ojo o de los ojos del paciente durante la prueba de oclusión con los medios de bloqueo conmutables. En particular, mediante el uso del dispositivo de seguimiento de los ojos el dispositivo de medición también permite determinar direcciones de mirada oblicuas lo que a su vez permite determinar una heterotropía o heteroforia oblicua.

60 Además, mediante el uso de la unidad de análisis puede automatizarse completamente el diagnóstico de la heteroforia y heterotropía así como la prescripción para un tratamiento. Por tanto, el diagnóstico y tratamiento de la heterotropía y heteroforia se basa en mediciones objetivas y no depende de la experiencia del examinador. Además, debido al hecho de que el dispositivo de medición también puede detectar desviaciones oculares oblicuas, el diagnóstico y la prescripción no están limitados al diagnóstico y tratamiento de heterotropía o heteroforia horizontal y/o vertical.

65 La invención también proporciona un procedimiento para hacer funcionar un ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia sometiendo a prueba una prescripción para corregir la

heterotropía o heteroforia antes de que realmente se realice la prescripción. El procedimiento incluye utilizar datos de diagnóstico que indican si existe heterotropía o heteroforia, datos de clasificación que indican qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, datos de magnitud (m) que indican la magnitud de la heterotropía o heteroforia y datos de prescripción (p) que indican un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia para generar una imagen de simulación derecha para el ojo derecho y una imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo representando la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda en cada caso el mismo objeto o la misma escena al/a la que mira el ojo derecho bajo un ángulo de visión derecho y el ojo izquierdo bajo un ángulo de visión izquierdo, respectivamente. En el procedimiento, el ángulo de visión derecho y el ángulo de visión izquierdo se calculan basándose en los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p) de modo que el ángulo de visión derecho y/o el ángulo de visión izquierdo corresponden a ángulos de visión que se alcanzarían aplicando el prisma o los prismas indicados por los datos de prescripción (p). La imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda pueden generarse a partir de una imagen o vídeo almacenados de un objeto o pueden generarse a partir de un vídeo en tiempo real del entorno. El procedimiento también incluye proporcionar la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda, por ejemplo a un dispositivo de visualización. El procedimiento según la invención utiliza un dispositivo de simulación como se ha descrito con respecto al aparato según la invención para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia.

El procedimiento según la invención permite utilizar un ordenador junto con un dispositivo de visualización con pantallas o secciones de pantalla separadas para el ojo derecho y el ojo izquierdo del paciente como aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia.

El procedimiento puede incluir además determinar, basándose en datos representativos de una secuencia de bloqueo que describe una secuencia de bloqueo y desbloqueo del ojo derecho y/o del ojo izquierdo y datos representativos de la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, datos de desviación que representan desviaciones de la línea de visión de los ojos del paciente con respecto a una línea de visión necesaria para mirar el objetivo de fijación durante la secuencia de bloqueo, y determinar los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción, a partir de dichos datos de desviación. Con este desarrollo, el ordenador también puede utilizarse para determinar los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción, a partir de los datos de desviación.

Además, la invención proporciona un producto de programa informático que incluye instrucciones legibles por ordenador para realizar el procedimiento para hacer funcionar un ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia. Un producto de programa informático puede ser un medio de almacenamiento legible por ordenador tal como, por ejemplo, un dispositivo de almacenamiento masivo USB, una tarjeta *flash*, un DVD. Como alternativa, el producto de programa informático puede implementarse en forma de uno o varios paquetes de datos que están disponibles para descargarse de Internet o cualquier otra red de ordenadores.

Breve descripción de los dibujos

A partir de la siguiente descripción de formas de realización junto con los dibujos adjuntos resultarán evidentes características, ventajas y propiedades adicionales de la presente invención.

La figura 1 muestra un ejemplo de disociación y recuperación de la fijación bifoveal para individuos con heteroforia.

La figura 2 muestra un ejemplo de un ojo estrábico y del efecto sobre la ubicación del eje durante la disociación.

La figura 3 muestra un aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia.

La figura 4 muestra un detalle del aparato mostrado en la figura 3.

La figura 5 muestra una implementación alternativa del detalle mostrado en la figura 4.

