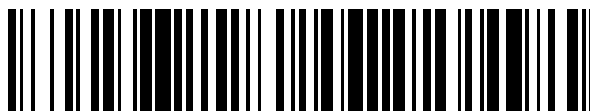


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 774 195**

51 Int. Cl.:

A61B 3/028 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.07.2010 PCT/ES2010/070467**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.03.2011 WO11023841**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.07.2010 E 10811317 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.12.2019 EP 2471440**

54 Título: **Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual, y métodos asociados de medida de la refracción ocular, de simulación de elementos oftálmicos, de simulación visual y de obtención de parámetros ópticos**

30 Prioridad:

28.08.2009 ES 200901809

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

17.07.2020

73 Titular/es:

**UNIVERSIDAD DE MURCIA (100.0%)
Avda. Teniente Flomesta, s/n, Edificio Covalencia
30003 Murcia, ES**

72 Inventor/es:

**FERNÁNDEZ MARTÍNEZ, ENRIQUE J.;
PRIETO CORRALES, PEDRO y
ARTAL SORIANO, PABLO**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 774 195 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 oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual, y métodos asociados de medida de la refracción ocular, de simulación de elementos oftálmicos, de simulación visual y de obtención de parámetros ópticos

Campo de la invención

5 La presente invención está referida a un instrumento para la medida de la refracción ocular avanzada, de forma preferentemente binocular, y para simulación visual. El aparato pertenece por tanto a la familia de instrumentos denominados forópteros. En estos, un conjunto finito de lentes puede ser intercambiadas de forma simultánea a la visión por parte del paciente de estímulos o tests visuales. Se consigue de este modo discernir qué correcciones ópticas (limitadas a combinaciones de desenfoque y astigmatismo) proporcionan la mejor percepción visual para cada sujeto.

10 La presente invención también se refiere a un método de medida de la refracción ocular de los ojos, a un método de simulación de elementos oftálmicos, a métodos de obtención de parámetros ópticos y a métodos de simulación de la visión.

15 En el objeto de la presente invención no se emplean partes móviles asociadas al cambio de lentes, sino que pertenece a aquellos sistemas en los que el efecto de las distintas correcciones se produce por medio de un modulador espacial de fase o de cualquier otro elemento electro-óptico. Es por ello un foróptero electro-óptico con una tecnología basada en el control digital de la fase. Por tanto, la invención también se refiere a un método que incorpora lo que puede denominarse como ingeniería del frente de onda.

20 La presente invención permite también la simulación de la visión a través de cualquier elemento óptico. Por ello, está relacionada con los llamados simuladores visuales. En particular, el instrumento tiene la posibilidad de generar escenas que son percibidas por el paciente de manera tridimensional durante la medida de la refracción o la simulación de elementos oftálmicos, todo ello de manera electro-óptica.

25 La invención está relacionada con la medida subjetiva de la calidad visual de los sujetos y de los límites a su visión, todo ello de forma binocular. Pertenece entonces al campo de de los instrumentos biomédicos aptos para el estudio, diagnóstico y caracterización de la visión. Para ello el instrumento emplea el concepto de aberraciones ópticas, como medio de caracterizar los efectos de los distintos elementos ópticos que pueden simularse.

La invención está referida a un instrumento que permite de forma controlada digitalmente el estudio, caracterización y diagnóstico integral de la calidad de la visión desde un punto de vista subjetivo o perceptivo a través de estímulos visuales.

30 La invención describe explícitamente la realización práctica de un instrumento oftálmico del tipo foróptero que implementa dichos métodos, y sus implementaciones prácticas equivalentes que producen los mismos efectos y ventajas.

Antecedentes de la invención

35 La medida de la refracción, o ametropías visuales (desenfoque y/o astigmatismo en el ojo), es el paso previo necesario para la corrección de las mismas. La calidad de la visión es capital para el bienestar de una persona, ya que se estima que, en el ser humano, alrededor de un 80 % de la información del entorno se adquiere por el sentido de la vista.

40 Un gran tanto por ciento de la población presenta alguna ametropía, variando notablemente en algunos casos la incidencia dependiendo de la zona geográfica. Así es conocido que la miopía alcanza hasta a un 85 % de incidencia en la población asiática de ciertas regiones de ese continente. Se da además la circunstancia de que el ojo experimenta una serie de cambios asociados a la evolución de la edad, que hacen que este pierda su capacidad de acomodar correctamente objetos situados a distintas distancias. Es lo que se conoce como presbicia o vista cansada, y afecta a 100 % de los sujetos por encima de los 50 años.

Por todo lo expuesto, se puede concluir que la medida de los defectos visuales causados por las ametropías refractivas constituye un campo de interés mundial, con un mercado potencial que abarca al 100 % de la población.

Un asunto necesariamente ligado a la medida de la refracción ocular son las correcciones visuales disponibles. Las características de estas determinan la calidad y precisión requeridas para la medida de la calidad visual.

- 5 Un breve repaso histórico de las correcciones visuales pasa por las primeras lentes oftálmicas, que corregían el desenfoque, y que comenzaron a usarse a partir el S. XIII de manera más extendida, sobre todo para compensar la presbicia o falta de acomodación que aparece en el ojo humano alrededor de los 50 años y en adelante. El astigmatismo no fue adecuadamente medido y corregido con lentes cilíndricas hasta el S. XIX, según todos los indicios de manera pionera por el reconocido científico Thomas Young. Desde entonces, los avances incorporados en las lentes oftálmicas han sido modestos. Hoy en día la mayor parte de los sujetos que usan gafas o lentes de contacto, aparecidas en la mitad del S. XX, corrigen exclusivamente su desenfoque y/o astigmatismo.

No es hasta bien avanzado el S. XX cuando aparecen los primeros métodos de medida subjetiva de la calidad óptica del ojo humano, poniendo de manifiesto la existencia de otros defectos o aberraciones ópticas que comprometen la calidad de la visión, además del desenfoque y astigmatismo ya conocidos.

- 15 Entre los numerosos métodos y técnicas existentes puede mencionarse, por su gran aceptación y lo extendido que actualmente se encuentra su uso, el sensor de Hartmann-Shack. La primera referencia a su empleo en el ojo humano aparece en los trabajos de J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, y J. F. Bille, "Objective measurement of WA's of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor," J. Opt. Soc. Am. A 11, 1949-1957 (1994); J. Liang y D. R. Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye," J. Opt. Soc. Am. A 14, 2873-2883 (1997); así como P. M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goelz, P. Artal, "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", J. Opt. Soc. Am. A, 17, 1388-1398 (2000). Hoy en día existen versiones comerciales que implementan este método, con gran éxito para ciertas aplicaciones.

- 25 La posibilidad de medir objetivamente las aberraciones favoreció la aparición de la óptica adaptativa aplicada en el ojo humano en los principios del S. XXI. Mediante esta técnica, las aberraciones ópticas pueden ser corregidas de manera precisa y en tiempo real, tras su medida. Esto se consigue mediante el uso de moduladores de fase, que pueden estar basados en el empleo de cristal líquido, o espejos deformables, en todas sus variantes y modalidades. Un trabajo pionero en este campo fue publicado por E. J. Fernández, I. Iglesias, y P. Artal, "Closed-loop adaptive optics in the human eye", Opt. Lett., 26, 746-748 (2001). Esta técnica ha sido el antecedente más inmediato de los llamados simuladores visuales. Estos son instrumentos que permiten la medida objetiva de la calidad óptica del ojo, y su manipulación por medio de dispositivos generadores de aberraciones. Hasta la fecha su uso ha estado restringido al ámbito de la investigación científica, y preferentemente al caso monocular. Un trabajo seminal en este campo fue descrito en E. J. Fernández, S. Manzanera, P. Piers, P. Artal, "Adaptive optics visual simulator", J. Refrac. Surgery, 18, 634-638 (2002).

