

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 535 126**

21 Número de solicitud: 201331436

51 Int. Cl.:

A61B 3/028 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

01.10.2013

43 Fecha de publicación de la solicitud:

05.05.2015

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2014/070725

71 Solicitantes:

**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (100.0%)**

**Serrano, 117
28006 Madrid ES**

72 Inventor/es:

**DORRONSORO DÍAZ, Carlos;
ALONSO SANZ, José Ramón y
MARCOS CELESTINO, Susana**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

54 Título: **INSTRUMENTO MINIATURIZADO SIMULADOR DE VISIÓN SIMULTÁNEA**

57 Resumen:

Instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea.

Instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea con varios canales formadores de imagen, cada uno de los cuales proyecta en la retina de un mismo ojo una imagen componente con distinto grado de desenfoque de un mismo objeto observado, de forma que la superposición de todas las imágenes componentes forma en la retina del ojo una imagen final de visión simultánea. El instrumento posee al menos una lente ajustable de focal variable que al cambiar de focal modifica la vergencia del haz de luz que atraviesa dicha lente ajustable. Además uno de los canales formadores de imagen atraviesa la lente ajustable de focal variable, el instrumento puede funcionar en la modalidad de canales ópticos físicamente diferenciados en la modalidad de multiplexación de canales temporales.

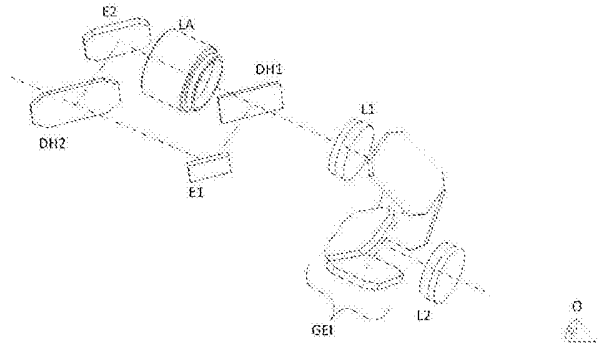


Figura 2

DESCRIPCIÓN

Instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea

SECTOR DE LA TÉCNICA

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

ESTADO DE LA TÉCNICA

- 10 El ojo humano joven tiene la capacidad de cambiar su enfoque para ver nítidamente tanto objetos lejanos como cercanos. Esta capacidad del ojo, denominada acomodación, se consigue gracias a que el cristalino es capaz de cambiar su focal, cambiando la forma de sus superficies. Se denomina presbicia a la pérdida de la acomodación, que sucede con la edad. La presbicia empieza a presentar síntomas antes de los 45 años de edad y hace que la totalidad de la población a partir de los 55
- 15 años dependa de correcciones ópticas de algún tipo para ver correctamente de lejos y cerca. La corrección más común de la presbicia son las lentes oftálmicas, ya sea en forma de gafas de cerca, gafas con segmentos bifocales o lentes progresivas. Pese a ser la solución más inmediata al problema que plantea la presbicia, las gafas distan de ser consideradas una solución óptima, por cuestiones estéticas o por su incomodidad.

- 20 A lo largo de las últimas décadas se han desarrollado correcciones ópticas alternativas para paliar los efectos de la presbicia, que de una forma o de otra buscan proporcionar una imagen nítida de objetos cercanos eliminando total o parcialmente la dependencia de las gafas. Algunas de estas soluciones se basan en el concepto de visión
- 25 simultánea. Las correcciones basadas en visión simultánea superponen sobre la retina dos o más imágenes componentes para formar la imagen final. Una de las imágenes componentes corresponde a una distancia de observación visión lejana y otra imagen componente corresponde a una distancia de observación de visión cercana. Al incremento de potencia óptica necesario para enfocar a la distancia de visión cercana
- 30 (determinada por la corrección oftálmica particular), respecto a la potencia necesaria para visión lejana, se le denomina adición. La imagen final resultante de observar un objeto a una determinada distancia a través de una corrección de visión simultánea, en el mejor de los casos está formada por una componente nítida, en foco, superpuesta sobre otra u otras componentes desenfocadas, fuera de foco, que producen una
- 35 pérdida de contraste general en la imagen. Las soluciones de visión simultánea, ya sean bifocales, multifocales o progresivas, se incorporan a correcciones de distintos tipos como lentes de contacto, lentes intraoculares o patrones de cirugía refractiva

corneal laser. Estas soluciones tienen ventajas estéticas sobre las gafas, ya que apenas se aprecian desde el exterior y además son muy cómodas para el usuario.

5 Además del uso en población adulta para la compensación de la presbicia, las lentes de contacto de visión simultánea se utilizan también en población infantil, con el fin de evitar la aparición de la miopía o para frenar su progresión. Este uso de las lentes de contacto bifocales se basa en una teoría que plantea que la miopía aparece y se desarrolla como consecuencia de un uso forzado del sistema de acomodación en respuesta a un exceso de visión cercana. Las lentes de visión simultánea relajan el
10 uso que el paciente hace de su sistema de acomodación y en base a ello con la prescripción de lentes de visión simultánea a población infantil se pretende evitar la aparición de la miopía o frenar su progresión.

15 Sin embargo, no todo el mundo es capaz de tolerar la imagen final degradada que proporcionan estas soluciones. Para la adaptación de lentes de contacto se sigue un procedimiento de prueba y error. Se van ajustando sucesivamente distintos diseños al paciente, que los prueba durante un tiempo, hasta que consiga tolerar alguno de ellos. El procedimiento es costoso e ineficiente, ya que sólo se identifican aquellos pacientes intolerantes a las soluciones de visión simultánea al final del proceso, cuando
20 finalmente han rechazado todos los diseños propuestos. La situación es mucho peor en el caso de soluciones quirúrgicas, como la implantación de lentes intraoculares o la ablación láser corneal con un patrón multifocal, ya que estos procesos o bien son irreversibles o bien exigen que cualquier intervención se realice en quirófano.

25 De ahí surge la necesidad de simular, de manera no invasiva y tan precisa como sea posible, la visión simultánea, proporcionando al paciente dos o más imágenes con distinto grado de enfoque, pero similar tamaño, que al superponerse forman una imagen de visión simultánea del objeto observado. De esta forma se le proporciona al paciente una experiencia visual de visión simultánea pura, aislada de problemas
30 asociados a la corrección oftálmica particular como por ejemplo descentramientos o inclinaciones, u otros problemas específicos como flexión o conformidad en lentes de contacto, aplicación de la energía del laser en cirugía refractiva corneal o efectos de cicatrización en técnicas quirúrgicas. Éste es un acercamiento idóneo para anticipar, con anterioridad al uso de correcciones reales de visión simultánea, los problemas
35 visuales que tendrá cada paciente, ya sean ópticos o neuronales, y para predecir cuáles son aquellos pacientes que no tolerarán las soluciones de visión simultánea.

Para la simulación de visión simultánea necesariamente se deben utilizar dos o más canales, en cada uno de los cuales se introduce un desenfoque distinto, para generar dos o más imágenes componentes de la misma escena, cada una de las cuales tiene un distinto grado de emborronamiento. La imagen final de visión simultánea se forma por superposición de estas imágenes componentes, idealmente todas en la misma posición en la retina, y del mismo tamaño. La simulación puede realizarse digitalmente, con imágenes componentes en las que se simulan los distintos grados de enfoque por procesado de imágenes, o por métodos ópticos a través del uso de instrumentos ópticos que inducen desenfoques reales. En este último caso, se simula de forma más realista el acoplamiento óptico entre la corrección de visión simultánea y la óptica del ojo particular del paciente. La simulación precisa exige canales ópticos perfectamente alineados y generando los mismos aumentos.

Los acercamientos seguidos hasta la actualidad para la simulación de correcciones de visión simultánea por métodos ópticos (Jones y Buch en Patentes de EEUU 7,131,727 y 7,455,403; Dorrnsoro y Marcos en patente WO/2010/116019) se basan en el uso de canales ópticos físicamente diferenciados, y tanto la división como la recombinación de los canales se basan en elementos ópticos divisores de haz. Hasta ahora, los cambios de vergencia en los distintos canales ópticos se han inducido por medio del desplazamiento de elementos ópticos pasivos como lentes y espejos. En el caso de la patente WO/2010/116019, la proyección se realiza por medio de al menos un sistema de Badal que proporciona un correcto acoplamiento entre las pupilas del instrumento y la pupila del sujeto. Por cada sistema de Badal hacen falta típicamente dos divisores de haz, dos espejos y dos lentes proyectoras. El desplazamiento de varios elementos móviles del sistema de Badal permite cambiar la distancia efectiva entre lentes de proyección y proporcionar cambios de vergencia sin cambios de aumentos, y finalmente un idéntico tamaño en retina de las imágenes componentes.