Descripción detallada

La presente invención se describirá con respecto a la figura 3 que muestra un aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia. El aparato comprende un dispositivo de medición 1, una unidad de análisis 21 y un dispositivo de simulación 41. El dispositivo de medición 1 y la unidad de análisis 21 están conectados entre sí a través de una interfaz de salida 3 del dispositivo de medición y una interfaz de entrada 23 de la unidad de análisis 21. Además, la unidad de análisis 21 incluye una interfaz de salida 25 mediante la cual se conecta a una interfaz de entrada 43 del dispositivo de simulación 41. Las interfaces pueden ser interfaces convencionales o interfaces dedicadas especialmente diseñadas para conectar el dispositivo de medición 1 con la unidad de análisis 21 y la unidad de análisis 21 con el dispositivo de simulación 41, respectivamente. Además, las interfaces pueden estar conectadas entre sí por cable o por medios inalámbricos.

El dispositivo de medición 1 incluye un objetivo de fijación 5 al que dirige su mirada un paciente que va a examinarse. Para que la cabeza deje de moverse cuando el paciente mira el objetivo de fijación 5, el dispositivo de medición puede proporcionar una unidad de fijación 14 con un soporte 15 para el mentón del paciente y un apoyo 16 para la frente.

El dispositivo de medición 1 comprende además medios de bloqueo 7 que, en la presente forma de realización, son un dispositivo con elementos de oclusión móviles 9A, 9B, pudiendo moverse uno de los elementos de oclusión delante del ojo derecho del paciente mientras que el otro de los elementos de oclusión puede moverse delante del ojo izquierdo del paciente. El movimiento de los elementos de oclusión 9A, 9B se controla mediante la unidad de control 11 que controla el movimiento de los elementos de oclusión 9A, 9B delante de los ojos según una secuencia de bloqueo que describe una secuencia de bloqueo y desbloqueo del ojo derecho y/o el ojo izquierdo del paciente. Esta secuencia de bloqueo incluye las acciones de tapar y destapar un ojo, necesarias para determinar la heteroforia o heterotropía. Mientras se realiza la secuencia de bloqueo, un dispositivo de seguimiento de los ojos 13, que también forma parte del dispositivo de medición 1 realiza un seguimiento de las direcciones de mirada de al menos uno del ojo derecho del paciente y el ojo izquierdo del paciente. La unidad de control 11 proporciona datos b que presentan la secuencia de bloqueo a través de la interfaz de salida 3 y hace que el dispositivo de seguimiento de los ojos 13 proporcione datos l que representan la línea de visión del al menos uno de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo a través de la interfaz de salida 3.

Aunque los medios de bloqueo conmutables 7 que permiten bloquear selectivamente la visión del ojo derecho y el ojo izquierdo cuando el paciente mira el objetivo de fijación 5 comprenden dos elementos de oclusión 9A, 9B en la presente forma de realización son posibles otras implementaciones del dispositivo de bloqueo. Por ejemplo, en lugar de los elementos de oclusión móviles 9A, 9B podrían estar presentes pantallas de cristal líquido 19 delante de los ojos del paciente que pueden conmutarse por la unidad de control 11 a un estado de transmisión y un estado opaco (figura 4). Cuando debe taparse un ojo (disociar) la respectiva pantalla 19 se vuelve opaca. En una implementación más los medios de bloqueo conmutables pueden realizarse mediante el uso de filtros de polarización 20 delante de los ojos del paciente si la luz del objetivo de fijación 5 está polarizada, por ejemplo mediante un filtro de polarización adicional 20 delante de la fuente de luz del objetivo de fijación 5 (figura 5). Si, por ejemplo, el filtro de polarización 20 delante de la fuente de luz del objetivo de fijación 5 polariza la luz de manera lineal en una primera dirección el filtro de polarización 20 delante del ojo del paciente puede conmutarse entre estados de polarización perpendiculares y paralelos a la dirección de polarización del polarizador delante del objetivo de fijación 5 de modo que la luz polarizada procedente del objetivo de fijación 5 pueda pasar por el filtro de polarización 20 delante del ojo del paciente (los filtros de polarización que están delante de la fuente de luz y delante del ojo se orientan paralelos entre sí) o se bloquea el filtro de polarización 20 delante del ojo del paciente (los filtros de polarización que están delante de la fuente de luz y delante del ojo están orientados perpendiculares entre sí).