- 35 La medida de las aberraciones ópticas de alto orden, por encima del desenfoque y astigmatismo, ha abierto la puerta a su posible corrección por medio de elementos oftálmicos, como lentes, lentes de contacto, lentes intraoculares que se implantan quirúrgicamente en el ojo del paciente, o cirugía refractiva de la córnea, donde se pueden esculpir diversos perfiles sobre la cornea del sujeto para su corrección refractiva.

- 40 Sin embargo, hoy es conocido que la medida objetiva de la calidad óptica del ojo no proporciona la refracción de manera absoluta. Si bien la calidad óptica está fuertemente ligada a la calidad de la visión, no existe un método que pueda estimar la agudeza o sensibilidad al contraste de un sujeto a partir de los valores de los distintos parámetros ópticos que caracterizan a los ojos. Recientes trabajos han puesto de manifiesto esta limitación, como se muestra en el artículo de P. Artal, L. Chen, E. J. Fernández, B. Singer, S. Manzanera, D. R. Williams, "Neural compensation for the eye's optical aberrations ", J. Vis., 4, 281-287 (2004). Ello es fácilmente entendible cuando se aborda el fenómeno de la visión de forma integral. Así, la formación de imágenes en la retina constituye tan solo la primera etapa de un proceso muy complejo que involucra la transducción de la luz en señales físico-químicas que son enviadas al cerebro, y una posterior interpretación psicológica de las mismas que produce finalmente la sensación o percepción visual. De este modo, se acepta que la medida de la refracción tiene un fuerte componente subjetivo, que fuerza al concurso del paciente, quien debe finalmente decidir qué corrección le produce la mejor percepción visual.

En este contexto encontramos que, a pesar de los enormes avances de los últimos años en la medida de la calidad óptica del ojo, los forópteros tradicionales, aquellos basados esencialmente en realizar tests visuales sencillos a través de lentes con distinta graduación hasta que el sujeto percibe la mejor imagen, siguen siendo los más empleados en todo el mundo.

- 5 Se puede establecer como primera clasificación al grupo de forópteros que se acoplan delante de los ojos del sujeto, a la manera de unas gafas. Estos incorporan una serie de controles puramente mecánicos que permiten el girado de las lentes astigmáticas para su correcto posicionado, así como el intercambio de lentes esféricas para la corrección de desenfoque puro, y son en la actualidad el tipo de forópteros más usados en la práctica clínica de todo el mundo. Otras alternativas, esencialmente variantes sobre el mismo concepto, permiten la introducción de filtros de color, filtros polarizantes, etc. En todos ellos los tests o estímulos visuales se proyectan frente al sujeto, sobre una pantalla o similar, de forma independiente al foróptero en sí.

Dentro de esta familia de instrumentos para la medida de la refracción ocular encontramos numerosos documentos de patente, como el documento US 2 003 009 063 A1, donde se introducen mejoras para un correcto control de las variables que pueden ajustarse en el foróptero en condiciones de muy baja iluminación por parte del examinador.

- 15 En el documento US 7 156 517 B2 se muestran diversas mejoras que afectan sobre todo a la ergonomía del examinador, permitiéndole una mayor comodidad en el control de las lentes que se van introduciendo en el foróptero para la medida de la refracción ocular. Esto se consigue mediante nuevos sistemas de iluminación. En todo caso es esta una invención que no presenta mejoras directas para el paciente o sujeto que está siendo refraccionado.

- 20 En el documento US 5 812 241 A se propone un foróptero más compacto en el que las lentes esféricas y astigmáticas están eficientemente incorporadas en una suerte de ruletas intercambiables, dispuesta de una manera que reduce el tamaño del instrumento. De nuevo, al igual que en el documento anterior, es esta una invención con un beneficio modesto para el sujeto que está siendo refraccionado. En cualquier caso, el instrumento propuesto sigue la línea de esta familia de forópteros.

- 25 En la misma idea de mejorar el sistema de intercambio de lentes oftálmicas por medio de una rueda que las contiene, y en particular presentando un método que hace más eficiente su control, se describe en el documento JP 8 182 649 A un foróptero de dos canales giratorios por medio de una montura adaptada a ese uso específico.

- 30 La invención expuesta en el documento US 4 861 156 introduce una unidad de control para los estímulos visuales que se presentan al sujeto durante el empleo del foróptero. Esto permite fundamentalmente controlar los tests visuales desde el propio foróptero, evitándole al examinador cambiar de posición durante el proceso, aumentando su comodidad.

El foróptero descrito en el documento US 5 223 864 introduce algunos testigos en las propias lentes, que permiten conocer su situación, por ejemplo, el ángulo que está siendo empleado en una lente astigmática, dentro del esquema de foróptero clásico descrito en todos los documentos anteriores de este tipo. Es esta, por tanto, una invención que favorece el manejo del instrumento por parte del examinador.

- 35 Más recientemente aparecen los primeros forópteros controlados electrónicamente por medio de lentes especiales, cuya potencia dependen de la señal eléctrica enviada. El concepto aquí es distinto al de la familia de forópteros presentada anteriormente, donde las lentes de prueba son intercambiadas mecánicamente durante el proceso de refracción. Esto se hace bien sustituyendo las lentes por rotación, bien por translación. Con los forópteros electro-activos, con implementaciones prácticas descritas en los documentos US 7 264 354 B2 y US 7 533 993 B2, el examinador puede variar la corrección aplicada a cada paciente durante el proceso de una manera digital, y por tanto mucho más precisa que con los métodos anteriores. Además, el paso mínimo o la resolución con que puede obtenerse la refracción depende ahora de la mínima señal eléctrica que pueda ser enviada para el control de la potencia de la lente. En estos instrumentos la medida del astigmatismo no está conseguida a través de las lentes de potencia variable, por lo que para esta ametropía hay que seguir recurriendo al anterior paradigma de intercambio y rotación mecánica de las lentes.

El documento US 4 943 162 describe una invención que facilita el uso de lentes con astigmatismo en el contexto de un foróptero. En la invención se propone un método e instrumento que lo implementa para el rotado de dos series de lentes astigmáticas de modo sistemático para la búsqueda de la refracción del sujeto.

5 El documento US 2008/284979 A1 describe un sistema de medición del ojo que puede incluir un objetivo que se mueve de forma transversal a un camino óptico desde el objetivo hasta el ojo, de forma que relaja la acomodación de la lente del ojo. El objetivo puede moverse transversalmente al camino óptico en una pantalla. El paciente puede estar empañado mientras el objetivo se mueve transversalmente al camino óptico, y el objetivo puede hacerse más pequeño de tal forma que el paciente percibe que el objetivo se está alejando del paciente. Una cámara pupilar puede medir la posición del ojo que puede correlacionarse con la posición del objetivo en la pantalla para determinar que el paciente ha mantenido la fijación en el objetivo en movimiento. Un haz de luz de medición visible puede pulsarse después y/o durante el movimiento del objetivo que relaje la acomodación del ojo para evitar la interferencia visual del haz de luz de medición con el objetivo en la pantalla.

10 En el estado actual de la técnica queda de manifiesto la enorme brecha existente entre los modernos medios de corrección de las ametropías refractivas, y de las aberraciones ópticas en general, con la medida de la refracción o de la calidad de la visión subjetiva. Así, hoy en día existe la tecnología adecuada para la fabricación de lentes oftálmicas y lentes de contacto con perfiles de fase más allá del desenfoque y del astigmatismo. Las lentes intraoculares son ya fabricadas en masa con perfiles asféricos, incluso del tipo difractivo para su implante quirúrgico.
15 Todavía en el mismo sentido, las modernas técnicas quirúrgicas en cirugía refractiva, por medio de láseres de última generación con sofisticados sistemas de guiado, permiten tallar la córnea de los pacientes con una gran precisión, abriendo la puerta la corrección de aberraciones ópticas de alto orden.