El desplazamiento de elementos ópticos hace necesario el uso de plataformas mecánicas desplazadoras con un grado de precisión óptica muy elevado, para evitar desalineamientos entre canales y errores en la superposición de la imagen final de visión simultánea. Además, es conveniente que dichas plataformas desplazadoras estén motorizadas, para que la inducción de vergencia y desenfoque sea rápida y precisa. Todo esto eleva los costes del instrumento final de visión simultánea, y a la vez conlleva un volumen y un peso elevados.

Además, como la división y la recombinación de los canales están basadas en divisores de haz, el número de canales posibles está muy limitado, debido a limitaciones de espacio físico, pérdidas de luz y problemas de alineamiento. Normalmente tan solo se simulan por medio de canales físicamente diferenciados soluciones bifocales, ya que únicamente requieren dos canales. Aumentando el número de canales se podrían llegar a explorar soluciones multifocales, aunque multiplicando tanto el coste, como el peso y volumen del instrumento. Pero la simulación de correcciones ópticas progresivas está fuera del alcance de este acercamiento basado en canales ópticos físicamente diferenciados, ya que exigiría el uso de innumerables canales, con una variación continua de desenfoques.

Existe la necesidad de un sistema realizable con bajo peso y tamaño, y que sea portable, a través del cual el paciente pueda experimentar visión simultánea de manera intuitiva. Otra posibilidad que permitiría un sistema miniaturizado es la de deambular libremente mientras se experimenta visión simultánea. Además, un sistema de pequeño tamaño y peso reducido facilitaría la realización de pruebas optométricas en un gabinete de optometría u oftalmología. Asimismo, la evolución del mercado de las correcciones de visión simultánea hace que resulte cada vez más necesaria la capacidad de simular, no sólo soluciones bifocales, sino también multifocales y progresivas.

Los simuladores de visión simultánea actuales no cubren las necesidades de bajo peso y volumen a un coste reducido, ni pueden emular soluciones multifocales, como ya se ha expuesto. Tampoco es previsible que nuevos sistemas basados exclusivamente en los elementos ópticos convencionales puedan llegar a cubrir estas necesidades. Es necesario incorporar nuevas tecnologías que faciliten la miniaturización de instrumentos de simulación de visión simultánea y en particular que eliminen la necesidad de usar plataformas desplazadoras motorizadas.

En los últimos años se han desarrollado lentes ajustables, también llamadas lentes de focal variable, que son capaces de cambiar su focal de manera controlada. Recientemente, se han lanzado al mercado nuevas realizaciones de estas lentes ajustables (Kern en patente WO/2012/055049) en las cuales el cambio de focal se produce en respuesta a un impulso eléctrico, y que por tanto pueden ser fácilmente automatizadas y controladas remotamente. Además, estas lentes pueden llegar a funcionar a muy alta velocidad y cumplen el requisito de coste reducido exigido por esta aplicación.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Descripción breve

5

Un simulador de visión simultánea comprende al menos dos canales formadores de imagen, cada uno de los cuales proyecta en la retina de un mismo ojo una imagen componente con distinto grado de desenfoque de un mismo objeto observado, de forma que la superposición de todas las imágenes componentes forma en la retina del

10 ojo una imagen final de visión simultánea. La presente invención se basa en el uso de una lente ajustable de focal variable como parte de un simulador de visión simultánea para cambiar el grado de desenfoque de al menos una de las imágenes componentes. De los dos o más canales formadores de imagen, en el instrumento miniaturizado objeto de esta invención al menos uno de ellos atraviesa la lente ajustable de focal

15 variable, que al cambiar de focal modifica la vergencia del haz de luz que atraviesa dicha lente ajustable.

La Figura 1 proporciona mediante un ejemplo una visualización del resultado que se pretende obtener con los simuladores de visión simultánea. Una primera imagen

20 componente [IC1], resultado de proyectar por medio de un primer canal formador de imagen con una determinada vergencia la imagen de un objeto en la retina del ojo de tal forma que la imagen retiniana está enfocada, se suma a una segunda imagen componente [IC2], resultado de proyectar por medio de un segundo canal formador de imagen con una vergencia diferente la imagen del mismo objeto en la retina del mismo

25 ojo de tal forma que la imagen retiniana está desenfocada, de tal forma que la superposición de ambas imágenes componentes [IC1 e IC2] forma la imagen final de visión simultánea [IFVS]. La imagen final de visión simultánea [IFVS] producida por el simulador de visión simultánea, como se observa en la Figura 1, es una imagen degradada que es equivalente a la imagen proporcionada por las correcciones reales

30 de visión simultánea. Es característico de esta invención que el grado de enfoque de al menos una de las imágenes componentes, y por tanto la vergencia del haz que forma dicha imagen componente, viene dado por la focal de una lente ajustable de focal variable. El uso de una lente ajustable de focal variable hace que el instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea objeto de esta invención se diferencie de

35 acercamientos anteriores de simulación de visión simultánea en los cuales la inducción de cambios de vergencia en los canales estaba basada en el cambio de la distancia relativa entre elementos ópticos y por tanto se elimina la dependencia del uso de

plataformas desplazadoras y motores que introducían importantes incrementos de coste, peso y volumen. Este acercamiento basado en el uso de al menos una lente ajustable facilita por tanto la miniaturización de los instrumentos simuladores de visión simultánea y permite el desarrollo de sistemas de bajo volumen y peso reducido, a un
5 coste comparable a los existentes anteriormente.

Entre las distintas formas de poner en práctica la invención está la implementación de canales ópticos físicamente diferenciados, que se caracteriza porque los canales formadores de imagen son proporcionados al ojo por medio de al menos dos canales
10 ópticos físicamente diferenciados. En esta invención, en al menos uno de los canales formadores de imagen se sitúa una lente ajustable que cambia la vergencia de proyección del haz que lo atraviesa y por tanto del canal formador de imagen correspondiente. A modo de ejemplo, la diferenciación física de los canales ópticos físicamente diferenciados puede ser generada mediante divisores ópticos de haz que
15 dividen cada haz en dos haces diferentes, un haz reflejado y en un haz transmitido.

Adicionalmente, en esta invención se propone un nuevo concepto para la generación de imágenes de visión simultánea, denominado multiplexación de canales temporales, que permite por primera vez la simulación de visión simultánea con perfiles
20 progresivos de potencia. La multiplexación de canales temporales consiste en inducir con la lente ajustable una variación periódica en el tiempo en la vergencia del haz de luz que la atraviesa. Los distintos niveles de vergencia, que se repiten periódicamente, definen distintos canales temporales, siendo cada uno de los canales temporales un canal formador de imagen que proyecta en la retina del ojo una imagen componente
25 del objeto observado con un grado de desenfoque distinto correspondiente a la vergencia del haz. Los canales temporales se multiplexan temporalmente a una frecuencia superior a la frecuencia de fusión del ojo, y la superposición espacio temporal de todas las imágenes componentes forma una imagen final de visión simultánea que es percibida como estática. La multiplexación de canales temporales
30 puede complementar o incluso sustituir la modalidad de descomposición en canales por división de haces ópticos utilizada en patentes anteriores para la simulación de la visión simultánea.

La multiplexación de canales temporales para la simulación de visión simultánea
35 puede ponerse en práctica por medio de distintas soluciones tecnológicas, y el uso de lentes ajustables capaces de inducir rápidos cambios de focal constituye una solución idónea ya que con lentes ajustables se puede inducir visión simultánea sin introducir

pérdidas de energía ni problemas de alineamiento. Además, al no existir en la modalidad de multiplexación de canales temporales por medio de lentes ajustables las limitaciones de espacio físico existentes en la modalidad de canales ópticos físicamente diferenciados, se pueden introducir tantos canales temporales como se
5 deseen, siempre dentro de los límites de velocidad de funcionamiento de la lente, lo que permite simular visión simultánea con distintos perfiles de potencia y en particular perfiles de potencia bifocales, multifocales o progresivos.