Como ya se ha mencionado, durante la medición la cabeza del paciente se mantiene fija mediante el soporte para el mentón 15 y el apoyo 16 para la frente. Sin embargo, si el dispositivo de medición 1 está equipado con un dispositivo de seguimiento de la cabeza 17 que realiza un seguimiento de la posición y/o la orientación de la cabeza, no es necesaria una unidad de fijación 14 para fijar la cabeza del paciente porque puede corregirse la dirección de mirada medida por el dispositivo de seguimiento de los ojos 13 para tener en cuenta la posición de la cabeza y/o la orientación de la cabeza dada por el resultado de la medición realizada por el dispositivo de seguimiento de la cabeza 17.

Una posibilidad adicional es integrar el dispositivo de medición 1 en un dispositivo montado en la cabeza 18 como por ejemplo una estructura de tipo gafas o casco que incluye los medios de bloqueo conmutables 7 y el dispositivo de seguimiento de los ojos 13. Como la orientación del dispositivo montado en la cabeza 18 es fija con respecto a la cabeza, no es necesaria una unidad de fijación 14 o un dispositivo de seguimiento de la cabeza 17 durante la medición de la dirección de mirada de los ojos del paciente.

La unidad de análisis 21 recibe desde el dispositivo de medición 1 a través de la interfaz de entrada 23 los datos b que representan la secuencia de bloqueo y los datos l que representan la línea de visión de al menos uno de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo. En la unidad de análisis 21, una unidad de evaluación 27 evalúa los datos b que representan la secuencia de bloqueo y los datos l que representan la línea de visión para determinar si la línea de visión de los ojos del paciente medida durante la secuencia de bloqueo se desvía de la línea de visión necesaria para mirar el objetivo de fijación. Entonces se proporciona la desviación determinada desde la unidad de evaluación 27 en forma de datos de desviación Δ .

Una unidad diagnóstica 29 de la unidad de análisis 21 recibe los datos de desviación Δ y determina a partir de los datos de desviación Δ datos de diagnóstico d, datos de clasificación c, datos de magnitud m y datos de prescripción p. Los datos de diagnóstico d representan si existe o no heterotropía o heteroforia, los datos de clasificación c indican qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, los datos de magnitud m indican la magnitud de la heterotropía o heteroforia y los datos de prescripción p indican un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia que se ha encontrado que existe con una determinada dirección y magnitud. Entonces los datos de diagnóstico d, los datos de clasificación c, los datos de magnitud m y los datos de prescripción p se proporcionan desde la unidad de análisis 21 a través de la interfaz de salida 25.

Los datos d, c, m y p proporcionados a través de la interfaz de salida 25 de la unidad de análisis 21 se reciben mediante la interfaz de entrada 43 del dispositivo de simulación 41. El dispositivo de simulación 41 incluye una unidad de generación 45 que genera una imagen de simulación estereoscópica, es decir, una imagen de simulación derecha para el ojo derecho y una imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo, representando las dos imágenes de simulación el mismo objeto o la misma escena bajo un ángulo de visión del ojo derecho y un ángulo de visión del ojo izquierdo, respectivamente. El ángulo de visión del ojo derecho y el ángulo de visión del ojo izquierdo se calculan basándose en los datos de diagnóstico d, los datos de clasificación c, los datos de magnitud m y los datos de prescripción p de modo que el ángulo de visión derecho y/o el ángulo de visión izquierdo corresponden a los ángulos de visión conseguidos con el prisma o los prismas indicados por los datos de prescripción. Dicho de otro modo, para simular el efecto del prisma o los prismas sin utilizar un prisma real el ángulo de visión de la imagen de simulación presentada al ojo o los ojos afectados se calcula de modo que se simula la línea de visión que se conseguiría con el prisma o los prismas indicados en los datos de prescripción p instalados delante del ojo afectado. Por ejemplo, en el caso mostrado en la figura 2 los datos de diagnóstico d indicarían heterotropía, los datos de clasificación c indicarían una desviación del ojo estrábico que se aleja del otro ojo, los datos de magnitud m darían el ángulo β y los datos de prescripción p describirían un prisma adecuado para corregir la línea de visión del ojo afectado de modo que, con el prisma o los prismas instalados, ambos ojos mirarían el objetivo de fijación.

Mediante el uso del dispositivo de simulación 41, puede simularse el efecto del prisma o los prismas antes de que se fabrique/n el prisma o los prismas y, en caso de que el paciente se sienta incómodo con la simulación, puede revisarse el diagnóstico y puede/n modificarse el prisma o los prismas si la revisión indica que un tipo de prisma diferente llevaría a un resultado más cómodo para el paciente.