20 Sin embargo, tal y como se ha puesto de manifiesto previamente, la capacidad y el funcionamiento de los forópteros actuales distan mucho de presentar las características necesarias para evaluar la visión de los pacientes, por un lado de forma totalmente digital, y por otro incorporando la posibilidad de ver a través de perfiles de fase, o correcciones, más allá del desenfoque y del astigmatismo, lo que puede limitar de manera muy notable el desarrollo de nuevos sistemas de corrección.

Sumario de la invención

25 El objeto de la invención es, por tanto, proporcionar un instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual que supere los inconvenientes y limitaciones de la técnica anterior.

La invención proporciona un Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual, que permite la presentación binocular simultánea de estímulos visuales y su percepción a través de distintos perfiles de fase o aberraciones, el cual comprende:

- un sistema de presentación de estímulos binoculares que a su vez comprende dos pupilas de entrada,
- 30 - una primera pupila de salida y una segunda pupila de salida, y
- un único modulador de fase, que está conjugado ópticamente con las dos pupilas de entrada y las dos pupilas de salida del instrumento,

35 en el que el único modulador de fase manipula la fase de la radiación incidente para la primera pupila de salida y la fase de la radiación incidente para la segunda pupila de salida, y en el que las operaciones de medida de la refracción, y simulación de elementos oftálmicos o condiciones visuales se realizan de forma binocular.

40 La presente invención describe un método para la medida de la refracción ocular de forma binocular, basado en el uso de un instrumento que incorpora un modulador de fase que produce la mejor corrección óptica para la compensación de la ametropía, y de un subsistema de presentación de estímulos visuales. El instrumento que permite el método objeto de la invención opera como un foróptero electro-óptico en el que la búsqueda de la mejor corrección se hace de forma computarizada.

Además, la invención describe un método para la simulación de la visión a través de cualquier elemento óptico que sea utilizado en conjunción con los ojos. Esta última característica permite al instrumento proporcionar la mejor corrección personalizada para cada sujeto que mire a través de él. Asimismo, favorece el diseño de nuevos

elementos oftálmicos adaptados a la óptica de cada ojo en particular, y para cada situación de visión: nocturna, cercana, etc.

5 En la presente invención se describe un método para la evaluación de la calidad de la visión, la búsqueda de la mejor refracción, por medio de un instrumento del tipo foróptero que opera sin partes móviles y que es capaz de producir cualquier perfil de fase, solucionando las limitaciones técnicas que presentan los forópteros de las generaciones anteriores a esta invención, todo ello controlado de forma digital. El instrumento, por tanto, permite la simulación de cualquier elemento oftálmico, sin limitación alguna para la fase que este introduzca. Además, los tests o estímulos visuales pueden presentarse de forma estereoscópica, produciendo la percepción tridimensional de la escena empleada para la búsqueda y medida de la refracción ocular.

10 El instrumento que implementa la presente invención favorece una realización práctica compacta con un número relativamente pequeño de elementos. El uso de lentes alineadas en distintos ejes ópticos permite la formación de dos sistemas telescópicos que conjugan ópticamente tres planos separados mediante el empleo de únicamente tres lentes, o equivalentemente, espejos esféricos.

15 El instrumento permite la modificación de las aberraciones a través de las cuales el sujeto percibe una serie de estímulos visuales mediante un único generador de aberraciones o modulador de fase. Este es controlado digitalmente desde un ordenador. Por ello, las diferentes correcciones para la compensación de la miopía, hipermetropía, astigmatismo y presbicia o vista cansada se generan sin necesidad de incorporar nuevos elementos al sistema, y sin el concurso de partes móviles. El modulador de fase permite obtener correcciones a las distintas ametropías no sólo basadas en la modificación del desenfoque o del astigmatismo, sino que cualquier perfil de fase
20 de aberraciones de más alto orden puede ser incorporado, y la visión a través de él simulada.

El instrumento puede incorporar como elemento modulador de la fase a un dispositivo basado en el uso del cristal líquido, ya sea ferroeléctrico o neumático, con sus distintas versiones de implementación como la de cristal líquido sobre Silicio.

25 Es también posible la realización del instrumento con un espejo deformable, en todas sus variables y diferentes tecnologías como los electrostáticos, los bimórficos, los magnéticos y los segmentados compuestos por varios micro-espejos de movimiento independiente.

El sistema puede incorporar con idéntico efecto, aunque más complejidad y coste, dos elementos moduladores de fase en lugar de uno.

30 Una vez que el sujeto ha sido colocado frente al instrumento, y la distancia de las pupilas de salida adaptadas a la distancia interpupilar, las líneas de mirada de cada uno de los ojos son ajustadas sin necesidad de partes móviles en el sistema. Ello se realiza por medio del modulador de fase, que imprime a los haces de luz dirigidos a cada una de las pupilas la inclinación adecuada para el correcto visionado del estímulo. Para el correcto centrado de las pupilas del sujeto en el instrumento puede emplearse un subsistema auxiliar de posicionado, que está formado esencialmente por una cámara que forma imágenes de las dos pupilas del sujeto de forma simultánea.

35 El instrumento que implementa la presente invención incorpora una pantalla controlada a través de un ordenador por la que se muestran los estímulos visuales. Una evidente ventaja del instrumento es la posibilidad de mostrar los estímulos de manera binocular. Estos pueden ser estímulos clásicos en la práctica optométrica, como redes de distinta frecuencia, letras o caracteres normalizados, o bien escenas reales como paisajes, caras, etc.

40 En una realización del instrumento los estímulos visuales pueden ser presentados de forma estereoscópica. En esta modalidad el sujeto percibe la escena mostrada por la o las pantallas de forma tridimensional, lo que proporciona un realismo absoluto al test visual, siendo para el ojo imposible percibir la diferencia entre la escena real tridimensional o la generada en el foróptero. En la descripción detallada de la invención se desarrollan diversas implementaciones prácticas equivalentes para generar imágenes estereoscópicas en el instrumento

45 En una realización alternativa del instrumento, se suprime uno de los sistemas telescópicos, quedando únicamente como planos conjugados en el foróptero el de las pupilas de entrada y el plano de las pupilas de salida. Con esto se obtiene un instrumento notablemente más compacto sin pérdida de prestaciones, para lo que es necesario el uso de

un modulador de fase que opere en transmisión, o bien de un divisor de haz colocado inmediatamente frente al modulador de fase en reflexión para el correcto guiado de la luz proveniente del subsistema de presentación de estímulos visuales hacia el sujeto.

5 El instrumento objeto de la presente invención puede operar de modo monocular, tal y como lo hacen los forópteros clásicos sin más que ocluir uno de los ojos. Para ello no es necesario el uso de elementos adicionales en el sistema ni partes móviles, sino que el dispositivo modulador de fase puede generar este efecto. En una realización alternativa del instrumento, la operación de la oclusión se obtiene por medio de una matriz de micro-espejos situada frente al subsistema de presentación de estímulos visuales.

10 La invención también describe un método para la simulación visual de cualesquiera elementos ópticos. El instrumento permite asimismo la simulación de la visión tras una hipotética cirugía que afecte o altere el estado refractivo del ojo, tal y como ocurre en cirugía de cataratas, implantes de lentes intraoculares, o cirugía refractiva en general. Por ello presenta una aplicación importante como estación de testeo y pruebas visuales previas a la cirugía del ojo.

