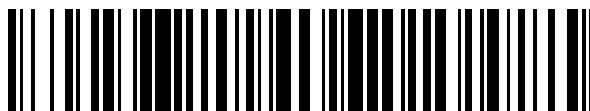


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 681 569**

51 Int. Cl.:

A61B 3/08 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.04.2010 PCT/ES2010/070218**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.10.2010 WO10116019**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.04.2010 E 10761221 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.04.2018 EP 2417900**

54 Título: **Instrumento para la simulación de correcciones oftálmicas multifocales**

30 Prioridad:

08.04.2009 ES 200930055

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

13.09.2018

73 Titular/es:

**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (100.0%)
C/ Serrano 117
28006 Madrid, ES**

72 Inventor/es:

**DORRONSORO DÍAZ, CARLOS y
MARCOS CELESTINO, SUSANA**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 681 569 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

Instrumento para la simulación de correcciones oftálmicas multifocales

- 5 La presente invención se refiere, en general, al campo de la oftalmología, y en particular al campo de las correcciones oftálmicas para la presbicia.

Estado de la técnica

- 10 Los principales componentes ópticos del ojo humano son la cornea, que actúa como un elemento estático y proporciona la mayor parte de la potencia del ojo, y el cristalino, que actúa como un sistema de enfoque dinámico, cambiando su potencia (que es relativamente menor). Esta capacidad de enfoque del ojo humano, y en concreto del cristalino, denominada acomodación, se pierde con la edad. La solución más inmediata es disponer de lentes para distintas distancias, normalmente dos: cerca y lejos. Pero esta solución es solo viable para gafas, no para lentes de contacto o intraoculares.

- 15 Otra solución habitual es recurrir a sistemas de visión simultánea, que proporcionan en la retina, al mismo tiempo, imágenes correspondientes a la visión a distintas distancias. Normalmente, se superponen en la retina la imagen obtenida con zonas de la lente que están enfocadas a distancia cercana y la imagen obtenida con las zonas restantes, que están enfocadas a distancias lejanas. Esto es independiente de la distancia del objeto al que el paciente esté mirando, por lo que si observa un objeto cercano, éste aparecerá enfocado en una de las imágenes superpuestas, y desenfocado en la otra, y lo mismo ocurre si observa un objeto lejano, aunque en este caso las zonas que producen cada imagen se invierten.

- 20 Las gafas con sistemas de visión simultánea pueden sustituirse satisfactoriamente por gafas con sistemas de visión alternante ("multifocales"), en las que, cambiando la línea de mirada, el ojo puede alternar entre zonas de visión cercana y lejana que no se mezclan, ya que cada una de ellas es más grande que la pupila (a diferencia de los sistemas de visión simultánea, en los que cada zona refractiva es más pequeña que la pupila). Pero la visión simultánea es la opción más habitual en lentes de contacto e intraoculares para la corrección de la presbicia (conocida también como "vista cansada"). De hecho la mayoría de los diseños multifocales de lentes de contacto e intraoculares se basan, de una u otra forma, en sistemas de visión simultánea (véase por ejemplo los documentos de patente WO/2009/017987 y WO/2009/017516).

- 25 Normalmente la visión simultánea se basa en disponer sobre la lente zonas concéntricas de distinta potencia refractiva. El peso relativo de cada área da el peso relativo de cada imagen (cercana, lejana, e intermedias) superpuesta en la retina. Las lentes multifocales progresivas (asféricas) se pueden considerar un sistema de visión simultánea extremo, en el que se superpone un continuo de imágenes correspondientes a distancias intermedias. Por el propio funcionamiento de la lente, la multifocalidad se obtiene a costa de una pérdida de contraste en las imágenes, que es generalmente bien aceptada por los pacientes ya que, más que un emborronamiento, lo que se produce es una imagen nítida superpuesta sobre un fondo difuso. En definitiva, una pérdida general de contraste sin pérdida de resolución, algo habitualmente bien tolerado por el sistema visual humano.

- 30 Para identificar las lentes de contacto para visión simultánea adecuadas a cada paciente se sigue un procedimiento de prueba y error, probando distintas lentes hasta que el paciente consigue adaptarse a una de ellas. Pero existen pacientes que no toleran ningún diseño. El proceso para detectar a uno de estos pacientes dura varias semanas durante las cuales se habrán realizado múltiples visitas al gabinete de contactología y se habrán consumido varios pares de lentes. Evidentemente, con las lentes intraoculares este proceso de prueba y error no es viable, por lo que, por lo general, el paciente no adaptado a la visión simultánea que le proporcionan sus lentes intraoculares debe convivir durante años con una solución que le resulta muy incómoda.