Para presentar la imagen de simulación estereoscópica al paciente el dispositivo de simulación 41 comprende un dispositivo de visualización 47, que, en la presente forma de realización, incluye dos pantallas 49A, 49B, estando prevista una de las pantallas para el ojo derecho y estando prevista la otra para el ojo izquierdo. El dispositivo de visualización 47 puede ubicarse en un instrumento óptico estacionario o en un dispositivo montado en la cabeza. En particular, puede integrarse en el mismo instrumento óptico o el mismo dispositivo montado en la cabeza que el dispositivo de medición 1.

Las imágenes de simulación derecha e izquierda pueden generarse basándose en imágenes o vídeos de objetos o escenas almacenados en una memoria 53 del dispositivo de simulación 41. Cuando se utilizan las imágenes o vídeos almacenados en una memoria 53 pueden presentarse un gran número de objetos o escenas al paciente. Por tanto, las imágenes de simulación derecha e izquierda pueden satisfacer las necesidades y preferencias de un paciente. Por otro lado, en lugar de utilizar vídeos o imágenes almacenados en la memoria 53 podría utilizarse un vídeo en vivo de la sala de examen para generar la imagen de simulación estereoscópica. Esta manera de generar la imagen de simulación permite presentar una impresión de imagen muy realista al paciente.

Si el paciente no sólo muestra heteroforia o heterotropía sino que también es miope o hipermetrope también es necesario corregir la falta de refracción de los ojos del paciente. Para ello, el dispositivo de visualización preferiblemente también incluye un dispositivo de corrección de refracción, que en el caso más sencillo puede ser una montura de ensayo que permite colocar lentes 51A, 51B delante de los ojos del paciente. Sin embargo, en lugar de la montura de ensayo podría utilizarse una especie de manipulador de frente de onda que permita introducir un desenfoque. En este caso, delante de cada ojo estaría presente un manipulador de frente de onda. Como manipuladores de frente de onda podrían utilizarse lentes líquidas, elementos Alvarez o similares. Variando la lente líquida o el elemento Alvarez podría proporcionarse la corrección de refracción necesaria.

Aunque el dispositivo de simulación 41 se ha descrito recibiendo los datos de diagnóstico d, los datos de clasificación c, los datos de magnitud m y los datos de prescripción p desde la unidad de análisis 21, en la presente forma de realización también está equipado con una interfaz de usuario 44 que permite introducir manual o verbalmente datos relativos a un diagnóstico que indican si existe heterotropía o heteroforia, una clasificación que indica qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, una magnitud que indica la magnitud de la heterotropía o heteroforia y una prescripción que indica un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia. La interfaz de usuario 44 puede incluir un teclado, un panel táctil o pantalla táctil, una unidad de reconocimiento de voz, o cualquier otra unidad que permita a un usuario introducir los datos mencionados. Además, en la presente forma de realización el dispositivo de simulación 41 también comprende un lector 48 para leer un medio de almacenamiento que contiene datos almacenados relativos a un diagnóstico que indican si existe heterotropía o heteroforia, una clasificación que indica qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, una magnitud que indica la magnitud de la heterotropía o heteroforia y una prescripción que indica un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia. El medio de almacenamiento puede ser cualquier medio adecuado para almacenar los datos mencionados, por ejemplo un lápiz de memoria, una tarjeta de memoria, un DVD, etc.

En otra forma de realización de la invención, las tareas de la unidad de generación 45, la interfaz de entrada 43 y la interfaz de usuario 48 se realizan por un ordenador que ejecuta un software que implementa un procedimiento para utilizar el ordenador para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia. Ejecutando el software, el ordenador utiliza los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m)

5 y los datos de prescripción (p) para generar una imagen de simulación derecha para el ojo derecho y una imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo. La imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda representan en cada caso el mismo objeto o la misma escena al/a la que mira el ojo derecho bajo un ángulo de visión derecho y el ojo izquierdo bajo un ángulo de visión izquierdo, respectivamente, calculándose el ángulo de visión derecho y el ángulo de visión izquierdo basándose en los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p) de modo que el ángulo de visión derecho y/o el ángulo de visión izquierdo corresponden a ángulos de visión que se alcanzarían aplicando el prisma o los prismas indicados por los datos de prescripción (p). Entonces el ordenador proporciona la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda a un dispositivo de visualización 47 que puede ser un dispositivo de visualización tal como el utilizado en la primera forma de realización.