Un posible uso del sistema en una clínica de optometría o de oftalmología es la
10 evaluación de candidatos a correcciones multifocales de visión simultánea. Cuando se considera que un paciente en una clínica es candidato a una corrección de visión simultánea, se le puede realizar una prueba visual de tolerancia o aceptación a ese tipo de corrección con el instrumento simulador de visión simultánea objeto de esta invención. También se le pueden realizar pruebas visuales para determinar algún
15 parámetro de la corrección. Estas pruebas pueden ser previas a una cirugía, o a la adaptación de lentes de contacto, y se realizan de forma absolutamente no invasiva, sin tocar el ojo.

Durante la prueba se le pide al paciente que observe a través del instrumento un
20 determinado objeto, que puede ser un optotipo, una carta de visión o cualquier otro objeto. Tras un breve periodo de adaptación, durante el cual el sujeto se acostumbra a la nueva experiencia visual, el examinador realiza un examen visual subjetivo basada en una serie de preguntas y comprobaciones, similar a los de otros exámenes visuales subjetivos. La prueba visual puede estar basada en cuestionarios o puede consistir en
25 experimentos psicofísicos de distinto grado de sofisticación, con el objetivo de evaluar el impacto de la degradación de la imagen en la visión del sujeto, estimar la tolerancia del sujeto al tipo de imágenes que experimenta, o determinar algún tipo de parámetro de la corrección que es óptima para el sujeto.

Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un ejemplo de
30 realización de la invención que contiene el diseño óptico y mecánico de un instrumento miniaturizado de simulador de visión simultánea basado tanto en multiplexación de canales temporales por medio de lente ajustable como en canales ópticos físicamente diferenciados. Se incluye el diseño de los elementos mecánicos de sujeción y
35 alineamiento de los elementos ópticos del instrumento. Las soluciones adoptadas en el diseño mecánico del instrumento, y la disposición de los elementos del ejemplo de

realización de la invención, es esencial para conseguir la miniaturización perseguida en esta invención.

Descripción detallada de la invención

5

Uno de los objetos de esta invención es un instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea que comprende al menos dos canales formadores de imagen, cada uno de los cuales proyecta en la retina de un mismo ojo una imagen componente con distinto grado de desenfoque de un mismo objeto observado, de forma que la superposición de todas las imágenes componentes forma en la retina del ojo una imagen final de visión simultánea, caracterizado porque comprende al menos una lente ajustable de focal variable que al cambiar de focal modifica la vergencia del haz de luz que atraviesa dicha lente ajustable, y porque al menos uno de los canales formadores de imagen atraviesa la lente ajustable de focal variable.

10

En una de las realizaciones de la invención, al menos dos de los canales formadores de imagen son proporcionados al ojo por medio de dos canales ópticos físicamente diferenciados, en al menos uno de los cuales se sitúa una lente ajustable.

15

La Figura 2 muestra esquemáticamente, sin carácter limitativo, un ejemplo explicativo basado en esta solución de canales ópticos físicamente diferenciados, con dos canales ópticos físicamente diferenciados que se generan por medio de un divisor de haz [DH1]. En uno de los canales ópticos se sitúa la lente ajustable [LA], y este canal óptico se considera el canal formador de imagen de visión cercana. El otro canal, que no contiene lente ajustable, se considera el canal formador de imagen de visión lejana.

20

Un segundo divisor de haz [DH2] recombina los canales ópticos que de esta forma se mantienen coincidentes en el tramo entre el objeto y el instrumento simulador de visión simultánea. Ya que las distintas vergencias son introducidas por la lente ajustable en el canal formador de imagen de visión cercana, no es necesario el movimiento de elementos ópticos para inducir adición (desenfoque en las imágenes componentes) aunque conviene mantener la movilidad de los elementos con el fin de compensar los posibles errores refractivos de los pacientes que utilicen el instrumento. Además, el uso de este tipo de soluciones con proyección deja suficiente espacio entre el sistema y el ojo del paciente para que el paciente pudiera llevar sus propias gafas de corrección mientras realiza el experimento, de ser necesario. El astigmatismo puede ser corregido por medio de lentes de prueba. Estos sistemas de proyección facilitan

25

30

35

asimismo que los simuladores de visión simultánea basados en la invención puedan ser utilizados en combinación con un foróptero.

5 El balance de energía entre ambos canales, para proporcionar en la simulación distinto peso a los canales de visión cercana o lejana, puede ser modificado por medio de la relación entre transmitancia y reflectancia en el divisor de haz utilizado, o por medio de filtros neutros que se insertan en uno de los canales.

10 Existe la posibilidad de proporcionar, de forma inmediata y en cualquier momento, la simulación de una corrección monofocal, simplemente bloqueando completamente uno de los canales ópticos físicamente diferenciados. La visión monofocal puede considerarse una condición de referencia durante las pruebas clínicas del instrumento, con la cual se pueden comparar las prestaciones de la visión simultánea y por tanto es importante que sea accesible de forma instantánea.

15 El canal de visión lejana de la realización mostrada en la Figura 2 deja un plano de pupila libre en el que se puede poner una segunda lente ajustable o lentes de prueba, lo que proporciona una mayor versatilidad en la corrección de los errores refractivos del paciente, incluyendo astigmatismo. También se pueden colocar lentes de prueba
20 junto con la lente ajustable, para desplazar el intervalo de potencias que esta puede generar. Además de lentes de prueba, o en su lugar, en los planos de pupila de los distintos canales se pueden introducir pupilas artificiales para segmentar la región pupilar por la que se aplica la corrección de cada canal. Se puede simplemente limitar el diámetro de pupila en la que se aplica tanto la visión lejana como la visión cercana,
25 pero también se le pueden dar otros usos como probar la calidad de imagen proporcionada por la visión simultánea a través de la periferia pupilar o bien aplicar un canal por la zona central de la pupila y otro canal por la zona periférica. Esto se puede llevar a cabo por medio de máscaras de transmisión con distintas segmentaciones o por medio de elementos polarizadores que desvían la luz a través de uno u otro canal
30 siguiendo un determinado patrón pupilar. Los elementos polarizadores pueden ser o bien elementos ópticos pasivos, por ejemplo láminas, filtros o cubos polarizadores, o bien elementos polarizadores activos, como por ejemplo cristales líquidos controlables por ordenador que controlan la polarización en cada punto de un plano. Ya sea por medio de pupilas artificiales u otras máscaras de transmisión, o por medio de
35 elementos polarizadores activos o pasivos, se puede incorporar en el instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea distintos patrones de segmentación pupilar como los de las correcciones oftálmicas existentes en el mercado: adición

central, adición periférica, segmentos bifocales, hemicampos o anillos de potencia alternante.

5 La realización de la invención mostrada en la figura 2 es tan sólo un ejemplo de las múltiples posibilidades de puesta en práctica de la invención por medio de canales ópticos físicamente diferenciados. Por ejemplo, la figura 3 muestra una realización simplificada respecto a la mostrada en la figura 2, en la cual los canales ópticos se mantienen separados en el tramo desde el instrumento al objeto.

10 Otro objeto de esta invención es un instrumento simulador de visión simultánea basado en la multiplexación de canales temporales. En la modalidad de multiplexación de canales temporales se pueden simular distintas correcciones oftálmicas de visión simultánea, en función del histograma temporal de focales utilizadas. En la figura 4 se ilustran tanto los perfiles periódicos de niveles de potencia óptica que la lente recorre
15 ([1] y [2]), como los histogramas correspondientes de energía integrada en el tiempo para cada potencia óptica [3 y 4], que ilustra la energía que percibe el observador correspondiente a cada potencia óptica. Utilizando únicamente dos niveles de potencia entre los cuales alterna en el tiempo la lente ajustable a gran velocidad [1], se pueden simular soluciones bifocales con dos picos en el histograma de energía para cada
20 potencia óptica [3]. Barriando un conjunto discreto de potencias se pueden simular soluciones multifocales, por ejemplo al barrer en el tiempo tres niveles de potencia [2] se simulan soluciones trifocales [4]. Y recorriendo un determinado perfil temporal con una variación continua de potencia entre un máximo y un mínimo, se simula sin dificultad adicional cualquier perfil progresivo de potencia a través de foco y se supera
25 por primera vez la limitación, existente con anterioridad a esta invención, de utilizar un número reducido de canales.