- 35 Para mejorar esta situación, la detección del paciente que no tolera o no se adapta a la visión simultánea se debe realizar idealmente proporcionándole de manera temporal y no invasiva, la experiencia visual de visión simultánea, para que se pueda documentar su reacción, conformidad, grado de adaptación, nivel de satisfacción, etc. como paso previo a la selección de otros parámetros (corrección, adición, tipo de diseño, pupilas, tipo de ajuste).

- 40 El foróptero es un instrumento comúnmente utilizado para proporcionar la experiencia visual correspondiente a distintos estados refractivos (miopía, hipermetropía y astigmatismo) y para evaluar la capacidad visual del paciente para, normalmente, identificar letras a distancias lejanas y cercanas. Los forópteros simplemente colocan distintas lentes delante del ojo. Proporcionan la capacidad de simulación de varias distancias (observando objetos lejanos o cercanos), pero no de manera simultánea. Además, las lentes de distinta potencia que utiliza el foróptero producen imágenes retinianas de distinto tamaño, algo que no ocurre (o ocurre tan solo levemente) en lentes de contacto y lentes intraoculares.

- 45 Para solventar este problema, pueden aplicarse los sistemas de Badal, de uso muy extendido en óptica visual, y en particular en el estudio de la acomodación y la presbicia, ya que son sistemas ópticos que inducen vergencia (distintos grados de miopía o hipermetropía) sin cambiar los aumentos. En otras palabras, simulan distintas

distancias al objeto observado, sin cambiar su posición ni su tamaño. Existen varias configuraciones de sistemas de Badal, pero por lo general están basados en la proyección óptica del plano de pupila del ojo en otro plano externo al ojo, normalmente con aumento unidad, usando dos elementos ópticos (lentes o espejos) uno de los cuales está colocado a una focal de distancia de la pupila del ojo, y el otro a una focal de distancia de la pupila proyectada, de tal forma que el movimiento relativo de unos elementos respecto de otros genera una vergencia proporcional a la distancia recorrida. Con un sistema de Badal convencional se consigue simular la observación a varias vergencias, y con imágenes retinianas del mismo tamaño. Sin embargo, no se consigue la superposición de ambas imágenes, como en visión simultánea. Los sistemas de Badal han sido utilizados con anterioridad como elementos constituyentes de refractómetros, queratómetros y sistemas de medición de la potencia óptica de lentes (Patente de EEUU 5.208.619).

Una forma alternativa de proporcionar un acercamiento a la experiencia visual por visión simultánea es mediante la proyección de imágenes digitales simuladas en una pantalla, que ofrecen al paciente una simulación de lo que sería la imagen retiniana proporcionada por el elemento multifocal. Este procedimiento se usa habitualmente en laboratorios de investigación, pero su aplicación está generalmente limitada a condiciones controladas de laboratorio. Además, la combinación de la degradación óptica de cada ojo con la de la lente no puede simularse correctamente, y la óptica ocular del paciente afectaría adicionalmente la calidad de la imagen. Además, la calidad óptica es altamente dependiente del diámetro de la pupila del ojo.

El uso de sistemas de óptica adaptativa mejora enormemente la calidad de la simulación, ya que se hace en el entorno óptico, y no en el computacional. Pero requieren equipos muy costosos y complejos, limitados también a entornos de laboratorio, e incapaces por lo general de emular transiciones abruptas y grandes adiciones. Las láminas de fase, una solución relativamente más barata para la simulación en el entorno óptico, plantean problemas de centrado en su proyección al ojo, y su diseño no se puede alterar para simular diferentes condiciones.

Jones y Buch (Patentes de EEUU 7.131.727 y 7.455.403) propusieron un acercamiento puramente óptico, basado en lentes, prismas y polarizadores que pretenden emular la visión simultánea proporcionándole al ojo dos canales ópticos, cada uno de los cuales tiene una potencia distinta. El sistema dispone de un receptáculo en uno de los canales donde se pueden insertar lentes de distinta potencia, y un receptáculo común para añadir potencia a ambos canales a la vez.

Este sistema tiene varios inconvenientes. En primer lugar, el acoplamiento entre las lentes y el ojo no es óptimo, por lo que la potencia efectiva de las lentes es muy diferente a su valor nominal. Por otro lado, cada uno de los canales tiene aumentos distintos, con lo que las imágenes retinianas formadas a través de cada uno tienen tamaños distintos y por tanto la superposición resultante es muy diferente de la que se obtendría con una lente de contacto o lente intraocular por visión simultánea.