15 Otras características y ventajas de la presente invención se desprenderán de la descripción detallada que sigue de una realización ilustrativa de su objeto en relación con las figuras que se acompañan.

Descripción de las figuras

20 La Figura 1 muestra en esquema las partes fundamentales del instrumento oftálmico de la invención para la puesta en práctica del método de medida de la refracción de forma binocular y la simulación de elementos oftálmicos según la presente invención, que incluye un dispositivo para la generación de perfiles de fase y un monitor para la presentación de estímulos visuales. El esquema incorpora también una vía adicional para la monitorización de las pupilas del sujeto.

La Figura 2 muestra en esquema los componentes principales para la puesta en práctica del método de medida de la refracción de forma binocular y simulación de elementos oftálmicos según la presente invención, en su modalidad de operación simplificada con un dispositivo generador de fase que permite su funcionamiento en transmisión.

25 La Figura 3 muestra en esquema los componentes principales para la puesta en práctica del método de medida de la refracción de forma binocular y simulación de elementos oftálmicos según la presente invención, en su modalidad de operación simplificada con un dispositivo generador de fase que funciona en reflexión, y posee un divisor de haz colocado frente al mismo para el guiado de la luz proveniente de la vía de presentación de estímulos.

30 La Figura 4 muestra, a modo de ejemplos prácticos para ilustrar el método expuesto en la presente invención, diversos perfiles de fase programados para que el paciente consiga la fusión de imágenes a través del foróptero descrito en la invención, creando una percepción binocular de los estímulos visuales durante la operación del mismo.

35 La Figura 5 muestra, a modo de ejemplo para ilustrar el método expuesto en la presente invención, dos combinaciones de perfiles de fase creados mediante la superposición de desenfoque y desplazamiento lateral, que generan el efecto neto de oclusión de uno de los ojos del paciente durante la visión de estímulos.

40 La Figura 6 muestra en esquema los componentes principales de la vía de presentación de estímulos para la puesta en práctica del método de medida de la refracción de forma binocular y simulación de elementos oftálmicos según la presente invención, en su modalidad de operación con un dispositivo reflector formado por micro-espejos que pueden accionarse de forma controlada e independiente, para permitir la generación, oclusión, control del tamaño y posición de las pupilas efectivas de salida del sistema foróptero durante la operación del mismo.

La Figura 7a muestra en esquema los componentes principales de la vía de presentación de estímulos tridimensionales para la puesta en práctica del método de medida de la refracción de forma binocular y simulación de elementos oftálmicos según la presente invención, en su modalidad de operación con una sola pantalla y doble imagen.

La Figura 7b muestra en esquema los componentes principales de la vía de presentación de estímulos tridimensionales para la puesta en práctica del método de medida de la refracción de forma binocular y simulación de elementos oftálmicos según la presente invención, en su modalidad de operación con dos pantallas funcionando simultáneamente.

- 5 La Figura 8 muestra, a modo de ejemplos prácticos para ilustrar el método expuesto en la presente invención, diversos perfiles de fase programados para la corrección de las ametropías del paciente, la simulación de elementos oftálmicos y distintas condiciones visuales, a través del foróptero descrito en la invención.

Las siguientes referencias numéricas se vinculan a distintos elementos físicos que integran la invención, según se verá a lo largo del presente documento:

- 10
1. Sistema de presentación de estímulos visuales.
 2. Pantalla de presentación de estímulos.
 3. Haz de luz dirigido al ojo derecho, junto con 4.
 4. Haz de luz dirigido al ojo izquierdo, junto con 3.
 5. Objetivo colimador de la pantalla de los estímulos visuales.
- 15
6. Pupilas de entrada.
 7. Lente.
 8. Espejo plano.
 9. Modulador de fase en reflexión.
 - 9 bis. Modulador de fase en transmisión.
- 20
10. Lente.
 11. Lente.
 12. Prisma de reflexión interna para el ojo derecho, junto con 13.
 13. Prisma de reflexión interna para el ojo izquierdo, junto con 12.
 14. Pupila de salida para el ojo izquierdo, junto con 15.
- 25
15. Pupila de salida para el ojo derecho, junto con 14.
 16. Eje óptico de la lente 11.
 17. Eje óptico de la lente 10.

- 18. Divisor de haz para el control de la posición de las pupilas.
- 19. Lente colimadora para el control de la posición de las pupilas.
- 20. Sistema de control de la posición de las pupilas.
- 21. Cámara para control de la posición de las pupilas.
- 5 22. Divisor de haz.
- 23. Vista frontal del sistema de micro-espejos.
- 24. Sistema de micro-espejos.
- 25. Imagen simple en la pantalla.
- 26. Panel separador.
- 10 27. Fuente de luz.
- 28. Objetivo para los estímulos dirigidos al ojo derecho, junto con 29.
- 29. Objetivo para los estímulos dirigidos al ojo izquierdo, junto con 28.
- 30. Imagen simple en la pantalla para el ojo derecho, junto con 31.
- 31. Imagen simple en la pantalla para el ojo izquierdo, junto con 30.

15 **Descripción detallada de una forma de realización preferente de la invención**

La invención presentada consiste en un método que permite la obtención de la refracción del sujeto de forma binocular, y el instrumento electro-óptico que lo implementa en forma de foróptero. El método permite además la simulación de la corrección más adecuada para la ametropía previamente detectada, así como la de cualquier elemento oftálmico o condición visual en general.

- 20 Las partes fundamentales para la implementación práctica del instrumento o foróptero que permite el método objeto de esta invención, se muestran de forma esquemática en la figura 1. El sistema de la figura 1 incorpora un subsistema de presentación de estímulos visuales (1). Este subsistema (1) consta en primer lugar de una pantalla o micro-pantalla (2) por donde se muestran las escenas o imágenes (25) a presentar al sujeto (un ejemplo de imagen (25) se observa en la figura 6). La pantalla (2) se controla a través de un ordenador, desde donde se generan y se
- 25 programan las imágenes (25). El subsistema de presentación de estímulos (1) incorpora también un objetivo (5) que colima la luz proveniente de la pantalla (2), formando una imagen de esta en el infinito. El objetivo (5) puede ser un sistema dióptrico formado por varias superficies y lentes, o en su versión más simplificada por una única lente. El uso de un objetivo más sofisticado que incorpora diversas superficies permite la corrección de aberraciones de modo más eficiente, a costa de elevar la complejidad del elemento (5). Las pupilas (6) efectivas de entrada del sistema,
- 30 que limitan la cantidad de luz proveniente de un punto situado sobre la pantalla (2) y en el eje óptico de la lente colimadora u objetivo (5), se colocan inmediatamente después de dicho elemento (5) en el sentido de la luz emergente de la pantalla de estímulos (2). El sentido de la luz se muestra en la figura 1 mediante flechas.

Las pupilas de entrada (6) del instrumento distribuyen la luz que el sistema óptico dirige a uno y otro ojo del sujeto que está siendo medido mediante el método y foróptero descritos en la presente invención. Para ello se puede emplear una máscara en la que se practican dos orificios simétricos respecto al eje óptico del objetivo (5) y del mismo tamaño. Así, en la figura 1 se ha indicado con flechas el camino de la luz, por medio de un rayo principal, que llega al ojo izquierdo (4), y sin flechas el correspondiente al ojo derecho (3). Las pupilas de entrada de los ojos del sujeto se colocan sobre las pupilas de salida (14, 15) del instrumento. Estas últimas son las imágenes de las dos pupilas de entrada (6) a través de toda la óptica que les sigue en el aparato. Existen por tanto dos pupilas de salida (14, 15), una para el ojo izquierdo y otra para el ojo derecho, respectivamente. La luz del subsistema de presentación de estímulos (1) se redirige al resto del instrumento por medio de una lente positiva (7). La distancia entre la lente (7) antes mencionada y las pupilas de entrada (6) del foróptero es exactamente la distancia focal de esta. En la implementación práctica del instrumento la lente (7) puede ser reemplazada con idéntico efecto por un espejo esférico, o parabólico, de similar distancia focal, que puede ser alineado en o fuera de su eje de revolución. Por medio de un espejo plano (8) se envían los haces correspondientes a cada una de las pupilas (14,15) a la siguiente lente (10). El objeto de este espejo (8) consiste en hacer más compacto el instrumento, aunque su implementación no es fundamental para el funcionamiento del mismo.

