

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 856 188**

51 Int. Cl.:

A61B 3/028 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

G02B 27/02 (2006.01)

G02B 27/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.09.2014 PCT/ES2014/070725**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.04.2015 WO15049402**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.09.2014 E 14850541 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.12.2020 EP 3053512**

54 Título: **Instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea**

30 Prioridad:

01.10.2013 ES 201331436

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

27.09.2021

73 Titular/es:

**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:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 856 188 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 miniaturizado simulador de visión simultánea

5 **Campo de la técnica**

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.

10 **Estado de la técnica**

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 y hace que la totalidad de la población a partir de los 55 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.

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 simultánea. Las correcciones basadas en visión simultánea superponen sobre la retina dos o más imágenes parciales para formar la imagen final. Una de las imágenes parciales corresponde a una distancia de observación de visión lejana y otra imagen parcial corresponde a una distancia de observación de visión cercana. Al incremento de potencia óptica necesario para enfocar a la distancia de visión cercana (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, superpuesto sobre otro u otros componentes desenfocados, fuera de foco, que producen una 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 láser. Estas soluciones tienen ventajas estéticas con respecto a las gafas, ya que apenas se aprecian desde el exterior y, además, son muy cómodas para el usuario.

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 uso que el paciente hace de su sistema de acomodación y, basándose en ello, con la prescripción de lentes de visión simultánea a población infantil se pretende evitar la aparición de la miopía o frenar su progresión.

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 solo se identifican aquellos pacientes intolerantes a las soluciones de visión simultánea al final del proceso, cuando 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 el quirófano.

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 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 láser en cirugía refractiva corneal o efectos de cicatrización en técnicas quirúrgicas. Este es un enfoque idóneo para anticipar, con anterioridad al uso de correcciones reales de visión simultánea, los problemas 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 parciales 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 parciales, idealmente todas en la misma posición en la retina y del mismo tamaño. La simulación puede realizarse digitalmente, con imágenes parciales 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 la generación de los mismos aumentos.

Los enfoques seguidos hasta la actualidad para la simulación de correcciones de visión simultánea por métodos ópticos (Jones y Buch en las patentes de EE. UU. 7.131.727 y 7.455.403; Dorronsoro y Marcos en el documento 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 del documento 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 normalmente 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 parciales.

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 se multiplicaría tanto el coste, como el peso y volumen del instrumento. Pero la simulación de correcciones ópticas progresivas está fuera del alcance de este enfoque basado en canales ópticos físicamente diferenciados, ya que exigiría el uso de innumerables canales, con una variación continua de desenfoques.

El artículo de Randall Marks et al., titulado "*Adjustable adaptive compact fluidic phoropter with no mechanical translation of lenses*", publicado en Optics Letters, vol. 35, n.º 5, página 739 en marzo de 2010, muestra un foróptero óptico compacto que consiste en lentes astigmáticas y de desenfoque ajustables, en donde las lentes están controladas fluidicamente y permiten corregir un error refractivo arbitrario sin mover mecánicamente las lentes. El documento US2013070204 A1 divulga un sistema y método para la corrección refractiva en las pruebas de campo visual. El documento WO2013126410 A1 muestra un sistema para la prescripción oftálmica correctiva de noche y de día.

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 solo 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 el documento 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 una velocidad muy alta y cumplen el requisito de coste reducido exigido por esta aplicación.

Descripción de la invención**Descripción breve**

5 La presente invención proporciona un instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea como el definido en la reivindicación 1. Las reivindicaciones dependientes definen las realizaciones preferidas. La presente invención se refiere al uso del instrumento de la invención tal y como se define en las reivindicaciones 9-11.

10 Los aspectos, realizaciones, métodos, usos o ejemplos de la presente divulgación que no entran en el alcance de las reivindicaciones adjuntas no forman parte de la presente invención.

15 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 parcial con distinto grado de desenfoque de un mismo objeto observado, de forma que la superposición de todas las imágenes parciales forma en la retina del 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 parciales. 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 variable, que al cambiar de focal modifica la vergencia del haz de luz que atraviesa dicha lente ajustable.