La presente invención proporciona un instrumento para la simulación de correcciones oftálmicas multifocales que responde a las necesidades descritas superando los inconvenientes de sistemas anteriores.

Los documentos US-A-2007/139614 y US-A-2008/284979 divulgan instrumentos para simular correcciones oftálmicas multifocales que comprenden:

dos canales ópticos asociados a haces ópticos que provienen del objeto observado, produciendo así dos imágenes proyectadas, de modo que cada una de las dos imágenes proyectadas se proyecta a través de un canal óptico correspondiente de los dos canales ópticos;

un sistema de Badal (párrafo [0018]) ubicado en al menos uno de los dos canales ópticos, y

un divisor de haz de salida que recombina los haces ópticos correspondientes a los dos canales ópticos en un único haz óptico que forma imágenes retinianas superpuestas.

Descripción de la invención

Descripción general de la invención.

La figura 1 muestra un esquema simple del funcionamiento de la invención, basada en un sistema puramente óptico que comprende únicamente espejos, divisores de haz y lentes de superficies esféricas, sin necesidad de programas informáticos para computación o para procesado de imágenes, ni pantallas, elementos ópticos activos o esféricos, proporcionándole compacidad, simpleza y bajo coste. El instrumento comprende dos canales de observación, uno correspondiente a visión lejana y otro a visión cercana, que proporcionan al ojo vergencias (potencias ópticas) distintas. En el esquema, el canal superior induce "n" dioptrías y el inferior "m" dioptrías. Al igual que en la invención descrita en las Patentes de EEUU 7.131.727 y 7.455.403, una de las claves para el correcto funcionamiento de la presente invención es que el ojo sea capaz de observar los objetos por ambos canales ópticos simultáneamente, y que los ejes ópticos a la salida de los canales coincidan de manera exacta, de tal forma que se produzcan dos imágenes perfectamente superpuestas y simultáneas en la retina. Entre ambas imágenes solo debe cambiar el estado de enfoque de una respecto de la otra, tal y como se produce en lentes correctoras multifocales por visión simultánea.

Para evitar el inconveniente de que se produzcan aumentos ópticos diferentes que resulten en imágenes en la retina

5 con tamaño ligeramente distinto, originado por el uso de lentes o espejos curvos diferentes en cada canal, la presente invención comprende el uso de sistemas de Badal en al menos uno de los canales, para la inducción de vergencia. Esto permite proporcionar los mismos aumentos ópticos, sea cual sea la vergencia, con el resultado de imágenes retinianas superpuestas de distinto grado de enfoque y el mismo tamaño, lo que constituye una de las diferencias principales de la presente invención con respecto al estado de la técnica.

10 Al proporcionarse visión simultánea por medio de imágenes retinianas del mismo tamaño a través de dos canales ópticos de vergencia diferente, la simulación está libre de artificios. Se puede así usar el instrumento para testear bifocalidad pura, eliminándose los problemas adicionales de centrado, tamaño de pupila, flexión o conformidad que se producen de forma natural en lentes reales, y que deterioran la calidad de imagen y distorsionan la disposición real del paciente a la visión simultánea. El sistema es versátil, pues permite simular distintas adiciones para visión cercana, y distintas correcciones refractivas para visión lejana.

15 Además de su bajo coste y su sencillez, se pueden alcanzar sistemas de muy pequeño tamaño y peso para hacer un sistema portátil que pueda ser utilizado de forma similar a un telescopio o prismático. Esto facilita una observación natural del entorno, y permite la realización de acciones como la lectura a cortas distancias, la observación a medias distancias (trabajo con ordenador, búsqueda en una biblioteca) o la evaluación de la observación a larga distancia (señales de tráfico, letreros).

20 Un uso alternativo de la presente invención es su uso como instrumento de entrenamiento de la visión simultánea, ya que a través de este dispositivo la imagen será más limpia que la del sistema final donde se suman efectos de tamaño de pupila, conformidad, plegado, descentramientos, inclinaciones, etc.

25 Otro uso alternativo de la presente invención es la de apoyo a la explicación por parte del contactólogo o del cirujano sobre tipos de lentes a utilizar, para la toma informada de decisiones por parte del paciente o la formación sobre su uso.