Es de destacar que esta modalidad de multiplexación de canales temporales es posible sólo cuando es posible el cambio de potencias a gran velocidad, como sucede
30 con el uso de una lente ajustable de alta velocidad. La lente ajustable proporciona a lo largo del tiempo distintas potencias, pero lo hace tan rápido que el ojo no es capaz de discriminar esas diferencias temporales y funde (recombina) todas las imágenes componentes en una única imagen final de visión simultánea.

35 El canal físico que da soporte a esta multiplexación de canales temporales con lente ajustable es siempre el mismo, el canal físico en el que se encuentra la propia lente

ajustable, y los canales temporales vienen dados por las potencias que la lente ajustable adopta en su barrido periódico de potencias.

5 La multiplexación temporal permite cambiar fácilmente el balance de energía entre canales, simplemente cambiando el balance entre los tiempos asignados a cada canal temporal. En el ejemplo de multiplexación temporal de la figura 4, la lente bifocal tiene un reparto equitativo de energía entre potencias ópticas [3] debido a que la lente pasa una cantidad de tiempo similar en ambos niveles de potencia óptica [1]. Sin embargo
10 en el ejemplo de la lente trifocal, el reparto desigual de tiempos entre los tres niveles de potencia óptica [2] proporciona un desequilibrio en el balance de energías entre las distintas potencias ópticas [4].

La simulación de una lente monofocal en la modalidad de multiplexación temporal se consigue sin pérdidas de energía, simplemente deteniendo la lente ajustable.

15 En la opción de multiplexación temporal, el error esférico del paciente, es decir su miopía o hipermetropía, se puede corregir desplazando el perfil de potencia óptica de la lente ajustable hasta que ésta proporcione al paciente un perfil de potencia óptica adecuado, correspondiente a las distancias de visión cercana y lejana del paciente.

20 Aunque las realizaciones mostradas en las Figuras 2 y 3 están basadas en la modalidad de canales ópticos físicamente diferenciados, adicionalmente pueden funcionar en la modalidad de multiplexación de canales temporales, basado en el barrido de potencias de la lente ajustable a alta velocidad. De esta manera el canal de
25 visión cercana se convierte en un canal multifocal, o progresivo, manteniéndose la componente de imagen nítida en el canal de visión lejana.

También son posibles realizaciones de la invención basadas exclusivamente en la modalidad de multiplexación de canales temporales, sobre la base física de un único
30 canal óptico. La Figura 5 muestra una realización de este tipo. No se utilizan divisores de haz y la lente ajustable, que es proyectada directamente sobre la pupila del ojo, representa el único mecanismo para generar las imágenes componentes. La lente ajustable, por tanto, debe batir tanto las potencias ópticas correspondientes a distancia de visión cercana como las potencias ópticas correspondientes a visión lejana para
35 inducir en el paciente la experiencia visual de visión simultánea. Por ello es necesario que el elemento fundamental, la lente ajustable [LA], cumpla unas exigentes especificaciones en cuanto a velocidad de funcionamiento e intervalo de potencias.

Además, durante su uso en este modo de multiplexación temporal la lente ajustable [LA] está sometida a rápidos cambios que se suceden a enorme velocidad y que pueden generar inercias y desgastes que podrían llegar a comprometer la calidad de imagen.

5

La modalidad de multiplexación temporal también es teóricamente accesible sin lentes ajustables. Un acercamiento alternativo al uso de lentes ajustables es la multiplexación temporal mediante el uso de uno o más espejos oscilantes, que pueden ser oscilantes en posición axial (como los espejos piezoeléctricos) o en inclinación (como los espejos galvanométricos). Con los acercamientos alternativos los cambios de vergencia se consiguen, en lugar de mediante el cambio de focal, por medio de la variación del camino óptico dentro de un canal o a través de la alternancia entre canales físicamente diferenciados, a alta velocidad.

10

15 Si bien el instrumento está diseñado para la evaluación de la calidad visual proporcionada en la observación de objetos a distancias lejanas, también se puede usar para la observación de objetos a distancias intermedias y cercanas simplemente reajustando la potencia de proyección, aunque hay que tener en cuenta que la distancia efectiva de observación es la distancia desde la lente ajustable al instrumento, y no la distancia desde el ojo al objeto. Por ejemplo, la evaluación de la calidad de imagen de un texto a “distancia de lectura” se debe realizar colocando el texto a una distancia de lectura del plano en el que se coloca la lente ajustable, que en la práctica se puede aproximar por el plano de la ventana de cierre del instrumento, en el caso de que exista.

20

25

Se puede construir un instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea binocular a partir de dos sistemas monoculares componentes que se fijan solidariamente por medio de una pieza mecánica ensambladora. Preferiblemente, esta pieza mecánica ensambladora permite ajustar la separación entre los sistemas monoculares componentes para adaptarse a la distancia interpupilar del paciente.

30

Al instrumento se le pueden dar distintos usos. En primer lugar se puede utilizar para la detección de aquellos pacientes con presbicia que no son buenos candidatos para utilizar correcciones oftálmicas de visión simultánea porque no toleran la degradación de la imagen. También se puede utilizar el instrumento como una herramienta con la cual proporcionar formación al paciente y dar soporte a las explicaciones del contactólogo u oftalmólogo sobre visión simultánea, lo que favorecerá la toma de

35

decisiones informada por parte del paciente sobre los parámetros de la corrección oftálmica a adoptar, por ejemplo la adición. El paciente también podrá utilizar el sistema para entrenamiento previo, no invasivo, de la experiencia visual de visión simultánea. El sistema se puede utilizar en investigación, diseño y testeo de nuevas correcciones oftálmicas multifocales.

El instrumento puede usarse en combinación con otras pruebas visuales (como por ejemplo agudeza visual o sensibilidad al contraste) o procedimientos psicofísicos más sofisticados, o en combinación con encuestas o cuestionarios.

El instrumento también puede ser utilizado en combinación con otros instrumentos como por ejemplo un foróptero. El instrumento también puede ser utilizado como foróptero en sí mismo. Gracias a la capacidad de la lente ajustable, a través de la cual mira el observador, de cambiar su focal, el instrumento puede utilizarse para proporcionar sucesivamente al observador correcciones de distintas potencias y evaluar su preferencia subjetiva.

El instrumento puede ser utilizado en combinación con un ordenador que genera pruebas de psicofísica visual con las que se evalúan las prestaciones del paciente con visión simultánea, así como su grado de satisfacción. El sistema simulador de visión simultánea y el ordenador pueden estar conectados por cable o inalámbricamente, o no conectados en absoluto.

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Figura 1. Visualización del resultado que se pretende obtener con los simuladores de visión simultánea, por medio de un ejemplo. Una primera imagen componente [IC1], resultado de proyectar la imagen de un objeto por medio de un primer canal formador de imagen con una determinada vergencia a la retina del ojo de tal forma que la imagen retiniana está enfocada, se suma a una segunda imagen componente [IC2], resultado de proyectar la imagen del mismo objeto por medio de un segundo canal formador de imagen con una vergencia diferente a la retina del mismo ojo de tal forma que la imagen retiniana está desenfocada, de tal forma que la superposición de ambas imágenes componentes [IC1 e IC2] forma la imagen final de visión simultánea [IFVS].

Figura 2.- Dispositivo de la invención con dos canales ópticos físicamente diferenciados. El haz procedente del objeto se divide por medio de un divisor de haz [DH2] en dos canales ópticos físicamente diferenciados. Uno de los canales contiene la lente ajustable [LA] y se considera el canal de visión cercana. El otro canal, que no
5 contiene lente ajustable, se considera canal de visión lejana. Dos espejos, uno en cada canal [E2 y E1], hacen coincidir los haces en un divisor de haz [DH1] donde se recombinan en un único haz óptico que atraviesa una pareja de lentes de proyección [L1 y L2], que proyectan la lente ajustable [LA] sobre la pupila del ojo [O] del paciente. Para compensar el hecho de que el sistema proyector invierte la imagen en dos ejes,
10 entre la primera lente [L1] y la segunda lente [L2] se sitúa un grupo de espejos inversor [GEI] que invierte la imagen tanto en vertical como en horizontal, a la vez que hace el sistema más compacto.