Las dos primeras lentes del foróptero (7, 10) están dispuestas de manera afocal, es decir, formando un telescopio. Para ello, la focal imagen de la primera lente (7) se sitúa exactamente sobre la focal objeto de la segunda lente (10). Con esto se consigue conjugar ópticamente el plano focal objeto de la primera lente (7) sobre el plano focal imagen de la segunda lente (10). Es precisamente en este plano focal imagen de la segunda lente (10), donde se coloca el dispositivo modulador de fase (9). El modulador o generador de fase (9) o generador de aberraciones es un dispositivo que emplea preferentemente el cristal líquido para el manipulado de la fase del frente de onda. La disposición de las dos primeras lentes (7,10) permite que las pupilas de entrada (6) al sistema queden conjugadas, o proyectadas, sobre la superficie del modulador de fase (9); precisamente, en la superficie correspondiente a cada una de las imágenes de las pupilas de entrada (6) en el modulador de fase (9) sobre la que se generan, y en general se manipulan de forma controlada desde un ordenador, las fases que afectan a las imágenes estímulo provenientes de la pantalla (2), y que finalmente percibe el sujeto que mira a través del foróptero. Sin pérdida de prestaciones y con idéntico efecto, el modulador de fase (9) basado en el uso del cristal líquido puede reemplazarse por un espejo deformable, cuya operación se basa en la modificación mecánica de la superficie espejada, de manera controlada, para el manipulado de la fase de la radiación incidente.

Tras la reflexión en el modulador de fase (9) de la luz dirigida a cada una de las pupilas de salida del instrumento, los haces encuentran de nuevo en su camino la segunda lente (10) y la última y tercera lente (11) del foróptero. Esta pareja de lentes (10,11) se encuentran en disposición afocal, formando un sistema telescópico, de manera semejante a como se ha descrito para la pareja formada por la lente primera (7) y segunda (10) del sistema. La focal imagen de la segunda lente (10) coincide con la focal objeto de la tercera lente (11). Con esto se consigue formar imagen, o conjugar ópticamente, la proyección de las pupilas de entrada (6) sobre el modulador de fase (9) en el plano de las pupilas de salida (14, 15) del instrumento. El efecto neto sobre todo el foróptero es el de conjugar ópticamente las pupilas (6) situadas en el subsistema de presentación de estímulos (1), sobre las pupilas de salida (14,15); o equivalentemente, sobre las pupilas del sujeto que mira a través del instrumento. La tercera lente (11) puede sustituirse con idéntico efecto por un espejo esférico o parabólico de igual distancia focal. Con el fin de emplear la misma segunda lente (10) del sistema en los telescopios formados por las lentes primera (7) y tercera (11), con la segunda lente (10), se alinea fuera del eje óptico (16) que define la lente tercera (11). Así, el eje óptico (17) de la lente segunda (10) se encuentra desplazado, tal y como muestra la figura 1. El sistema puede operar también, con idéntico efecto, con dos lentes frente al modulador de fase (9), una para la luz proveniente del subsistema de presentación de estímulos (1), y otra para la luz reflejada por el modulador de fase (9). Esta disposición aumenta el número de elementos ópticos necesarios, e incrementa el tamaño y peso del sistema completo.

Los haces que atraviesan la lente tercera (11) correspondientes a cada una de las pupilas (6) de entrada del sistema emergen a una distancia fija, que depende de la relación de aumentos definida por la razón entre las focales de las distintas lentes que conforman el sistema, una vez establecida la separación entre las pupilas de entrada (6) del foróptero. Así, para acoplar esta distancia a la separación interpupilar de un sujeto que mire a través del foróptero se hace necesario la incorporación de elementos adicionales. Para ello pueden emplearse unos prismas (12, 13) que operen en reflexión total, tal y como muestra la figura 1. La separación entre estos prismas (12, 13) debe ser variable para que el operario del instrumento ajuste la separación final de los haces a la distancia interpupilar de cada sujeto que mire a través del foróptero. Los prismas (12, 13) pueden reemplazarse con idéntico efecto por parejas de espejos planos, o combinaciones de prismas y espejos.

Para el correcto centrado de las pupilas del sujeto sobre las pupilas de salida (14, 15) del foróptero puede emplearse un subsistema auxiliar de posicionado (20). Este subsistema auxiliar de posicionado (20) está compuesto esencialmente por una lente (19) y un objetivo acoplado a una cámara (21). De este modo, la cámara (21) registra

simultáneamente las dos pupilas de los ojos del sujeto. Su posicionado puede realizarse de modo automático y sistemático, hasta llevarlas a las posiciones de referencia definidas por la localización de las pupilas de salida (14, 15) del instrumento. Para recoger la luz de las pupilas del sujeto se emplea un divisor de haz (18) localizado en las proximidades o sobre el foco objeto de la tercera lente (11) del foróptero. Eventualmente, el subsistema auxiliar de posicionado (20) puede reemplazarse por un sensor de frente de onda, que permita la medida objetiva de la calidad óptica de los ojos del sujeto de manera binocular.

Tal y como se muestra de forma esquemática en la figura 2, el modulador de fase (9) de cristal líquido puede también eventualmente operar como modulador de fase en transmisión (9 bis). En este caso el sistema experimental puede simplificarse notablemente, operando con idéntico efecto sin la necesidad del concurso de las dos primeras lentes (5,10) para la conjugación de las pupilas de entrada del sistema (6) sobre la superficie del modulador de fase en transmisión (9 bis). En este caso simplificado las pupilas de entrada (6) se colocan inmediatamente antes del modulador de fase en transmisión (9 bis) en el sentido de la luz emitida por la pantalla (2) de presentación de estímulos. El resto del subsistema (1) para la presentación de estímulos queda tal como y se ha descrito previamente en la figura 1. Una gran ventaja de esta modalidad de instrumento, con el modulador de fase operando en transmisión (9 bis) es la mayor simplicidad del montaje experimental y la posibilidad de un agrupamiento de elementos ópticos más eficiente que favorece un tamaño y peso menor del foróptero.

En la figura 3 se presenta otra posibilidad de implementación práctica del instrumento, que permite prescindir de la primera lente (7) y obtener una versión compacta de la invención. En ella se coloca un divisor de haz (22) entre la lente (10) y el modulador de fase (9) para redirigir parte de la luz proveniente de la pantalla (2) de presentación de estímulos a la superficie del modulador de fase (9). Inmediatamente antes de la superficie del modulador de fase (9), se colocan las pupilas de entrada (6) al sistema. Se puede reemplazar el divisor de haz (22) por otros dos de menor tamaño que cubran en todo caso, cada uno de los haces dirigidos a cada una de las pupilas del sujeto.

Para que el sujeto que mira a través del foróptero consiga una percepción binocular del estímulo presentado en la pantalla (2) no basta con que sus pupilas estén localizadas sobre las pupilas de salida (14, 15) del instrumento, sino que es necesario que las líneas de visión, o de mirada, de sendos ojos exciten puntos correspondientes en las retinas de los ojos. Esta condición necesaria para la percepción binocular se obtiene imprimiéndole a los haces que entran a los ojos provenientes de un único objeto la inclinación adecuada, emulando la situación real que se da con escenas naturales y visión a ojo desnudo. Esta inclinación puede variar de sujeto a sujeto por diversas causas, como estrabismos o forias, etc. El modulador de fase (9) permite mediante la utilización de perfiles de fase adecuados proporcionar la inclinación correcta a cada sujeto.