Descripción detallada de la invención

30 La invención consiste en un instrumento para la simulación de correcciones oftálmicas multifocales caracterizado por comprender dos canales ópticos y que proporcionan a la pupila dos haces coaxiales simultáneos procedentes del objeto observado. Al menos uno de los canales recorre un sistema de Badal, que introduce una vergencia diferente (en la terminología de la multifocalidad, se dice que el sistema de Badal introduce una adición). El canal superior induce "n" dioptrías y el inferior "m" dioptrías. Para un sujeto sin errores refractivos, una configuración deseable sería n=0 para visión lejana y m entre 0 y 3 para visión cercana, dependiendo del nivel de presbicia y de las necesidades del paciente. Siguiendo la naturaleza de la acomodación, lo natural es que el canal de visión lejana se mantenga estable mientras que el canal de visión cercana pueda ser variable para probar distintas adiciones. Por tanto, es deseable que, si solo hay un sistema de Badal de adición variable, esté en el canal de visión cercana.

40 Es condición imprescindible para el correcto funcionamiento de la realización de la invención que los ejes ópticos de ambos canales de salida, y por tanto la posición de las imágenes retinianas, coincidan de forma exacta como se muestra en la figura 1. La recombinación de ambos canales en un único canal de salida hacia el ojo se consigue utilizando un divisor de haz de salida (DH1), que puede ser un espejo semiespejado, una lámina planoparalela, un prisma o un elemento óptico similar. El correcto ajuste de la inclinación de DH1 es crítico, ya que es el elemento óptico que controla el alineamiento de los ejes ópticos de ambos canales.

50 En la observación de objetos cercanos o tridimensionales se pueden producir problemas de paralaje si los ejes ópticos de entrada (del objeto observado al sistema) no son coincidentes, como en el caso de la figura 1. Por ello, es recomendable, aunque no imprescindible, optar por ejes de entrada coincidentes, colocando un divisor de haz de entrada (DH2) que canalice el haz procedente del objeto observado hacia uno u otro canal. La Figura 2 muestra un esquema que ilustra una de las varias soluciones posibles para combinar tanto los ejes ópticos de entrada como los de salida.

55 Los divisores de haz utilizados regulan la cantidad de luz que va por uno y otro canal, de igual forma que en una lente multifocal la proporción de área de una u otra zona de refracción regula el peso relativo en la imagen de la visión cercana y lejana. Seleccionando los divisores de haz se consiguen simular distintos tipos de lentes multifocales por visión simultánea, en concreto, distintos balances entre visión lejana y cercana (ejemplos típicos son 30/70, 50/50 o 70/30). Puede hacerse lo mismo por medio de filtros de densidad neutra colocados en uno de los canales, aunque esto suponga mayores pérdidas de energía luminosa procedente del objeto.

60 La corrección de los errores refractivos que pueda tener el paciente se puede realizar con otras correcciones oftálmicas (las propias gafas o lentillas del paciente, o un foróptero), aunque una solución alternativa es disponer dos sistemas de Badal, uno en cada canal. En este caso uno corregirá la visión lejana introduciendo la vergencia necesaria, y el otro proporcionará una adición extra para simular bifocalidad por visión simultánea.

65 Un argumento adicional para usar un sistema de Badal en cada canal es que, aunque estrictamente hablando el uso

de un sistema de Badal no cambia los aumentos al cambiar la vergencia, el introducir un sistema de Badal en un canal supone un cambio en la distancia efectiva al objeto. En realidad, un sistema de Badal lo que hace es proyectar la pupila del ojo a otro plano, situado entre el ojo y el objeto observado. Ese plano es el que define la distancia efectiva al objeto, y por tanto los aumentos ópticos y la escala (tamaño de las imágenes retinianas). Si solo se usa el sistema de Badal en uno de los canales, las distancias efectivas a los objetos cercanos a través de ambos canales estarían descompensadas, lo que podría llegar a producir cambios de escala apreciables cuando la distancia real al objeto observado es pequeña. El mecanismo de compensación más sencillo, para distancias cercanas, es utilizar dos sistemas de Badal, uno en cada canal, aunque uno de ellos puede ser fijo. La Figura 3 muestra un esquema que ilustra una de las configuraciones posibles. La compensación de la distancia recorrida por medio de otro sistema de Badal, supone un cambio de configuración y la introducción de espejos adicionales (E1 y E2), pero no mayores pérdidas.

El razonamiento explicado debe considerarse de bifocalidad por visión simultánea. Pero puede extenderse a la simulación de multifocalidad por visión simultánea, añadiendo un canal con sistema de Badal por cada posición intermedia entre la visión cercana y la lejana. Ha de tenerse en cuenta que no se puede aumentar indefinidamente el número de canales ya que cada uno de ellos introduce pérdidas en la energía luminosa procedente del objeto.