15 En una forma de realización adicional de la invención, el ordenador también realiza las tareas de la unidad de análisis 21. En esta forma de realización, el ordenador que ejecuta el software también determina, basándose en los datos representativos de la línea de visión de los ojos del paciente durante una secuencia de bloqueo y los datos representativos de la secuencia de bloqueo, datos de desviación (Δ) que representan desviaciones de la línea de visión de los ojos del paciente con respecto a una línea de visión necesaria para mirar el objetivo de fijación (5) durante la secuencia de bloqueo. Entonces determina los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p), a partir de los datos de desviación (Δ).

20 La presente invención se ha ilustrado describiendo formas de realización de la invención. Sin embargo, un experto en la técnica entenderá que son posibles desviaciones con respecto a las formas de realización descritas puesto que tales desviaciones ya se han descrito a lo largo de la forma de realización. Por ejemplo ninguno de la interfaz de usuario, el lector, el dispositivo de análisis o el dispositivo de medición es obligatorio mientras haya un dispositivo que permita introducir los datos de diagnóstico, los datos de clasificación, los datos de magnitud y los datos de prescripción. Por tanto, la presente invención no estará limitada por la forma de realización descrita sino sólo por los dibujos adjuntos.

Símbolos de referencia

30	1	dispositivo de medición
	3	interfaz de salida
	5	objetivo de fijación
35	7	medios de bloqueo
	9A, B	elemento de oclusión
40	11	unidad de control
	13	dispositivo de seguimiento de los ojos
	21	unidad de análisis
45	23	interfaz de entrada
	25	interfaz de salida
50	27	unidad de evaluación
	29	unidad diagnóstica
	41	dispositivo de simulación
55	43	interfaz de entrada
	44	interfaz de usuario
60	45	unidad de generación
	47	dispositivo de visualización
	48	lector
65	49A, B	pantalla

	51A, B	dispositivo de corrección de refracción
	53	memoria
5	b	datos representativos de secuencia de bloqueo
	l	datos representativos de línea de visión
10	Δ	datos de desviación
	d	datos de diagnóstico
	c	datos de clasificación
15	m	datos de magnitud
	p	datos de prescripción

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia sometiendo a prueba una prescripción para corregir la heterotropía o heteroforia antes de que realmente se realice la prescripción, comprendiendo el aparato un dispositivo de simulación (41) con
- una interfaz de entrada (43) para recibir datos de diagnóstico (d) que indican si existe heterotropía o heteroforia, datos de clasificación (c) que indican qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, datos de magnitud (m) que indican la magnitud de la heterotropía o heteroforia y datos de prescripción (p) que indican un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia,
 - una unidad de generación (45) para generar una imagen de simulación derecha para el ojo derecho y una imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo representando la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda en cada caso el mismo objeto o la misma escena al/a la que mira el ojo derecho bajo un ángulo de visión derecho y el ojo izquierdo bajo un ángulo de visión izquierdo, respectivamente, y calculándose el ángulo de visión derecho y el ángulo de visión izquierdo basándose en los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p) de modo que el ángulo de visión derecho y/o el ángulo de visión izquierdo corresponden a ángulos de visión que se alcanzarían aplicando el prisma o los prismas indicados por los datos de prescripción (p),
 - un dispositivo de visualización (47) con pantallas (49A, 49B) o secciones de pantalla separadas para el ojo derecho y el ojo izquierdo del paciente para mostrar la imagen de simulación para el ojo derecho y la imagen de simulación para el ojo izquierdo, respectivamente, y
 - medios (51A, 51B) que permiten corregir la refracción del ojo del paciente, siendo dichos medios (51A, 51B) que permiten corregir la refracción del ojo del paciente una montura de ensayo y/o comprendiendo al menos un manipulador de frente de onda.
2. El aparato según la reivindicación 1, en el que existen medios para generar la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda a partir de una imagen o vídeo de un objeto o una escena almacenados en una memoria (53) y/o existen medios para generar la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda a partir de un vídeo en tiempo real del entorno.
3. El aparato según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que la unidad de simulación (41) comprende además una interfaz de usuario (44) que permite a un usuario introducir los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p) y/o un lector (48) para leer un medio de almacenamiento que contiene datos de diagnóstico almacenados (d), datos de clasificación almacenados, datos de magnitud almacenados (m) y datos de prescripción almacenados (p).
4. El aparato según al menos una de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende además un dispositivo de medición (1) con
- medios para mostrar un objetivo de fijación (5) para proporcionar a un paciente un objetivo al que mirar,
 - medios de bloqueo conmutables (7) que permiten bloquear selectivamente la visión del ojo derecho y el ojo izquierdo cuando el paciente mira el objetivo de fijación (5),
 - una unidad de control (11) para conmutar los medios de conmutación (7) según una secuencia de bloqueo que describe una secuencia de bloqueo y desbloqueo del ojo derecho y/o del ojo izquierdo,
 - un dispositivo de seguimiento de los ojos (13) para seguir la línea de visión de al menos uno de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, y
 - una interfaz de salida (3) para proporcionar datos (b) que representan la secuencia de bloqueo y datos (l) que representan la línea de visión de al menos uno de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, y una unidad de análisis (21) con
 - una interfaz de entrada (23) que está conectada o puede conectarse a la interfaz de salida (3) del dispositivo de medición (1) para recibir los datos (b) que representan la secuencia de bloqueo y los datos (l) que representan la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo,
 - una unidad de evaluación (27) que, basándose en la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, determina datos de desviación (Δ) que representan desviaciones de la línea de visión de los ojos del paciente con respecto a una línea de visión necesaria para mirar el objetivo de fijación (5),