Figura 3.- Dispositivo de la invención en la cual los canales ópticos se mantienen separados en el tramo desde objeto al instrumento, y sin grupo de elementos inversor. La primera lente [L1] y la segunda lente [L2] proyectan la lente ajustable [LA] sobre la pupila del ojo [O]. El divisor de haz [DH1] genera dos canales ópticos físicamente diferenciados, y el espejo [E1] hace que ambos canales sean colineales y apunten al mismo objeto. Los canales ópticos físicamente diferenciados
15 se mantienen separados en el tramo desde el objeto al instrumento.

Figura 4.- Ilustración del funcionamiento de la invención en modo de multiplexación de canales temporales. Se ilustran tanto los perfiles periódicos de niveles de potencia óptica que la lente recorre ([1] y [2]), como los histogramas correspondientes de energía integrada en el tiempo para cada potencia óptica [3 y 4],
25 que ilustra la energía que percibe el observador correspondiente a cada potencia óptica. Utilizando únicamente dos niveles de potencia entre los cuales alterna en el tiempo la lente ajustable a gran velocidad [1], se pueden simular soluciones bifocales con dos picos en el histograma de energía para cada potencia óptica [3]. Barriando un conjunto discreto de potencias se pueden simular soluciones multifocales, por ejemplo
30 al barrer en el tiempo tres niveles de potencia [2] se simulan soluciones trifocales [4]. Y recorriendo un determinado perfil temporal con una variación continua de potencia entre un máximo y un mínimo, se simula sin dificultad adicional cualquier perfil progresivo de potencia a través de foco y se supera por primera vez la limitación,
35 existente con anterioridad a esta invención, de utilizar un número reducido de canales.

Figura 5.- Dispositivo de la invención basado exclusivamente en la modalidad de multiplexación de canales temporales, sobre la base física de un único canal óptico y en una lente ajustable. La lente ajustable (LA) es directamente proyectada por las lentes de proyección [L1 y L2] sobre la pupila del ojo [O] del sujeto.

5

Figura 6.- Dispositivo de la invención que representa la máxima simplicidad de la solución basada en la modalidad de multiplexación de canales temporales con lente ajustable. La lente ajustable [LA] se sitúa inmediatamente delante del ojo [O] a modo de lente oftálmica, lente de prueba o foróptero, y sin uso de sistemas de proyección.

10

Figura 7.- Dispositivo de la invención con dos canales ópticos físicamente diferenciados, según la Figura 2, en el que se muestran con un mayor grado de detalle los principales elementos del diseño. El sistema proyector, con la primera lente [L1], el grupo de espejos inversor [GEI] y la segunda lente [L2] (que no se muestra en el dibujo, pero que está a continuación del grupo de espejos inversor [GEI]) se agrupan en un bloque ocular [BO], que además contiene una anteojera [AO]. Se muestra también la posición que ocupan en el canal de visión lejana las lentes de prueba [LP], que constituyen un mecanismo adicional para la compensación de errores refractivos, incluyendo astigmatismo, y para las cuales el sistema dispone de un soporte específico. Se muestran, además, los componentes optomecánicos de sujeción y posicionamiento de los elementos ópticos [DH2 y E2] más importantes para el alineamiento entre canales. El sistema contiene una ventana de cierre [VC] de vidrio.

15

20

25

Figura 8.- Dispositivo de la invención con dos canales ópticos físicamente diferenciados, según las Figuras 2 y 7, con un mayor grado de detalle. Se muestran dos vistas complementarias de un único sistema monocular, con una carcasa inferior sobre la que se apoyan todos los elementos que constituyen el sistema. Se muestran las piezas de soporte o de acoplamiento entre los elementos ópticos y la carcasa. El sistema de soporte para las lentes de prueba ocupa la parte central del instrumento y consiste en una rueda giratoria [R] gracias a la cual se puede regular el ángulo de la lente correctora de astigmatismo. El bloque ocular también dispone de una marca [M] y una escala, que indican las dioptrías de error refractivo esférico que se compensan en el paciente.

30

35

EJEMPLO DE REALIZACIÓN DE LA INVENCION

Como caso práctico de realización de la invención, y sin carácter limitativo de la misma, se describen a continuación varios ejemplos de realización del instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea, que implementan de forma simple los principales conceptos objeto de esta invención.

En todos los ejemplos se utiliza una lente ajustable capaz de cambiar a una elevada velocidad la curvatura de una de sus caras de material polimérico en respuesta a una corriente eléctrica aplicada. Tiene una apertura óptica de 10 mm y es capaz de recorrer un intervalo de potencias ópticas de más de 10 dioptrías. La lente ajustable tiene un coeficiente de transmisión elevado en el espectro visible y proporciona una elevada calidad de imagen en relación con la óptica del ojo, ya que tiene aberraciones reducidas, tanto cromáticas como geométricas. La lente ajustable muestra una alta repetitividad en términos de potencia frente a corriente aplicada.

Ejemplo 1

En la figura 2 se muestra un ejemplo de realización de la invención basado en el uso de una lente ajustable [LA] en un simulador de visión simultánea funcionando en modalidad de canales ópticos físicamente diferenciados que adicionalmente puede funcionar en modalidad de multiplexación temporal. El haz procedente del objeto se divide por medio de un divisor de haz [DH2] en dos canales ópticos físicamente diferenciados. Uno de los canales contiene la lente ajustable [LA] y se considera el canal de visión cercana. El otro canal, que no contiene lente ajustable, se considera canal de visión lejana. Un espejo en cada canal [E2 y E1] hacen coincidir los haces en un divisor de haz [DH1] donde se recombinan en un único haz óptico que atraviesa una pareja de lentes de proyección [L1 y L2], en una configuración similar a la de un sistema de Badal, que proyectan la lente ajustable [LA] sobre la pupila del ojo [O] del paciente. La lente primera lente [L1] está colocada a una focal de distancia de la lente ajustable [LA], y la segunda lente [L2], que idéntica a la primera, está colocada a dos focales de distancia de la primera lente [L1]. La pupila del ojo [O] está colocada a una focal de distancia de la segunda lente [L2]. Las distancias referidas se miden a lo largo del eje óptico. Con esta configuración se consigue de manera exacta que el canal de visión cercana mantenga sus aumentos, aunque adopte distintas vergencias a medida que la lente ajustable va cambiando su focal. En el plano imagen, las imágenes

proyectadas por el canal de visión cercana tienen todas el mismo tamaño, aunque su grado de emborronamiento debido a desenfoque cambia con la vergencia inducida por la lente ajustable.

- 5 Para compensar el hecho de que el sistema proyector invierte la imagen en dos ejes, entre la primera lente [L1] y la segunda lente [L2] se sitúa un grupo de espejos inversor [GEI] que invierte la imagen tanto en vertical como en horizontal, a la vez que hace el sistema más compacto, manteniendo la distancia entre las lentes de proyección [L1 y L2] (a lo largo del eje óptico). El grupo de espejos inversor (GEI) [GEI] utilizado en esta
10 realización de la invención es conceptualmente similar a la pareja de prismas de Porro utilizada en telescopios prismáticos de observación terrestre, aunque implementado con espejos en lugar de prismas para reducir peso y efectos cromáticos.

- En una evolución del mismo ejemplo, la Figura 7 muestra los principales elementos del
15 mencionado instrumento miniaturizado, basado en la realización mostrada en la Figura 2. La figura describe un único sistema monocular, pero se muestran dos vistas complementarias desde distintos ángulos. El sistema proyector, con la primera lente [L1], el grupo de espejos inversor [GEI] y la segunda lente [L2] (que no se muestra en el dibujo, pero que está a continuación del grupo de espejos inversor [GEI]) se
20 agrupan en un bloque ocular [BO], que además contiene una anteojera [AO]. El bloque ocular proporciona un ensamblaje muy robusto y estable, especialmente frente a desalineamientos, de los cuatro espejos y dos lentes que contiene. La anteojera [AO] proporciona un uso intuitivo del sistema, ayudando al paciente a colocar el ojo en el plano en la que la lente ajustable es proyectada, a una focal de distancia de la
25 segunda lente [L2] de proyección, que es el último elemento óptico del sistema. El bloque ocular [BO] está diseñado de tal forma que puede cambiarse la distancia entre la primera lente de proyección [L1] y la segunda lente de proyección [L2], manteniendo la distancia entre la segunda lente [L2] del sistema de proyección y la anteojera [AO] y manteniendo el alineamiento entre todos los elementos. De esta forma se consigue
30 que las lentes de proyección [L1 y L2] actúen como un sistema de Badal que afecta a los dos canales, el canal de visión cercana y el canal de visión lejana, y que puede usarse para compensar el error refractivo del paciente.