Los usos que se le pueden dar al instrumento son muy variados. Uno de estos usos es la detección de pacientes presbítas (con presbicia) que no son buenos candidatos para utilizar correcciones oftálmicas multifocales por visión simultánea. La observación directa a través del sistema puede proporcionar los primeros datos. Algunos pacientes no tolerarán la pérdida de contraste o la nueva estructura de las imágenes retinianas, rechazando la experiencia de la visión simultánea ya en esta fase de evaluación preliminar. Una evaluación más completa se puede realizar por medio de la medida de la agudeza visual lejana y cercana. Esta tarea persigue detectar pérdidas importantes en la función visual con correcciones visión simultánea, ya que esas pérdidas acabarán provocando el rechazo de la solución.

Un uso alternativo de la presente invención es la de proporcionar formación al paciente y dar soporte a la explicaciones del contactólogo u oftalmólogo sobre visión simultánea, lo que favorecerá la toma de decisiones informada sobre la corrección oftálmica a adoptar. El paciente podrá utilizar el sistema para entrenamiento previo, no invasivo, de la experiencia visual simultánea. Para comparación con la mejor corrección bifocal posible, e ilustrar la degradación introducida por la visión simultánea, los canales del sistema se pueden presentar al observador alternantes en el tiempo, y no simultáneos. Esto se puede conseguir por medio de la sustitución de los divisores de haz por espejos de rápido reposicionamiento.

El sistema se puede utilizar en investigación, diseño y testeo de nuevas correcciones oftálmicas multifocales.

Descripción de las figuras

Figura 1. Esquema del instrumento descrito en la invención en su configuración más simple (dos canales ópticos). Se muestran los dos canales con letreros superpuestos para indicar el canal para visión lejana, que corrige "n" dioptrías (nD) de error refractivo del sujeto y el canal de visión cercana, que introduce una adición (diferencia de potencia óptica) de "m" dioptrías (mD), mediante un sistema de Badal. Los haces ópticos correspondientes a los canales se recombinación en uno único utilizando un divisor de haz de salida (DH1) que es el recogido por el ojo.

Figura 2. Esquema del instrumento descrito en la invención en una configuración con dos canales ópticos cuyos ejes son coincidentes. El haz entrante es dividido en dos haces mediante un divisor de haz de entrada (DH2), dando lugar a los dos canales nD y mD, iguales a los descritos para la Figura 1 (y de los que, por tanto, al menos uno comprende un sistema de Badal). Los haces ópticos correspondientes a los canales se recombinación en uno único utilizando un divisor de haz de salida (DH1), que es el recogido por el ojo.

Figura 3. Esquema del instrumento descrito en la invención en una configuración con dos canales ópticos cuyos ejes son coincidentes y en el que ambos canales comprenden sistemas de Badal. La distancia efectiva al objeto cercano en ambos canales está compensada para evitar cambios de escala mediante la introducción de los espejos E1 y E2. Los elementos nD, mD, DH1 y DH2 designan son los mismos que los descritos en la Figura 2.

Figura 4. Esquema del instrumento descrito en la invención en una configuración con dos canales ópticos cuyos ejes son coincidentes y en el que ambos canales comprenden sistemas de Badal, correspondiente a una realización particular del esquema descrito en la Figura 3. Los elementos DH1, DH2, E1 y E2 son iguales a los descritos en la Figura 3. Los rectángulos de trazos discontinuos representan los canales de visión cercana (C1) y lejana (C2). P1 y P2 son plataformas con espejos (líneas oblicuas interiores a los rectángulos que representan los canales) colocados en un ángulo de 90° entre sí, y que forman parte de los sistemas de Badal para el canal de visión cercana y lejana, respectivamente. Las lentes del sistema de Badal se han representado como elipses: L11 y L12 para las lentes del canal de visión cercana (C1) y L21 y L22 para las lentes del sistema de Badal para el canal de visión lejana (C2). El sistema de Badal del canal de visión cercana (C1) proyecta la pupila del ojo en el plano de pupila indicado por la línea discontinua PP.

Al menos P1 es móvil en el eje indicado por la flecha con dos puntas, de modo que su mayor o menor alejamiento del eje que forman las lentes L11 y L12 determina la adición en el canal de visión cercana. R1 representa una regla

para marcar la adición impuesta (en dioptrías).