- una unidad diagnóstica (29) que está acoplada a la unidad de evaluación (27) para recibir los datos de desviación (Δ) y que determina a partir de los datos de desviación (Δ) los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p), y

5 - una interfaz de salida (25) para proporcionar los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p),

10 en el que la interfaz de salida (25) de la unidad de análisis (21) está conectada o puede conectarse a la interfaz de entrada (43) del dispositivo de simulación (41).

15 5. El aparato según la reivindicación 4, en el que los medios de bloqueo conmutables (7) comprenden al menos un elemento de oclusión (9A, 9B) que puede moverse para tapar selectivamente el ojo derecho o el ojo izquierdo derecho y/o al menos una pantalla de transmisión conmutable (19) que puede ubicarse delante de los ojos del paciente en el que la pantalla puede conmutarse entre un estado de transmisión y un estado opaco.

20 6. El aparato según la reivindicación 4, en el que el objetivo de fijación (5) emite luz polarizada y los medios de bloqueo conmutables (7) comprenden al menos un polarizador conmutable (20) que puede ubicarse delante de los ojos del paciente, en el que el polarizador (20) puede conmutarse entre un primer estado de polarización que es transmisivo para la luz polarizada del objetivo de fijación (5) y un segundo estado de polarización que bloquea la luz polarizada del objetivo de fijación (5).

25 7. El aparato según al menos una de las reivindicaciones 4 a 6, en el que el dispositivo de medición (1) comprende además una unidad de fijación (14) para fijar la cabeza del paciente y/o un dispositivo de seguimiento de la cabeza (17) para seguir el movimiento de la cabeza del paciente.

30 8. El aparato según al menos una de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el dispositivo de medición (1) y/o el dispositivo de visualización (41) del dispositivo de simulación están integrados en un dispositivo montado en la cabeza (18).

35 9. Un procedimiento para hacer funcionar un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-8 para ayudar a establecer una corrección para corregir la heterotropía o heteroforia sometiendo a prueba una prescripción para corregir la heterotropía o heteroforia antes de que realmente se realice la prescripción, procedimiento que incluye utilizar datos de diagnóstico (d) que indican si existe heterotropía o heteroforia, datos de clasificación (c) que indican qué tipo de heterotropía o heteroforia existe, datos de magnitud (m) que indican la magnitud de la heterotropía o heteroforia y datos de prescripción (p) que indican un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia para generar una imagen de simulación derecha para el ojo derecho y una imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo representando la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda en cada caso el mismo objeto o la misma escena al/a la que mira el ojo derecho bajo un ángulo de visión derecho y el ojo izquierdo bajo un ángulo de visión izquierdo, respectivamente, calculándose el ángulo de visión derecho y el ángulo de visión izquierdo basándose en los datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p) de modo que el ángulo de visión derecho y/o el ángulo de visión izquierdo corresponden a ángulos de visión que se alcanzarían aplicando el prisma o los prismas indicados por los datos de prescripción (p), y proporcionar la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda, en el que

45 - se utiliza la interfaz de entrada (43) para recibir los datos de diagnóstico (d), datos de clasificación (c), datos de magnitud (m) y datos de prescripción (p) que indican un prisma o prismas adecuados para corregir la heterotropía o heteroforia,