20 En un ejemplo del resultado que se pretende obtener con el simulador de visión simultánea, una primera imagen parcial, que resulta de proyectar por medio de un primer canal formador de imagen y 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 parcial, 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 ojo, de modo que la imagen retiniana está desenfocada, de tal forma que la superposición de ambas imágenes parciales forma la imagen final de visión simultánea. La imagen final de visión simultánea producida por el simulador de visión simultánea es una imagen degradada que es equivalente a la imagen proporcionada por las correcciones reales de visión simultánea. Es característico de esta invención que el grado de enfoque de al menos una de las imágenes parciales y, por tanto, la vergencia del haz que forma dicha imagen parcial, viene dado 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 los enfoques 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 enfoque 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 coste comparable a los existentes anteriormente.

40 Entre las distintas formas de poner en práctica la invención está la implementación de canales ópticos físicamente diferenciados, en donde los canales formadores de imagen son proporcionados al ojo por medio de al menos dos canales 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 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 generarse mediante divisores ópticos de haz que dividen cada haz en dos haces diferentes, un haz reflejado y en un haz transmitido.

45 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 progresivos de potencia. La multiplexación de canales temporales consiste en inducir con la lente ajustable una variación periódica 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 una imagen parcial 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 parciales forma una imagen final de visión simultánea que es percibida como estática. La multiplexación de canales temporales 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.

60 La multiplexación de canales temporales para la simulación de visión simultánea 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 existentes en los canales ópticos físicamente diferenciados, se pueden introducir tantos canales temporales como se 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.

65 Un posible uso del sistema en una clínica de optometría o de oftalmología es la 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 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.

5 Durante la prueba se le pide al paciente que observe a través del instrumento un determinado objeto, que puede ser una tabla optométrica 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 en función de 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 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.

15 Un objetivo adicional de la presente invención es proporcionar un ejemplo de realización de la invención que contiene el diseño óptico y mecánico de un instrumento miniaturizado 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 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 son esenciales para conseguir la miniaturización perseguida en esta invención.

Descripción detallada de la invención

25 Uno de los objetos de esta invención es un instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea de acuerdo con la reivindicación 1.

30 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.

35 En esta solución de canales ópticos físicamente diferenciados, el instrumento comprende dos canales ópticos físicamente diferenciados que se generan por medio de un divisor de haz. En uno de los canales ópticos se sitúa la lente ajustable, 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. Un segundo divisor de haz 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 parciales) 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 asimismo que los simuladores de visión simultánea basados en la invención puedan utilizarse en combinación con un foróptero.

45 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.

50 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.

55 El canal de visión lejana 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 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, 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 de pupila, 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 elementos polarizadores activos o pasivos, se puede incorporar en el instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea distintos patrones de segmentación, como los ya existentes en el mercado: adición central, adición periférica, segmentos bifocales, hemicampos o anillos de potencia alternante.

El instrumento simulador de visión simultánea se basa en la multiplexación de canales temporales. En esta modalidad de multiplexación de canales temporales se pueden simular distintas correcciones oftálmicas de visión simultánea dependiendo del histograma temporal de focales utilizadas. Utilizando únicamente dos niveles de potencia entre los cuales alterna en el tiempo la lente ajustable a gran velocidad, se pueden simular correcciones de lentes bifocales con dos picos en el histograma de energía para cada potencia óptica. Barriendo un conjunto discreto de potencias se pueden simular soluciones multifocales, por ejemplo, al barrer en el tiempo tres niveles de potencia se simulan soluciones trifocales. 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, 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 solo cuando se puede realizar el cambio de potencias a gran velocidad, como sucede 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 distinguir esas diferencias temporales y funde (recombina) todas las imágenes parciales en una única imagen final de visión simultánea.

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 ópticas que la lente ajustable adopta en su barrido periódico de potencias.

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 un ejemplo de multiplexación temporal, la lente bifocal tiene un reparto equitativo de energía entre potencias ópticas debido a que la lente pasa una cantidad de tiempo similar en ambos niveles de potencia óptica. Sin embargo, en el ejemplo de la lente trifocal, el reparto desigual de tiempos entre los tres niveles de potencia óptica proporciona un desequilibrio en el balance de energías entre las distintas potencias ópticas.