Ejemplo de la realización de la invención

5 Como caso práctico de realización de la invención, sin carácter limitativo de la misma, se describe a continuación un instrumento óptico que implementa de forma simple los principales conceptos objeto de esta invención. La Figura 4 muestra los principales elementos de dicho instrumento.

10 Inmediatamente delante del ojo, se coloca un divisor de haz (DH1) para reconducir su observación a través de dos canales ópticos distintos. Este ejemplo desarrolla el sistema de la figura 3 en el cual se incorporan sistemas de Badal a ambos canales, C1 y C2. La lente L11 (Lente de Badal del canal C1) se coloca a una distancia del ojo que coincide aproximadamente con su distancia focal. Tras ella, dos espejos montados sobre una plataforma P1, que a su vez está montada sobre un carril deslizante. El grado de deslizamiento, que puede ser manual o motorizado y controlado remotamente, se mide por medio de una regla de distancias R1, que puede ser algún tipo de sensor de posición. Tras los dos espejos, se posiciona otra lente L12, que debe ser de la misma focal que L11 para que el Canal C1 tenga aumento unidad, y que debe estar colocada a una distancia tal que el camino óptico recorrido desde L11 sea igual a la suma de L11 y L12 cuando la plataforma P1 esté en la posición cero de la regla R1. Cuando la plataforma se desliza hacia las lentes, se acorta el camino óptico y la vergencia del haz simula un objeto cercano, o lo que es lo mismo, C1 simula varias dioptrías de adición. El nivel de dioptrías de adición puede obtenerse a partir de la lectura de la regla R1.

20 La focal elegida para la lente de Badal L11 establece el camino óptico total del canal C1. Además, condiciona la precisión de la regla R1 e impone una restricción al recorrido máximo del carril deslizante, que limita la máxima adición que se puede conseguir. Como orientación, una focal de 50 mm representa un buen compromiso entre el tamaño total del sistema, la precisión en el control de la adición inducida y la adición máxima.

25 El sistema de Badal (formado por las lentes L11 y L12 más los espejos de la plataforma P1) proyectan la pupila del ojo en el plano de pupila PP (es decir, a una focal de distancia de la lente L12, tras reflejarse en E2), independientemente de la posición de la plataforma P1. La distancia de PP al objeto, y no la distancia del ojo al objeto, define el tamaño de la imagen retiniana.

30 Para el uso del sistema a distancias del objeto cercanas se introduce un canal de visión lejana C2 que es una réplica, en cuanto a sus elementos ópticos, del canal C1 (con espejos L21 y L22 de la misma focal que L11 y L12). Pero la posición de la plataforma P2 puede ser fija, en la posición correspondiente a cero dioptrías de adición, prescindiéndose por tanto de carril deslizante y regla. La disposición de los elementos en el canal C2 es diferente a la del canal C1. No pueden ser exactamente iguales ya que entonces los distintos elementos ópticos (divisores de haz) se superpondrían en el espacio. Existen, no obstante, multitud de soluciones diferentes de las cuales la mostrada en la figura 4 es solo un ejemplo. Este canal también proyecta la pupila del ojo en el plano PP lo que garantiza que los aumentos ópticos y las escalas en retina sean exactamente iguales en ambos canales.

35 Una alternativa al montaje anterior, de utilidad para compensar la refracción lejana es montar la plataforma P2 sobre un carril deslizante, y una regla similar a R1. En ese caso, tras compensar la visión lejana con uno de los canales, se debe reajustar el otro canal para que proporcione la adición deseada.

40 Otra alternativa para compensar la refracción lejana en el sistema descrito por la figura 4 es colocar lentes de prueba en el plano PP (o incluso un foróptero). Esta solución es conceptualmente diferente a la adoptada en otras invenciones, ya que la lente de prueba es proyectada por el sistema de Badal al plano de la pupila del ojo, lo que supone un correcto acoplamiento óptico entre la lente de prueba (o el foróptero) y el ojo. Desde el punto de vista óptico se considera que la lente se coloca "dentro" del ojo, lo que provoca que no introduzca aumentos ópticos o cambios de escala en retina, ni limite el campo de visión. La compensación de la visión cercana de esta forma no afectaría a la adición proporcionada por el canal C1. Gracias al correcto acoplamiento óptico, en el plano PP de este sistema se puede colocar cualquier tipo de sistema óptico de observación, por ejemplo un ocular (que pasaría a ser bifocal) para cualquier uso (como ejemplos, prismáticos o microscopios).