En la figura 4 se muestran a modo de ejemplos algunas fases junto con el efecto de desplazamiento que conllevan. Así, la máscara de arriba a la izquierda presenta una pupila con fase constante, lo que no produce efecto alguno en la visión para el ojo derecho, junto con una ligera inclinación del haz hacia el lado temporal en el ojo de la izquierda. Este perfil podría corresponder eventualmente a una persona con una exoforia en su ojo izquierdo. En el panel de abajo a la izquierda se muestran unos perfiles de fase en las pupilas que provocan una inclinación de los haces similar y temporal en ambos ojos. Este perfil puede corresponder a una persona con una exoforia binocular. En el panel de arriba a la derecha se muestra un desplazamiento similar en los dos ojos de forma temporal y ascendente como ejemplo de combinación de varias direcciones. El método permite desplazar los haces en cualquier dirección del espacio y sin restricción en la amplitud del ángulo, de forma independiente para cada ojo. El panel de abajo a la derecha se muestra un ángulo ascendente para el ojo derecho y uno lateral en el sentido temporal para el ojo izquierdo. Con esta técnica se garantiza que todos los sujetos que miren a través del foróptero alcancen una percepción genuinamente binocular.

Otra característica del sistema que aporta numerosas ventajas y un gran potencial es la posibilidad de realizar oclusiones oculares de modo puramente óptico, en contraposición con los métodos mecánicos anteriores que consisten en tapar físicamente uno de los ojos. Esto se puede realizar programando en el modulador (9) diversos perfiles de fase. En la figura 5 se presentan a modo de ejemplo unos perfiles de fase que resultan de la combinación de un desplazamiento angular del haz hacia el lado temporal y un desenfoque de 5 dioptrías. El panel de arriba muestra un perfil para la oclusión del ojo derecho, y el de abajo corresponde al ojo izquierdo. El efecto neto de este perfil es proporcionar una imagen retiniana de la escena mostrada por la pantalla (2) muy desenfocada y muy excéntrica con respecto a la fóvea o zona de visión central. Con ello se garantiza la falta de percepción de esa imagen. El proceso de oclusión puede realizarse con una frecuencia solo limitada por la velocidad de refresco del dispositivo modulador de fase (9).

El foróptero puede ser implementado sin las pupilas de entrada (6) descritas anteriormente. En su lugar puede incorporarse una matriz de micro-espejos (24), cuya vista frontal se representa como (23), formada por una gran

cantidad de facetas espejadas, típicamente por encima de 100, cuyo movimiento puede ser controlado digitalmente de forma independiente por medio de un ordenador. El uso de este dispositivo queda descrito de manera gráfica en la figura 6. La luz emergente del objetivo (5) que está en el subsistema de presentación de estímulos entra al resto del foróptero por medio del sistema de micro-espejos (23), localizado antes de la primera lente (7) del instrumento.

5 La matriz de micro-espejos (23) puede producir un efecto similar al de las pupilas de entrada (6) generadas a partir de orificios en una placa opaca. Para ello, la inclinación de los micro-espejos inscritos en cada una de las posiciones escogidas como pupilas de entrada, como se muestra en la figura 6, panel izquierdo (referencia (23)), debe ser similar, y permitir que la luz incidente entre efectivamente al sistema. Por el contrario, el resto de micro-espejos debe tener inclinaciones tales que eviten la entrada de la luz incidente en ellos. Con esto se consigue un efecto neto de pupila de entrada con ciertas ventajas con respecto a la implementación fija de una máscara con dos orificios. La principal es la posibilidad de cambiar el tamaño y la posición de las pupilas de entrada durante la operación del instrumento. Esto permite hacer un seguimiento de las pupilas del sujeto, por ejemplo, que asegura la entrada de la luz proveniente del estímulo cualquier que sea su posición. Por otro lado, proporciona también un método alternativo para la oclusión de uno de los ojos, mediante la acción sobre el ángulo de los micro-espejos. La velocidad de operación del dispositivo suele estar en el rango de los kilo-hertzios.

El foróptero incluye también la posibilidad de mostrar estímulos visuales en tres dimensiones. Para ello pueden emplearse diversas realizaciones alternativas con el instrumento que se detallan a continuación. Para la generación de la estereopsis, o sensación de profundidad y volumen en las imágenes, es necesario introducir en los ojos imágenes con cierto grado de disparidad, tal y como se reciben desde una escena natural. Ello sucede fundamentalmente por la distinta posición existente de los ojos con respecto al objeto, lo que produce imágenes retinianas ligeramente diferentes que producen la percepción de tridimensionalidad. El efecto puede simularse en el foróptero objeto de la presente invención mediante la oclusión alternativa de los ojos, sincronizada con la aparición de imágenes dispares (25) en la pantalla (2) de presentación de estímulos. Cuando las oclusiones se efectúan a frecuencias por encima de los 30 Hz, el sistema visual no es capaz de percibirlos. La imagen aparece como un continuo para la visión. Este hecho bien conocido puede ser aprovechado para generar la sensación de tridimensionalidad. Las oclusiones alternativas pueden hacerse, siempre acompañadas con la presentación de estímulos dispares (25) en el sentido de la binocularidad, por medio de la matriz de micro-espejos (24), el modulador de fase (9), o en combinación de ambos elementos.

La sensación de profundidad o estereopsis puede conseguirse en el foróptero objeto de la presente invención de otros modos alternativos al anteriormente expuesto, descritos gráficamente en las figuras 7a y 7b. Una posibilidad consiste en el uso de dos objetivos (28, 29) frente a la pantalla (2) de presentación de estímulos. Cada uno de ellos está dedicado a la luz que se envía a cada una de las dos pupilas del sujeto. Por medio de una pantalla opaca (26) se evita que la luz de la pantalla (2) que genera el estímulo para el ojo derecho (3) entre por el objetivo dedicado al ojo izquierdo, y viceversa. En esta implementación, la pantalla (2) muestra el estímulo con disparidad en dos campos bien diferenciados (27), tal y como se presenta en la figura 7a. Otra implementación práctica de la invención hace uso de dos pantallas (30,31) para la presentación de los estímulos con disparidad; esta alternativa se muestra gráficamente en la figura 7b. La ventaja de esta última radica en la mayor resolución con que pueden presentarse los estímulos, aunque incorpora un mayor coste y complejidad por el doble número de pantallas (30,31).

El empleo del instrumento para la obtención de la refracción y simulación de elementos oftálmicos, y en general de cualquier condición o situación óptica puede llevarse a cabo por medio del siguiente procedimiento. Inicialmente el sujeto es colocado de forma que las pupilas de sus ojos coincidan con las pupilas de salida (14, 15) del foróptero. Para ello, el operador, que eventualmente puede ser el propio sujeto que mira a través del foróptero, puede variar de forma manual o mecanizada la distancia entre los prismas (12,13) operando en reflexión. Para ello se emplea de forma opcional un subsistema auxiliar (20) de posicionado de las pupilas. Una vez fijada la posición de los ojos del sujeto al foróptero se presenta el estímulo visual en la pantalla (2) y se consigue la visión binocular del mismo. En caso de existir alguna foria o situación que impida la correcta fusión binocular de imágenes, en cuyo caso el sujeto percibe una imagen doble del estímulo, se procede a la inclinación del haz de cada uno de los ojos, tal y como se ha detallado en la descripción de la figura 4. Se ejecuta el protocolo hasta alcanzar la percepción binocular variando la inclinación progresivamente de cada uno de los haces dirigidos a cada ojo. El hecho de que el control de la vergencia o inclinación de los haces se controle mediante el modulador de fase (9) de forma digital permite que el sujeto actúe por sí mismo mediante un eventual programa o aplicación informática adaptada a la situación. De otro modo un operario externo puede dirigir y controlar el proceso.