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

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 esta proporcione al paciente un perfil de potencia óptica adecuado, correspondiente a las distancias de visión cercana y lejana del paciente.

Aunque existen realizaciones basadas en la modalidad de canales ópticos físicamente diferenciados, adicionalmente pueden funcionar en la modalidad de multiplexación de canales temporales, basada en el barrido de potencias de la lente ajustable a alta velocidad. De esta manera, el canal de visión cercana se convierte en un canal multifocal, o progresivo, manteniéndose el componente de imagen nítida en el canal de visión lejana.

También son posibles ejemplos basados exclusivamente en la modalidad de multiplexación de canales temporales, sobre la base física de un único canal óptico. 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 parciales. 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 inducir en los pacientes la experiencia visual de visión simultánea. Por ello, es necesario que el elemento fundamental, la lente ajustable, 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 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.

La multiplexación temporal también es teóricamente accesible sin lentes ajustables. Un enfoque 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 estos enfoques 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.

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.

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.

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 optómetra u oftalmólogo sobre visión simultánea, lo que favorecerá la toma de 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 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 utilizarse 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 se puede utilizar en combinación con un ordenador que genera pruebas de psicofísica visual con las que se evalúa el rendimiento de la visión simultánea del paciente, 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.

Una primera imagen parcial [IC1], resultado de proyectar la imagen de un objeto sobre la retina por medio de un primer canal formador de imagen con una determinada vergencia, de tal forma que la imagen retiniana está enfocada, se suma a una segunda imagen parcial [IC2], resultado de proyectar la imagen del mismo objeto sobre la retina por medio de un segundo canal formador de imagen con una vergencia diferente, de tal forma que la imagen retiniana está desenfocada, de tal forma que la superposición de ambas imágenes parciales [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 contiene lente ajustable, se considera canal de visión lejana. Dos espejos, uno en cada canal [E2 y E1], dirigen los haces hacia 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, 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 el 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 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], 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]. Barriendo un conjunto discreto de potencias se pueden simular soluciones multifocales, por ejemplo, barriendo 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, 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.

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.

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.

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.

Ejemplo de realización de la invención

Como caso práctico de realización de la invención, y sin carácter limitativo de la misma, se describen a continuación varias realizaciones 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 una 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] hace 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 es 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 exactamente 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 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.

10 En una evolución del mismo ejemplo, la Figura 7 muestra los principales elementos del 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 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 el que la lente ajustable es proyectada, a una focal de distancia de la 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 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.

25 Como alternativa al GEI de este ejemplo basado en el uso de espejos, existen otras 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.

30 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.

35 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 partes se han diseñado 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.

45 La Figura 8 muestra un nivel de detalle más avanzado de la misma 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 se han detallado 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.

50 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.

60 Esta realización particular 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

65 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 sometida a paralaje en la observación de objetos cercanos, al no coincidir en el espacio objeto los ejes ópticos de los canales de visión cercana y lejana.

5 Ejemplo 3

10 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 parciales de distinto 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.

15 Como la lente ajustable (LA) se proyecta directamente 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 parciales 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.

20 Ejemplo 4

25 La figura 6 muestra otra 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 parciales correspondientes. Además, se dispone de menor versatilidad para corregir el error refractivo del paciente.