50 - se utiliza la unidad de generación (45) para generar la imagen de simulación derecha para el ojo derecho y la imagen de simulación izquierda para el ojo izquierdo, y

55 - se utiliza el dispositivo de visualización (47) con pantallas (49A, 49B) o secciones de pantalla separadas para el ojo derecho y el ojo izquierdo del paciente para mostrar la imagen de simulación para el ojo derecho y la imagen de simulación para el ojo izquierdo, respectivamente, y

60 - la montura de ensayo y/o al menos un manipulador de frente de onda permiten corregir la refracción del ojo del paciente.

65 10. El procedimiento según la reivindicación 9, que incluye además determinar, basándose en datos representativos de una secuencia de bloqueo que describe una secuencia de bloqueo y desbloqueo del ojo derecho y/o del ojo izquierdo y datos que representan la línea de visión de los ojos del paciente durante la secuencia de bloqueo, datos de desviación (Δ) que representan desviaciones de la línea de visión de los ojos del paciente con respecto a una línea de visión necesaria para mirar el objetivo de fijación (5) durante la secuencia de bloqueo, y determinar los

datos de diagnóstico (d), los datos de clasificación (c), los datos de magnitud (m) y los datos de prescripción (p), a partir de los datos de desviación (Δ).

- 5 11. El procedimiento según la reivindicación 9 o reivindicación 10, en el que la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda se generan a partir de una imagen o vídeo almacenados de un objeto.
12. El procedimiento según la reivindicación 9 o reivindicación 10, en el que la imagen de simulación derecha y la imagen de simulación izquierda se generan a partir de un vídeo en tiempo real del entorno.
- 10 13. Un programa informático para obtener un aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1-8 configurado para realizar el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 9 a 12.