- Como alternativa al GEI de este ejemplo basado en el uso de espejos, existen otras
35 muchas soluciones para la inversión de la imagen en dos ejes, la mayoría de ellas utilizando prismas, que podrían utilizarse en otras realizaciones de la invención.

En la realización mostrada en la Figura 7 el tamaño de los espejos y divisores de haz de todo el sistema están adaptados al tamaño del haz que los atraviesa, considerando el rango de potencias de la lente ajustable, que va desde -2 a + 5 dioptrías, y el campo de visión, de 20 grados.

5

En la figura 7 se muestra también la posición que ocupan en el canal de visión lejana las lentes de prueba [LP], que constituyen un mecanismo adicional para la compensación de errores refractivos, incluyendo astigmatismo, y para las cuales el sistema dispone de un soporte específico. Se muestran, además, los componentes optomecánicos de sujeción y posicionamiento de los elementos ópticos [DH2 y E2] más importantes para el alineamiento entre canales. Estas bases han sido diseñadas con el fin de posibilitar y garantizar el alineamiento de forma robusta, precisa y simple. El sistema contiene una ventana de cierre [VC] de vidrio, para proteger el divisor de haz más cercano al objeto y mantener la limpieza de su superficie y la posición que garantiza el alineamiento entre canales. Se muestra también el conector que proporciona la alimentación de la lente ajustable [LA], que es un conector eléctrico estándar situado sobre un circuito integrado simple.

La Figura 8 muestra un nivel de detalle más avanzado del mismo ejemplo de realización de la invención, de nuevo en dos vistas complementarias de un único sistema monocular. Se muestra la carcasa inferior sobre la que se apoyan todos los elementos que constituyen el sistema. Para todos estos elementos, que han sido detallados anteriormente, se muestran todas las piezas de soporte o de acoplamiento con la carcasa. El sistema de soporte para las lentes de prueba ocupa la parte central del instrumento y consiste en una rueda giratoria [R] gracias a la cual se puede regular el ángulo de la lente correctora de astigmatismo. La rueda giratoria [R] dispone de una marca que indica la posición angular en la que se debe colocar la lente de prueba, y una escala angular que indica el ángulo del astigmatismo inducido al paciente.

El bloque ocular también dispone de una marca [M] y una escala, visible en la Figura 8, que indican las dioptrías de error refractivo esférico que se compensan en el paciente, hasta 10 dioptrías de miopía o hipermetropía, por medio del cambio en la distancia entre las lentes de proyección [L1 y L2]. Aunque no es visible en la figura, el sistema dispone en su parte inferior de un inserto que proporciona una rosca estándar para sujeción a trípodes.

Este ejemplo particular de realización de la invención utiliza unas tolerancias de fabricación de 0.05 mm, con lo que se consigue una precisión suficiente en el alineamiento de los elementos, y tiene una cavidad interior con acabado negro mate para reducir el impacto de los reflejos que inevitablemente se producen en los elementos ópticos. El sistema mide 280x83x75 mm, pesa menos de 400 gramos, y tiene un coste reducido.

Ejemplo 2

La figura 3 muestra una realización simplificada de la invención, en la cual los canales ópticos se mantienen separados desde el instrumento al objeto, y que no dispone de grupo de elementos inversor. La ventaja principal de esta realización simplificada respecto a la que se muestra en la figura 2 es la disminución de peso, volumen y coste. Como desventajas, la imagen del objeto está invertida, y puede estar sometido a paralaje en la observación de objetos cercanos, al no coincidir en el espacio objeto los ejes ópticos del canal de visión cercana y lejana.

Ejemplo 3

En la figura 5 se muestra un ejemplo de realización de la invención en el cual se utiliza exclusivamente la modalidad de multiplexación de canales temporales, sobre la base física de un único canal óptico. La lente ajustable, al batir periódicamente dos niveles de potencia óptica correspondientes a distancia de visión cercana y distancia de visión lejana, genera dos canales temporales que proyectan dos imágenes componentes de distintos grado de enfoque y que al superponerse temporalmente a una frecuencia más alta que la frecuencia de fusión del sistema visual humano generan la percepción de una única imagen de visión simultánea.

Como la lente ajustable (LA) es directamente proyectada por las lentes de proyección [L1 y L2] sobre la pupila del ojo [O] del sujeto, se consigue que todos los canales formadores de imagen (que son temporales en este caso) tengan los mismos aumentos independientemente de la focal que adopte la lente ajustable y de la vergencia del haz y por tanto todas las imágenes componentes tienen el mismo tamaño. La inversión de la imagen puede conseguirse por medio de un grupo de elementos inversores, que no se muestra en la Figura 5.

Ejemplo 4

En la figura 6 muestra otro ejemplo de realización de la invención, que representa la máxima simplicidad de la solución basada en la modalidad de multiplexación de canales temporales con lente ajustable. En esta realización la lente ajustable [LA] se sitúa inmediatamente delante del ojo [O] a modo de lente oftálmica, lente de prueba o foróptero, y sin uso de sistemas de proyección. Esta configuración permite simular correcciones de visión simultánea de tipo bifocal, multifocal o progresivo, reduciendo volumen, el peso y coste. Sin embargo la ausencia de lentes proyectoras implica que las distintas potencias provocan distintos aumentos en los distintos canales temporales y por tanto distintos tamaños de las imágenes componentes correspondientes. Además, se dispone de menor versatilidad para la corrección del error refractivo del paciente.

15

REIVINDICACIONES

1.- Instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea que comprende al menos
5 dos canales formadores de imagen, cada uno de los cuales proyecta en la retina de un mismo ojo una imagen componente con distinto grado de desenfoque de un mismo objeto observado, de forma que la superposición de todas las imágenes componentes forma en la retina del ojo una imagen final de visión simultánea, caracterizado por que:

- 10
- i) comprende al menos una lente ajustable de focal variable que al cambiar de focal modifica la vergencia del haz de luz que atraviesa dicha lente ajustable, y
 - ii) por que al menos uno de los canales formadores de imagen atraviesa la lente ajustable de focal variable.

2.- Instrumento según la reivindicación 1 caracterizado por que al menos dos de los
15 canales formadores de imagen son proporcionados al ojo por medio de dos canales ópticos físicamente diferenciados, y en al menos uno de los cuales se sitúa una lente ajustable.

- 3.- Instrumento según la reivindicación 1 caracterizado por que
- 20
- i) al menos una de las lentes ajustables de focal variable induce una variación periódica en el tiempo en la vergencia del haz de luz que la atraviesa,
 - ii) porque los distintos valores periódicos de vergencia definen distintos canales temporales, siendo cada uno de los canales temporales un canal formador de imagen que proyecta en la retina del ojo una imagen componente del objeto observado con un grado de desenfoque distinto correspondiente a la vergencia del haz,

25

 - iii) porque los canales temporales se multiplexan temporalmente a una frecuencia superior a la frecuencia de fusión del ojo, y
 - iv) porque la superposición espacio temporal de todas las imágenes componentes
30 forma una imagen final de visión simultánea que es percibida como estática.

4.- Instrumento según las reivindicaciones anteriores caracterizado por que comprende:

- 35
- i) al menos dos canales ópticos físicamente diferenciados y al menos dos canales temporales, y
 - ii) porque todas las imágenes componentes proyectadas en la retina por los distintos canales formadores de imagen procedentes de distintos canales

temporales y de distintos canales ópticos físicamente diferenciados se superponen espacio-temporalmente en la retina para formar una imagen final de visión simultánea que es percibida como estática.