REIVINDICACIONES

1. 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 (O) una imagen parcial con distinto grado de desenfoque de un mismo objeto observado, de forma que la superposición de todas las imágenes parciales forma en la retina del ojo (O) una imagen final de visión simultánea, comprendiendo el instrumento miniaturizado simulador de visión simultánea:
- i) al menos una lente ajustable de focal variable (LA) que está configurada para, mediante el cambio de su focal, modificar la vergencia del haz de luz que atraviesa dicha lente ajustable, y
 - ii) en donde al menos uno de los canales formadores de imagen atraviesa la lente ajustable de focal variable (LA),
- en donde:
- i) al menos una de las lentes ajustables de focal variable está configurada para inducir una variación periódica en el tiempo en la vergencia del haz de luz que la atraviesa,
 - ii) 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 parcial del objeto observado con un grado de desenfoque distinto correspondiente a la vergencia del haz,
 - iii) los canales temporales se multiplexan temporalmente a una frecuencia superior a la frecuencia de fusión del ojo, y
 - iv) la superposición espacio-temporal de todas las imágenes parciales forma una imagen final de visión simultánea que es percibida como estática.
2. Instrumento según la reivindicación 1, **caracterizado por que** se proporcionan en el ojo (O) al menos dos de los canales formadores de imágenes a través de dos canales ópticos físicamente diferenciados, y en al menos uno de ellos está situada una lente ajustable.
3. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende:
- i) al menos dos canales ópticos físicamente diferenciados y al menos dos canales temporales, y
 - ii) en donde todas las imágenes parciales 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.
4. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** está configurado para simular un determinado patrón de potencias a través de foco, seleccionado entre bifocal, multifocal y progresivo.
5. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la lente ajustable de focal variable (LA) está configurada para ser colocada directamente delante del ojo (O) a modo de lente oftálmica y sin utilizar un sistema óptico de proyección, y en donde la lente ajustable de focal variable (LA) está configurada para inducir distintos canales temporales que se multiplexan temporalmente a una frecuencia superior a la frecuencia de fusión del ojo (O).
6. Instrumento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la lente ajustable de focal variable (LA) es proyectada ópticamente sobre el plano de la pupila del ojo (O) por medio de un sistema óptico de proyección.
7. Instrumento según cualquiera de las 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.
8. Instrumento binocular caracterizado por que comprende dos instrumentos como los descritos en cualquiera de las reivindicaciones anteriores, fijados solidariamente, cada uno de los cuales corresponde a uno de los ojos de un paciente.
9. Uso del instrumento según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en combinación con gafas, lentes de contacto, lentes intraoculares u otras correcciones oftálmicas.
10. Uso de un instrumento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8 como foróptero.
11. Uso de un instrumento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8 en pruebas visuales o psicofísicas.