FIG 1

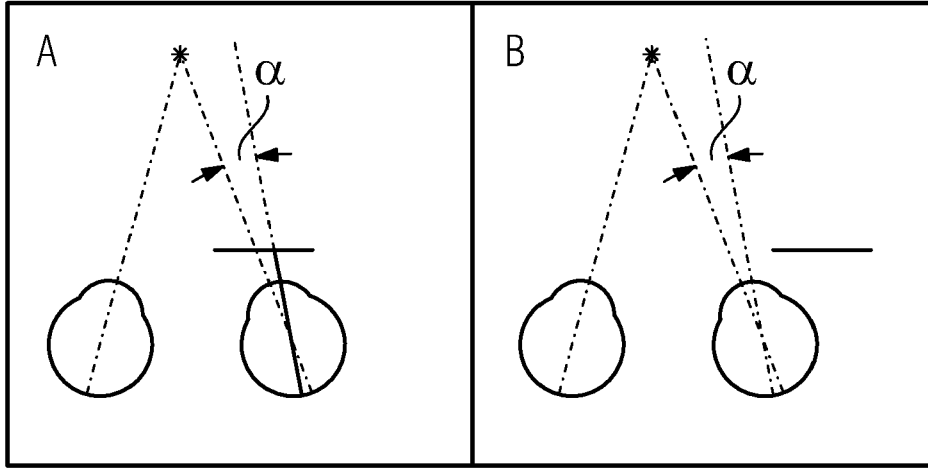


FIG 2

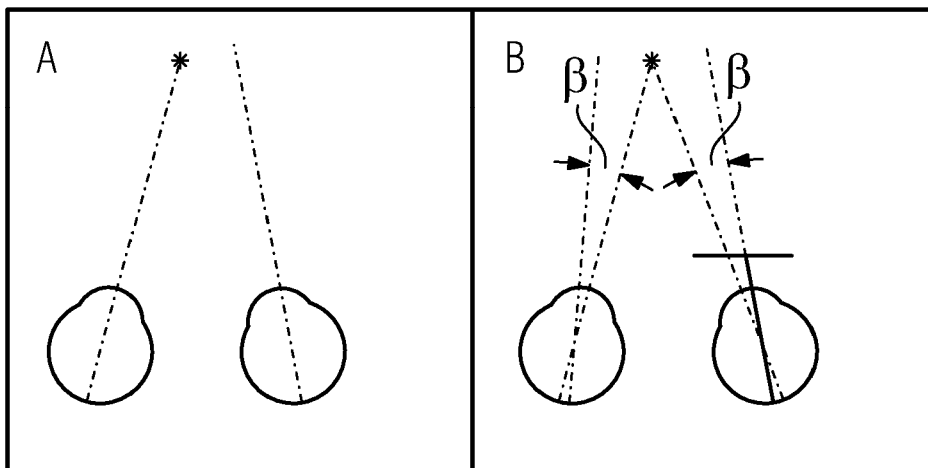


FIG 3

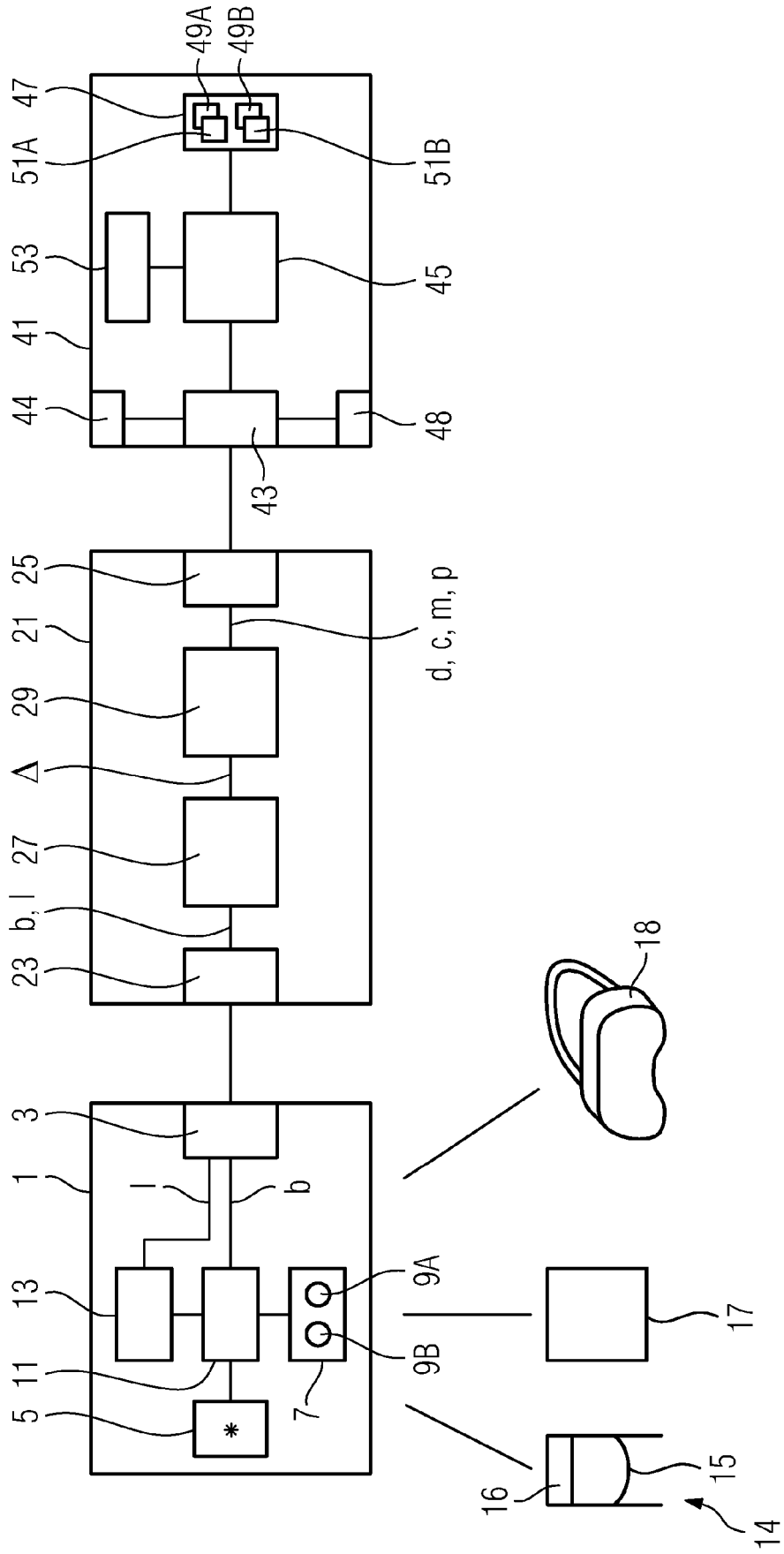


FIG 4



FIG 5