5 5.- Instrumento según las reivindicaciones anteriores caracterizado por que simula un determinado patrón de potencias a través de foco, seleccionado entre bifocal, multifocal y progresivo.

10 6.- Instrumento según las reivindicaciones anteriores caracterizado por que la lente ajustable de focal variable se sitúa inmediatamente delante del ojo a modo de lente oftálmica y sin utilizar sistema óptico de proyección y porque la lente ajustable de focal variable induce distintos canales temporales que se multiplexan temporalmente a una frecuencia superior a la frecuencia de fusión del ojo.

15 7.- Instrumento según las reivindicaciones anteriores caracterizado por que la lente ajustable de focal variable es proyectada ópticamente sobre el plano de la pupila del ojo por medio de un sistema óptico de proyección.

20 8.- Instrumento binocular caracterizado por que comprende dos instrumentos según reivindicaciones anteriores, fijados solidariamente, cada uno de los cuales corresponde a uno de los ojos de un paciente.

25 9.- Instrumento según reivindicaciones anteriores caracterizado por que comprende componentes ópticos seleccionados entre elementos ópticos activos, elementos ópticos pasivos, lentes de prueba, pupilas artificiales, forópteros, oculares, máscaras de transmisión, láminas de fase, filtros de transmisión, filtros polarizadores, espejos deformables, moduladores espaciales de luz, fuentes de luz, pantallas, detectores, y otros.

30 10.- Uso del instrumento según reivindicaciones anteriores en combinación con gafas, lentes de contacto, lentes intraoculares, cirugía refractiva u otras correcciones oftálmicas o quirúrgicas.

35 11.- Uso del instrumento según reivindicaciones 1 a la 9 como foróptero.

12.- Uso del instrumento según reivindicaciones 1 a la 9 en combinación con pruebas visuales o psicofísicas.

13.- Uso del instrumento según reivindicaciones 1 a la 9 para evaluar la tolerancia de pacientes a correcciones de visión simultánea o para el entrenamiento del paciente previo a la implantación de correcciones de visión simultánea.

5

14.- Uso del instrumento según reivindicaciones 1 a la 9 para determinar o seleccionar los parámetros de una corrección de visión simultánea en el momento del diseño de la misma o durante la prescripción o selección de la corrección más adecuada para un determinado paciente o para un grupo de pacientes.