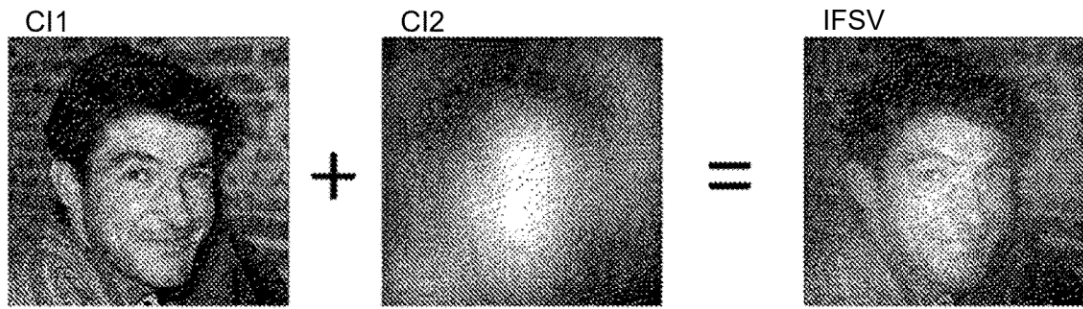


Fig 1

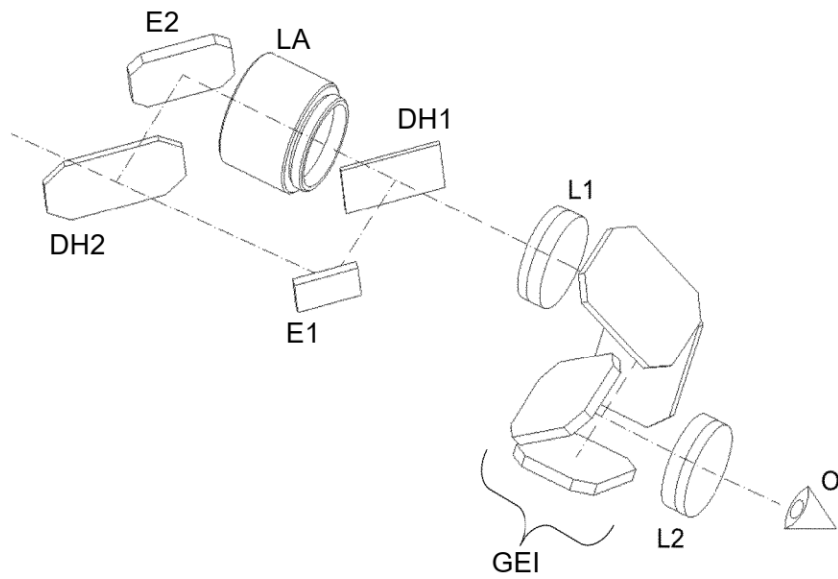


Fig 2

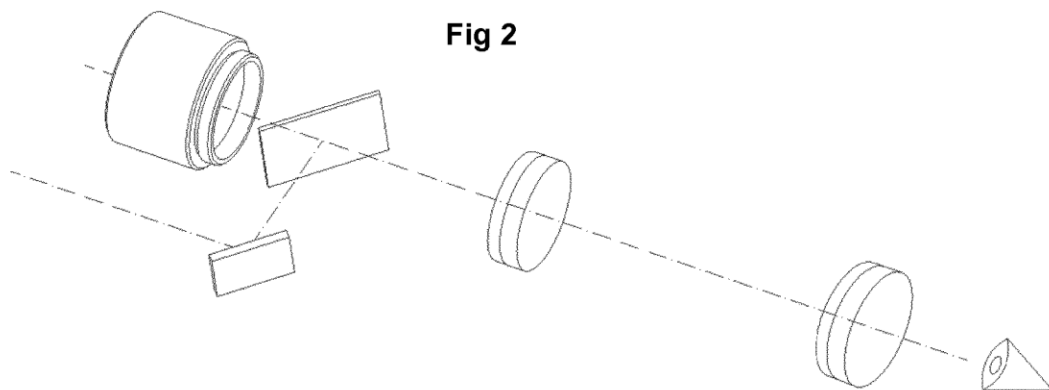