45 También se puede utilizar el plano PP para colocar pupilas artificiales (normalmente aberturas circulares) con las que simular la visión simultánea a distintos tamaños pupilares.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Instrumento para la simulación de correcciones oftálmicas multifocales caracterizado por que el instrumento comprende:
- 10 dos canales ópticos (C1, C2) que proporcionan diferentes vergencias en los haces ópticos procedentes del objeto observado, pero proyectan un mismo objeto observado con un mismo aumento, creando así dos imágenes proyectadas, de modo que cada una de las dos imágenes proyectadas se proyecta a través de un canal óptico correspondiente de los dos canales ópticos (C1, C2) y de modo que las dos imágenes proyectadas se proyectan con un mismo tamaño pero con un estado de enfoque distinto,
- 15 un sistema de Badal (L11, L12) situado en al menos uno de los dos canales ópticos (C1, C2) para añadir la vergencia sin cambiar el aumento, y un divisor de haz de salida (DH1) que recombina los haces ópticos correspondientes a los dos canales ópticos (C1, C2) en un solo haz óptico que forma imágenes retinianas superpuestas con diferentes grados de enfoque y el mismo tamaño.
- 20 2. Instrumento según la reivindicación 1, **caracterizado por que** todos los canales ópticos (C1, C2) comprenden sistemas de Badal (L11, L12).
- 25 3. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por** que todos los canales ópticos (C1, C2) se presentan al observador simultáneamente.
4. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 2, **caracterizado por que** todos los canales ópticos (C1, C2) se presentan al observador alternantes en el tiempo.
- 30 5. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado por que** se combina con cualquier otro tipo de elemento o sistema óptico proyectados a la pupila del ojo por el sistema o sistemas de Badal (L11, L12) contenidos en dicho instrumento.
- 35 6. Instrumento según la reivindicación anterior, **caracterizado por que** el elemento o sistema óptico se selecciona del grupo comprendido por: lentes de prueba, láminas de fase, forópteros y oculares.
7. Instrumento según la reivindicación 1, **caracterizado por que** comprende más de dos canales ópticos (C1, C2) que proporcionan haces coaxiales simultáneos de vergencia diferente para cada canal.
- 40 8. Instrumento según la reivindicación 7, **caracterizado por que** todos los canales ópticos (C1, C2) comprenden sistemas de Badal (L11, L12).
9. Un método para simular correcciones oftálmicas multifocales con el instrumento de cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el método comprende:
- 45 producir dos imágenes proyectadas, de modo que cada una de las dos imágenes proyectadas se proyecta a través de un canal óptico correspondiente de los dos canales ópticos (C1, C2) y de modo que las dos imágenes proyectadas se proyectan con un mismo tamaño pero con diferente estado de enfoque, añadir una vergencia sin cambiar un aumento mediante un sistema de Badal (L11, L12) colocado en al menos uno de los dos canales ópticos (C1, C2), re combinar mediante un divisor de haz de salida (DH1) los haces ópticos correspondientes a los dos canales ópticos (C1, C2) en un único haz óptico que forma imágenes retinianas superpuestas con diferentes grados de enfoque y el mismo tamaño.
- 50