10

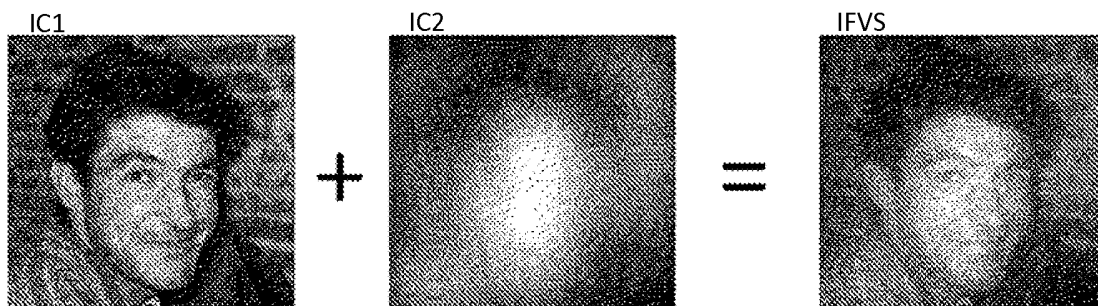


Figura 1

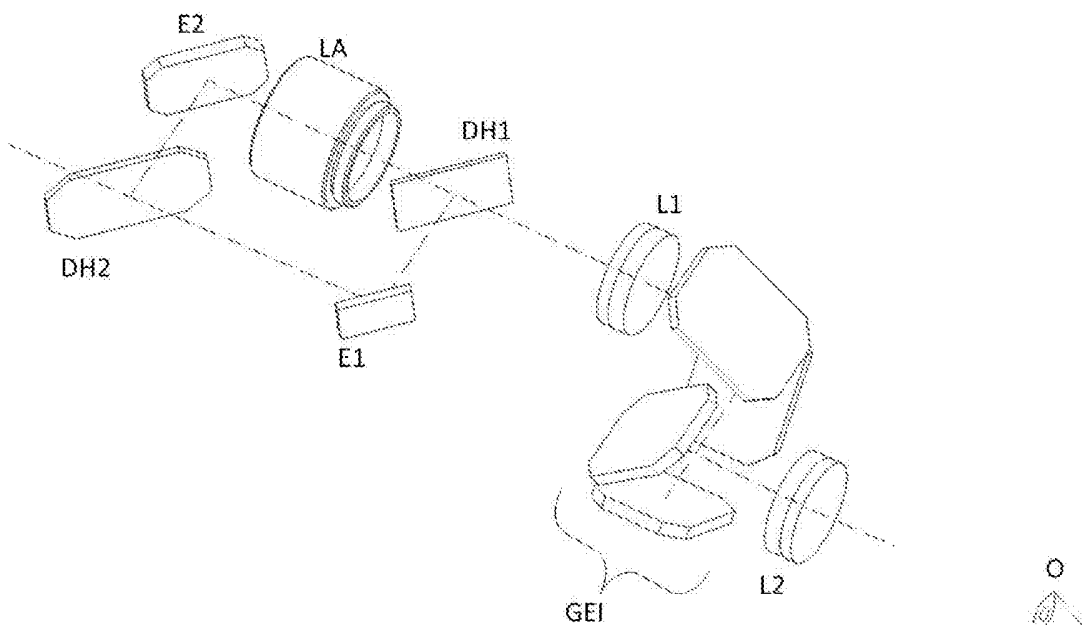


Figura 2

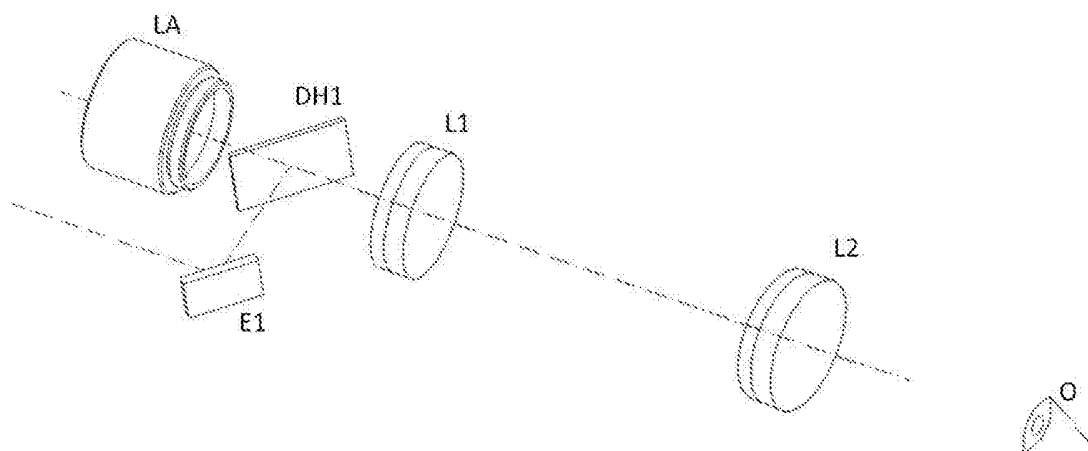


Figura 3

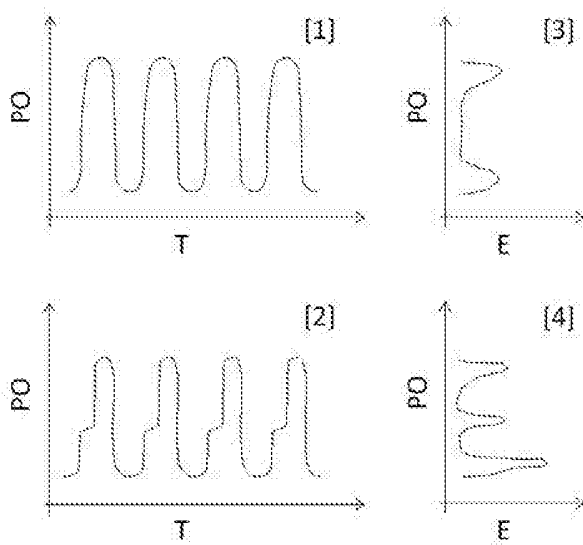


Figura 4

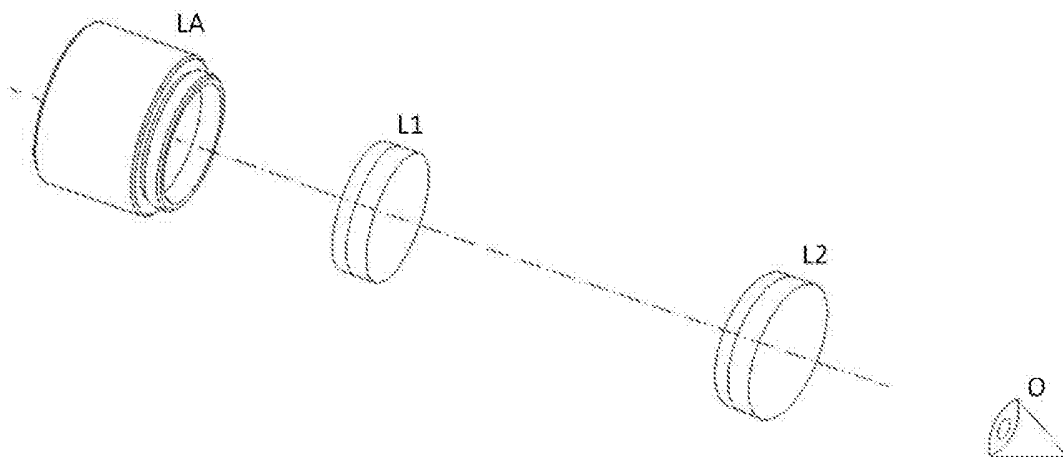


Figura 5

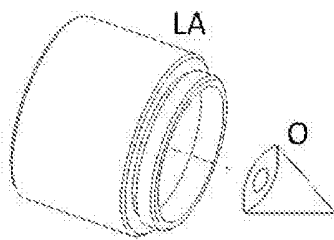


Figura 6

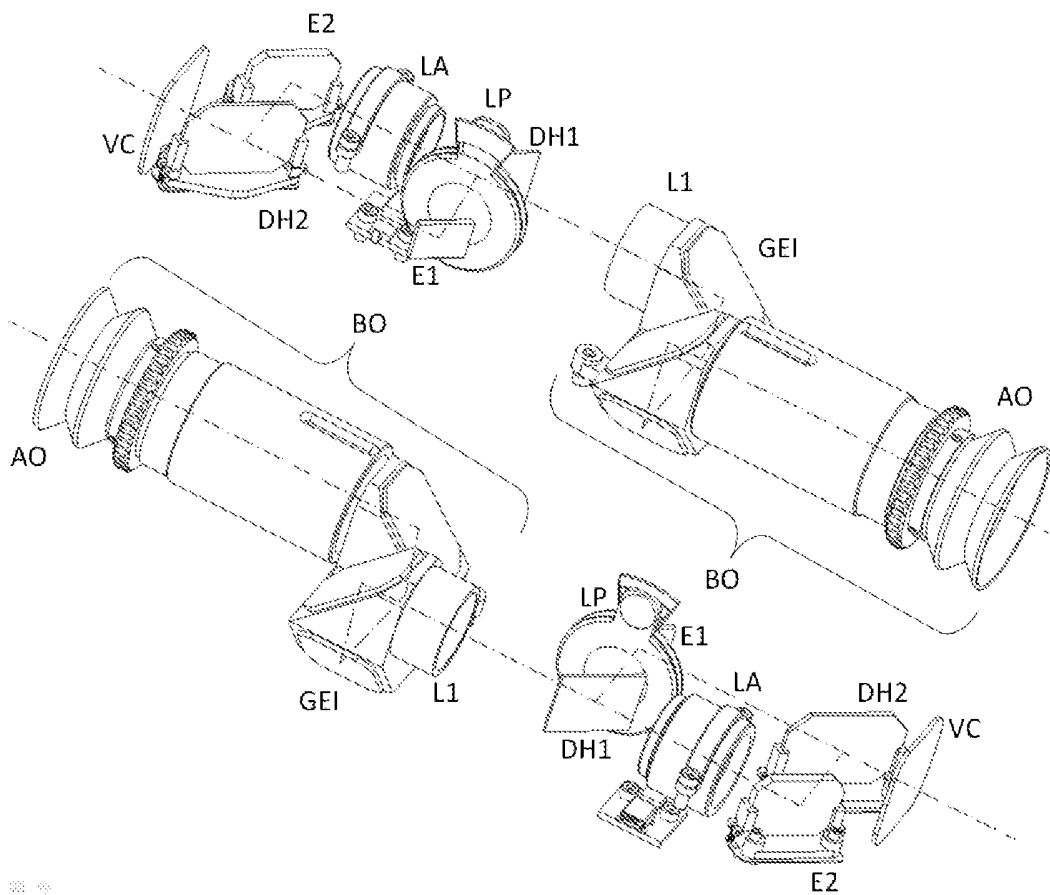


Figura 7

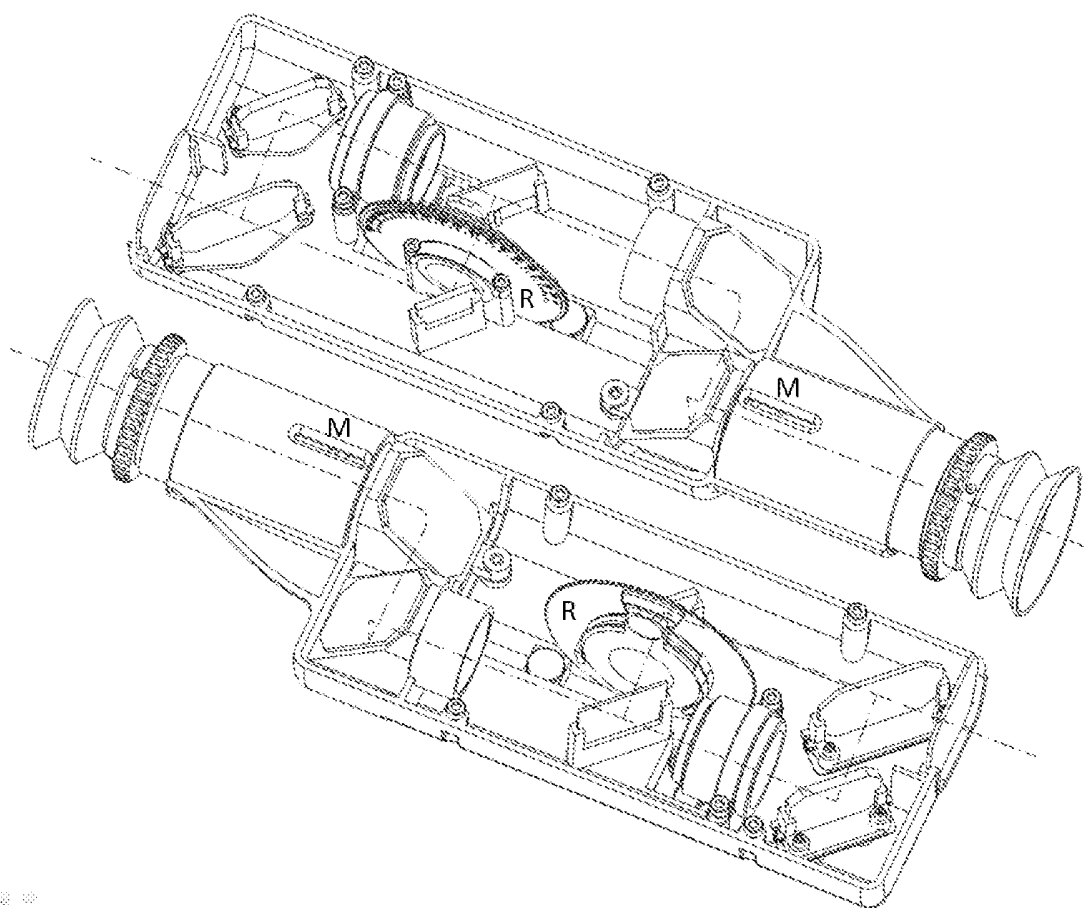


Figura 8