Fig 3

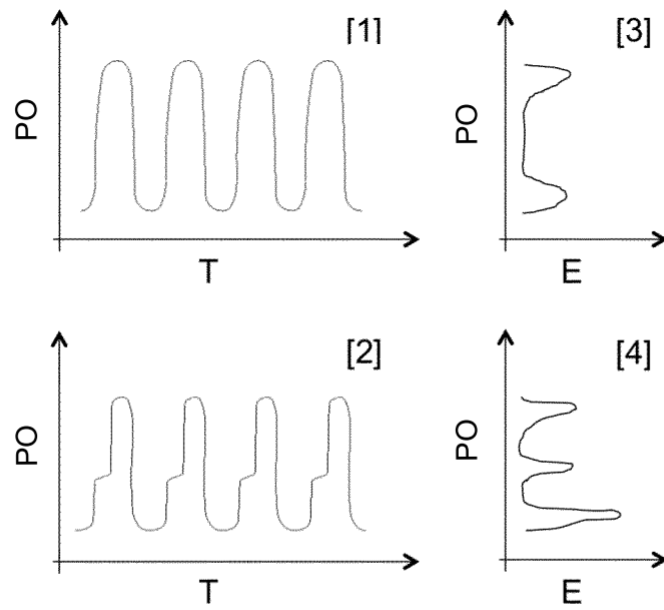


Fig 4

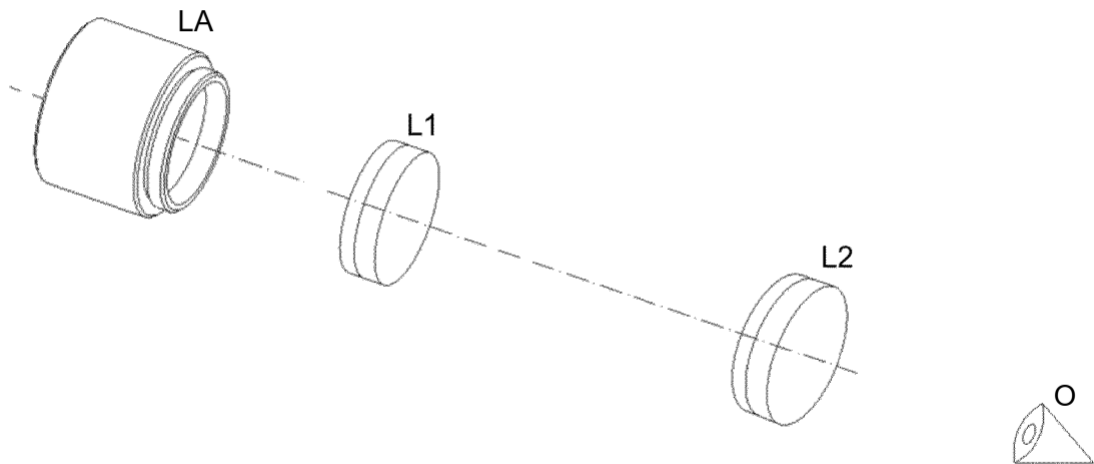


Fig 5