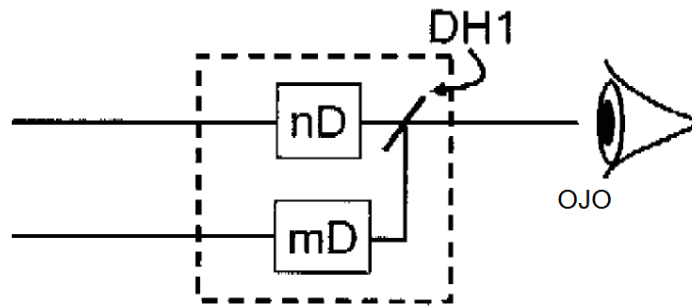


FIG. 1

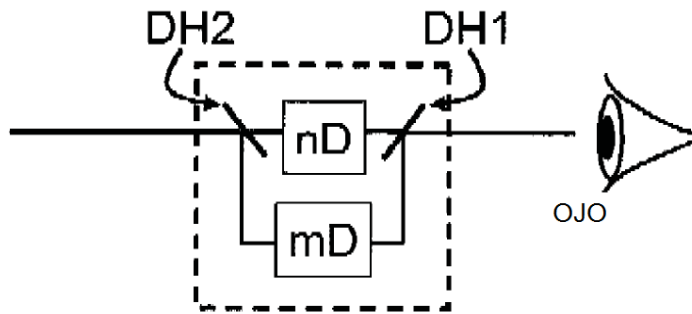


FIG. 2

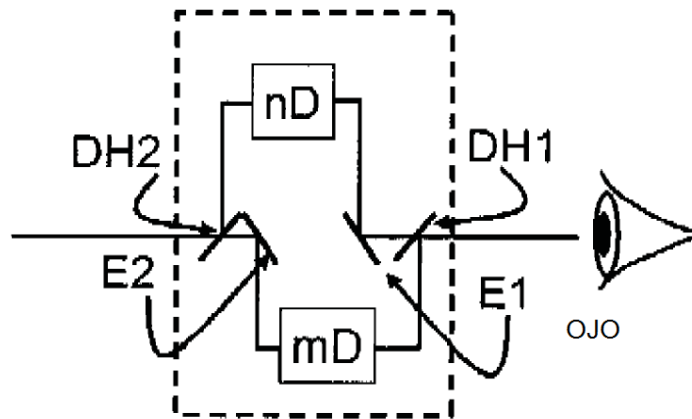


FIG. 3

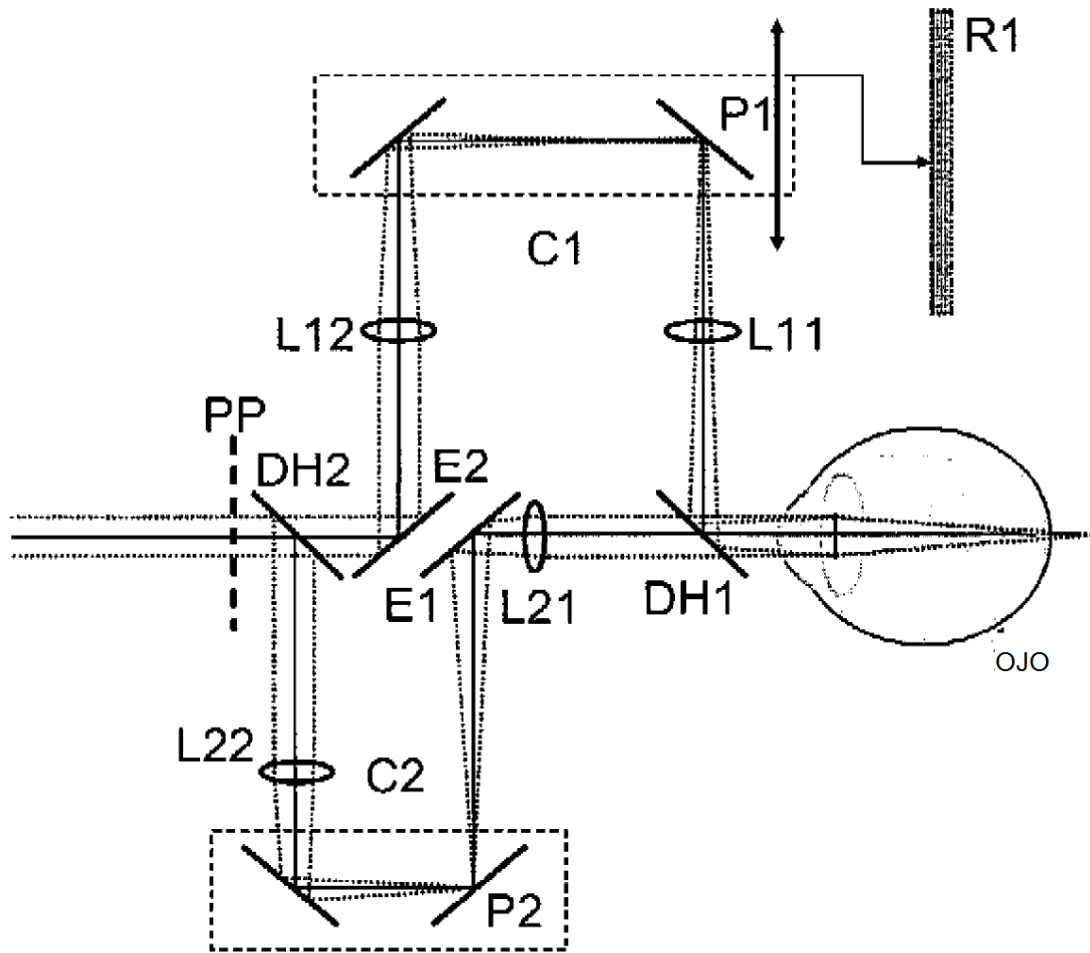


FIG. 4