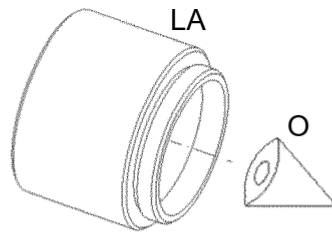


Fig 6

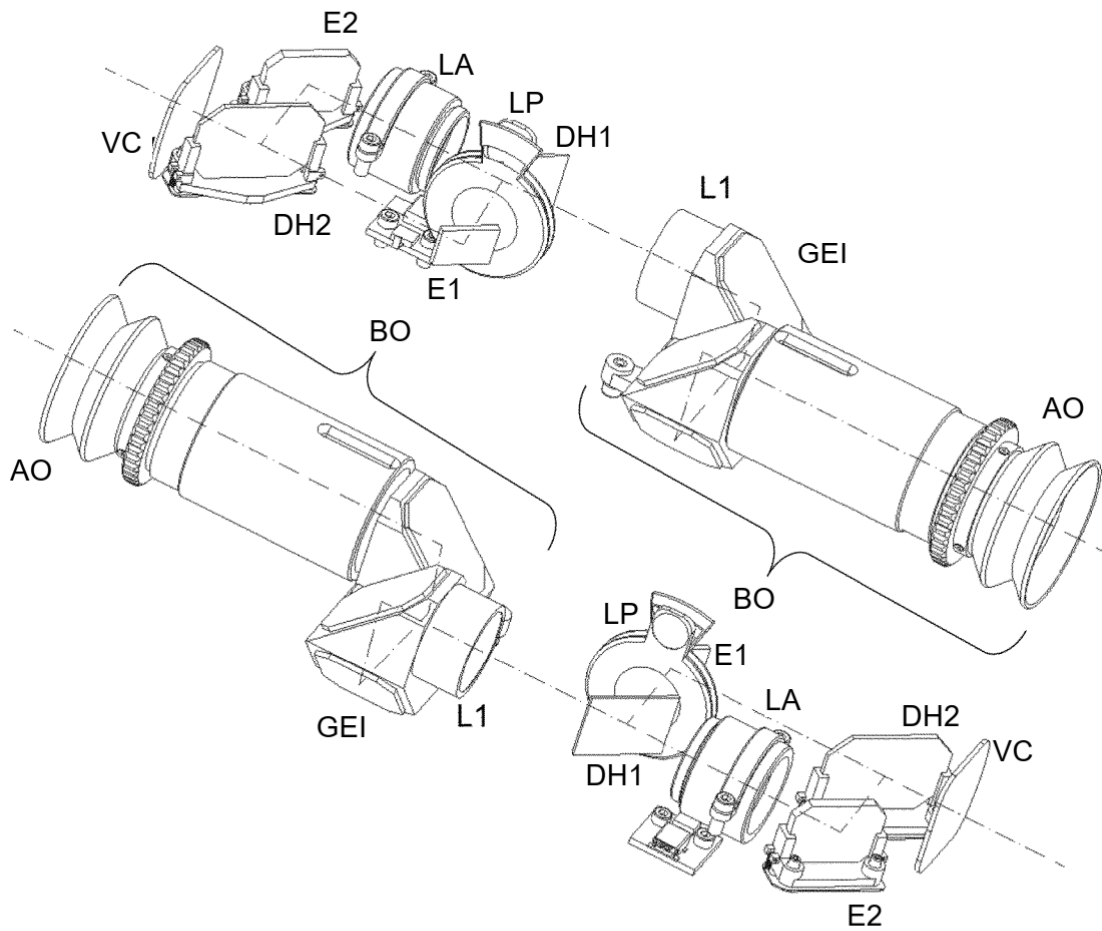


Fig 7

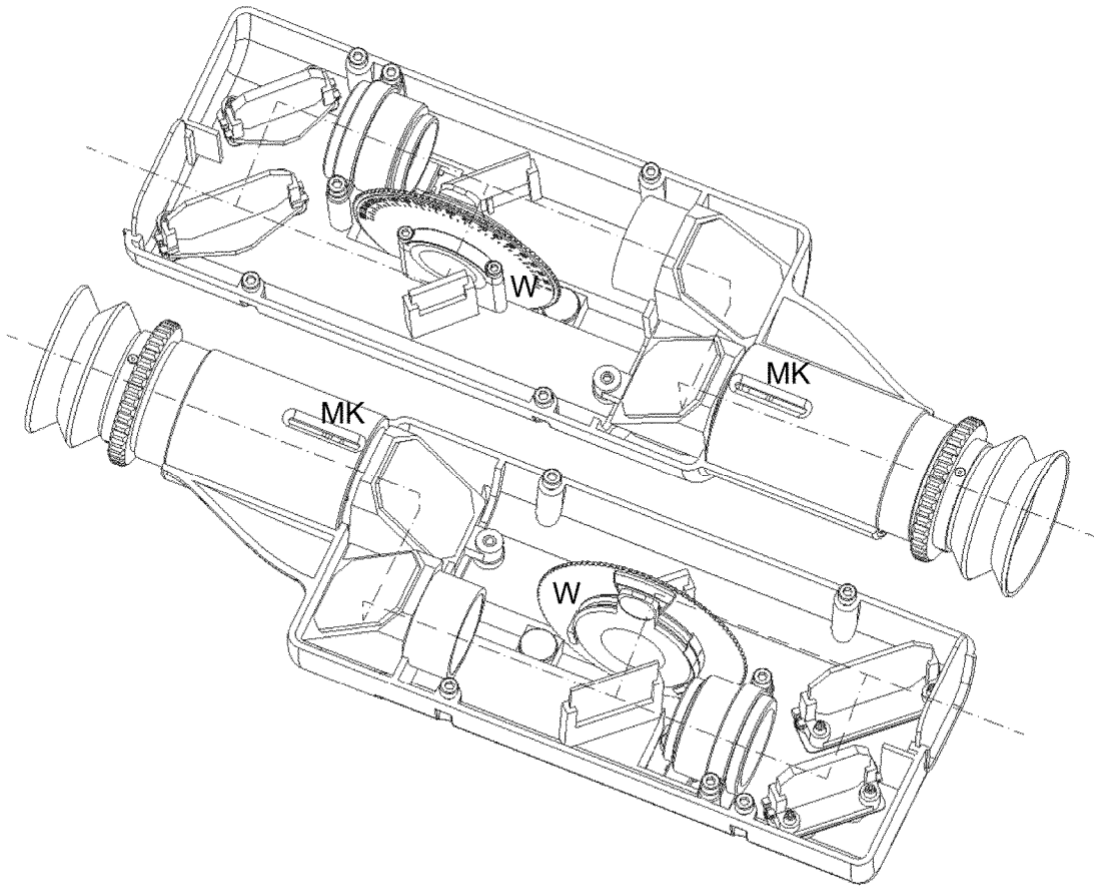


Fig 8