La refracción ocular puede obtenerse para cualquier distancia sin más que programar en las pupilas proyectadas sobre el modulador de fase (9) el desenfoque correspondiente. A modo de ejemplo práctico, la refracción para larga distancia no requiere de ninguna fase de partida, mientras que para una distancia de 33 cm, la fase debe añadir 3 dioptrías sobre cada pupila. Una vez seleccionada la distancia a la cual se va a obtener la refracción, se muestra en la pantalla (2) una escena (25). Esta puede ser seleccionada entre una batería de imágenes dependiendo de los requerimientos del sujeto. Las imágenes pueden ser las típicas letras empleadas en la práctica clínica habitual para

5 la medida de la agudeza visual. También pueden emplearse paisajes, especialmente para la obtención de la refracción a largas distancias, tanto naturales como urbanos. Las escenas nocturnas pueden ser empleadas con gran beneficio para aquellos sujetos que deseen obtener la refracción en condiciones de baja luminancia. Para la refracción, o en general medida de la calidad visual, a distancias medias y cortas, las escenas pueden adaptarse a situaciones reales que los sujetos se encuentran en la vida cotidiana.

10 Los estímulos visuales pueden ser presentados también monocularmente mediante la oclusión de alguno de los ojos según los métodos antes expuestos a propósito de las figuras 5 y 6 del presente documento. Los estímulos pueden ser mostrados asimismo con estereopsis o sensación de volumen, siguiendo la implementación descrita en referencia a las figuras 6 y 7. La posibilidad de refraccionar a un sujeto mediante cualquier escena que se adecue a sus necesidades y de manera tridimensional aporta una ventaja única al foróptero objeto de esta invención. Una vez seleccionada la escena y el modo de presentarla (bi o tridimensional) comienza en proceso de búsqueda de la refracción o corrección visual más adecuada. Para ello el operario cambia de manera controlada y siguiendo un protocolo preestablecido, el desenfoque y el astigmatismo de cada una de las pupilas hasta conseguir la mejor visión en las condiciones inicialmente seleccionadas.

15 La figura 8 muestra, a modo de ejemplo práctico, en la columna de la izquierda diversas situaciones correspondientes a, de arriba abajo: desenfoque miópico puro de 1 dioptría (A); astigmatismo regular de 1 dioptría a 45 y 90 grados (B) y una combinación de desenfoque y astigmatismo para el ojo derecho y desenfoque puro para el ojo izquierdo de 0.5 dioptrías cada uno (C).

20 Una característica que singulariza al instrumento es la posibilidad de programar perfiles de fase correspondientes a correcciones visuales no usuales, distintas a las lentes oftálmicas estándar que se montan en gafas. Un ejemplo práctico son las gafas progresivas, cuyo efecto en la visión puede simularse como paso previo a la adquisición de las mismas. De esta manera, pueden ser generados también por el modulador de fase (9) perfiles correspondientes a lentes intraoculares de cualquier tipo, como progresivas, difractivas, etc, con anterioridad a someter al paciente a una intervención quirúrgica. Pueden probarse soluciones personalizadas a cada caso, y estudiar el beneficio de
25 manera personalizada para cada sujeto.

30 Un ejemplo de lentes que incorporan aberración esférica de distinto signo se muestra en el panel D de la columna derecha de la figura 8. También puede emplearse como estación de testeo de posibles problemas visuales o tolerancia del sujeto a descentramientos en sus correcciones ópticas, incluidas aquellas que surgen en el contexto de la cirugía refractiva. Un ejemplo de simulación de aberración de coma, vertical para un ojo y horizontal para el otro, se presenta en el panel E de la columna derecha de la figura 8. A modo de último ejemplo, se ha presentado en el panel F de la columna derecha de la figura 8 la fase correspondiente a polinomios de Zernike 18 y 25, para ilustrar el potencial del foróptero para simular las condiciones de visión a través de óptica o perfiles exóticos.

Correcciones oftálmicas diferentes al desenfoque y astigmatismo, de más alto orden, pueden obtenerse de manera sencilla en el instrumento, simulando su efecto sobre la visión del sujeto a través de la fase óptica que producen.

35 El foróptero permite gracias a la tecnología electro-óptica, ser operado por el propio sujeto que mira a través de él. Para ello, el instrumento incorpora un software específico que permite ir buscando la mejor corrección oftálmica de manera simultánea a la visión de estímulos.

40 Aunque se han descrito y representado unas realizaciones de la invención, es evidente que pueden introducirse en ellas modificaciones comprendidas dentro de su alcance, no debiendo considerarse limitado éste a dichas realizaciones, sino únicamente al contenido de las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

1. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual, que permite la presentación binocular simultánea de estímulos visuales y su percepción a través de distintos perfiles de fase o aberraciones, que comprende:
- 5 - un sistema de presentación de estímulos binoculares (1) que a su vez comprende dos pupilas de entrada (6),
- una primera pupila de salida (14) y una segunda pupila de salida (15), y
- un único modulador de fase (9), que está conjugado ópticamente con las dos pupilas de entrada (6) y las dos pupilas de salida (14, 15) del instrumento,
- 10 en el que el único modulador de fase (9) está configurado para manipular la fase de la radiación incidente para la primera pupila de salida (14) y la fase de la radiación incidente para la segunda pupila de salida (15), y en el que las operaciones de medida de la refracción, y simulación de elementos oftálmicos o condiciones visuales pueden realizarse de forma binocular.
- 15 2. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según la reivindicación 1, caracterizado por que el control del modulador de fase (9) se realiza de manera digital.
3. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la presentación de estímulos se realiza por medio de una pantalla (2) en la que se muestran escenas.
- 20 4. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según la reivindicación 3, caracterizado por que el sistema de presentación de estímulos (1) comprende adicionalmente un objetivo (5) que colima la luz proveniente de la pantalla (2).
5. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que los estímulos visuales provenientes de la pantalla (2) que son proyectados en las retinas del sujeto, de forma binocular, están afectados por la fase o aberraciones introducidas por el dispositivo modulador de fase (9).
- 25 6. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que el modulador de fase (9) es:
- un dispositivo basado en el empleo del cristal líquido en reflexión, o
- un dispositivo basado en el empleo del cristal líquido en transmisión, o
- 30 - un espejo deformable.
7. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, caracterizado por que el modulador de fase (9) es un espejo deformable que es:
- del tipo electrostático, o
- segmentado, formado por una matriz de micro-espejos de control independiente, o

- magnético, o

- bimórfico.

5 8. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la percepción de estímulos visuales es estereoscópica o tridimensional.

9. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según la reivindicación 8, caracterizado por que la percepción tridimensional de estímulos visuales (estereopsis) se consigue por medio de la oclusión alternativa de los ojos, sincronizada con la presentación de imágenes estereoscópicas en una única pantalla (2) de presentación de estímulos.

10 10. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según la reivindicación 9, caracterizado por que la oclusión se realiza:

- mediante perfiles de fase programados en el modulador de fase (9), o

- mediante la acción controlada de una matriz de micro-espejos (24) que actúan como pupilas de entrada del instrumento.

15 11. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según la reivindicación 8, caracterizado por que la percepción tridimensional de estímulos visuales (estereopsis) se consigue por medio de dos objetivos (28,29) dedicados a una y otra pupila del sujeto, que recogen la luz proveniente de dos escenas estereoscópicas mostradas:

- en una única pantalla (27). o

20 - en dos pantallas diferentes (30,31).

12. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el control de la distancia interpupilar se lleva a cabo:

- mediante dos primas en reflexión (12,13), o

- mediante parejas de espejos planos, o

25 - mediante una combinación de prismas (12,13) y espejos.

13. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el control de la inclinación de los haces de luz incidentes en las pupilas del sujeto que se hacen coincidir con las líneas de mirada se realiza mediante el dispositivo modulador de fase (9).

30 14. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende adicionalmente un subsistema auxiliar de posicionado (20) para el centrado de las pupilas del sujeto sobre las pupilas de salida (14, 15) del instrumento, comprendiendo dicho subsistema auxiliar de posicionado (20) una lente (19) y un objetivo acoplado a una cámara (21), de modo que la cámara (21) es susceptible de registrar simultáneamente las dos pupilas de los ojos del sujeto.

15. Instrumento oftálmico de medida de la refracción ocular y simulación visual según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, caracterizado por que comprende adicionalmente un sensor de frente de onda para la medida objetiva de la calidad óptica de los ojos del sujeto de manera binocular.
- 5 16. Método de medida de la refracción ocular de los ojos, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
17. Método de simulación de elementos oftálmicos, como lentes oftálmicas y lentes intraoculares, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
18. Método de simulación de la visión a través de cualquier elemento óptico, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
- 10 19. Método de obtención de los parámetros ópticos adecuados para incorporar en lentes intraoculares a partir de la medida de la refracción personalizada, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
- 15 20. Método de obtención de los parámetros ópticos adecuados para incorporar en lentes oftálmicas a partir de la medida de la refracción personalizada, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
21. Método de obtención de los parámetros ópticos, y geométricos adecuados para incorporar en las correcciones refractivas realizadas mediante cirugía de la córnea a partir de la medida de la refracción personalizada, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
- 20 22. Método de simulación de la visión tras una intervención quirúrgica en el ojo, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.
23. Método de simulación de la visión tras una operación de cirugía refractiva, caracterizado por que emplea el instrumento oftálmico de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15.

FIG. 1

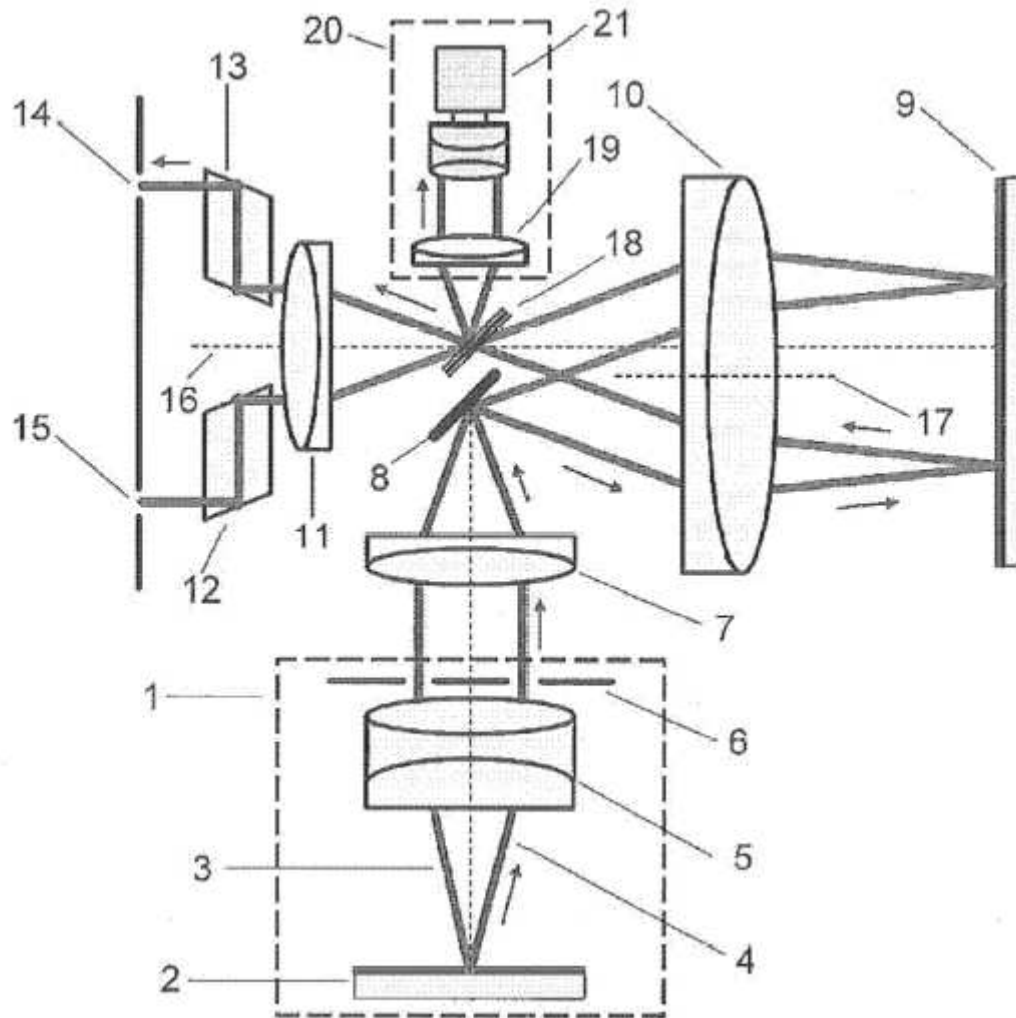


FIG. 2

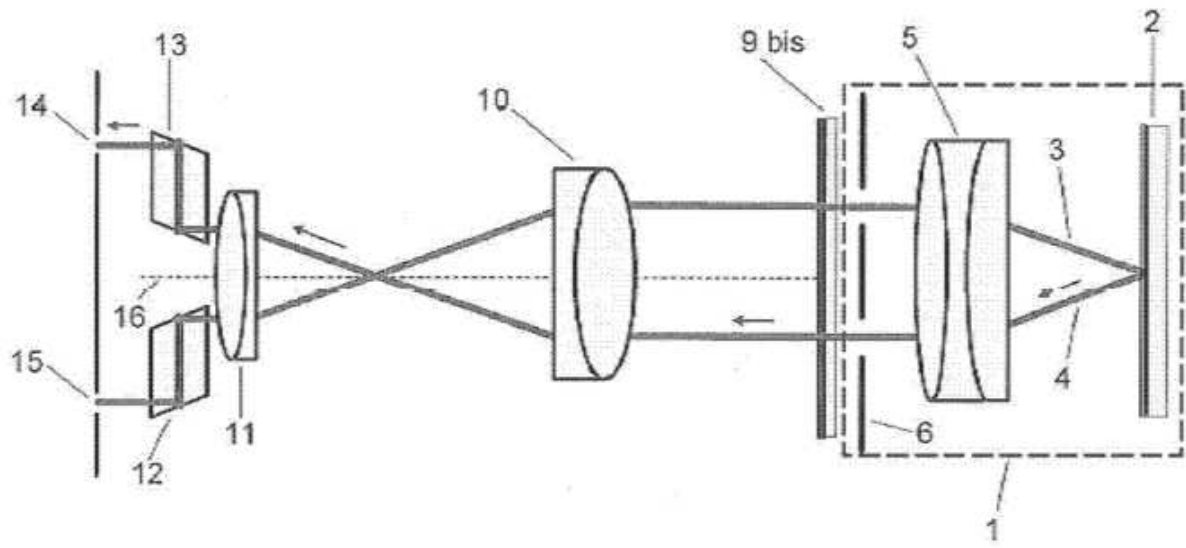


FIG. 3

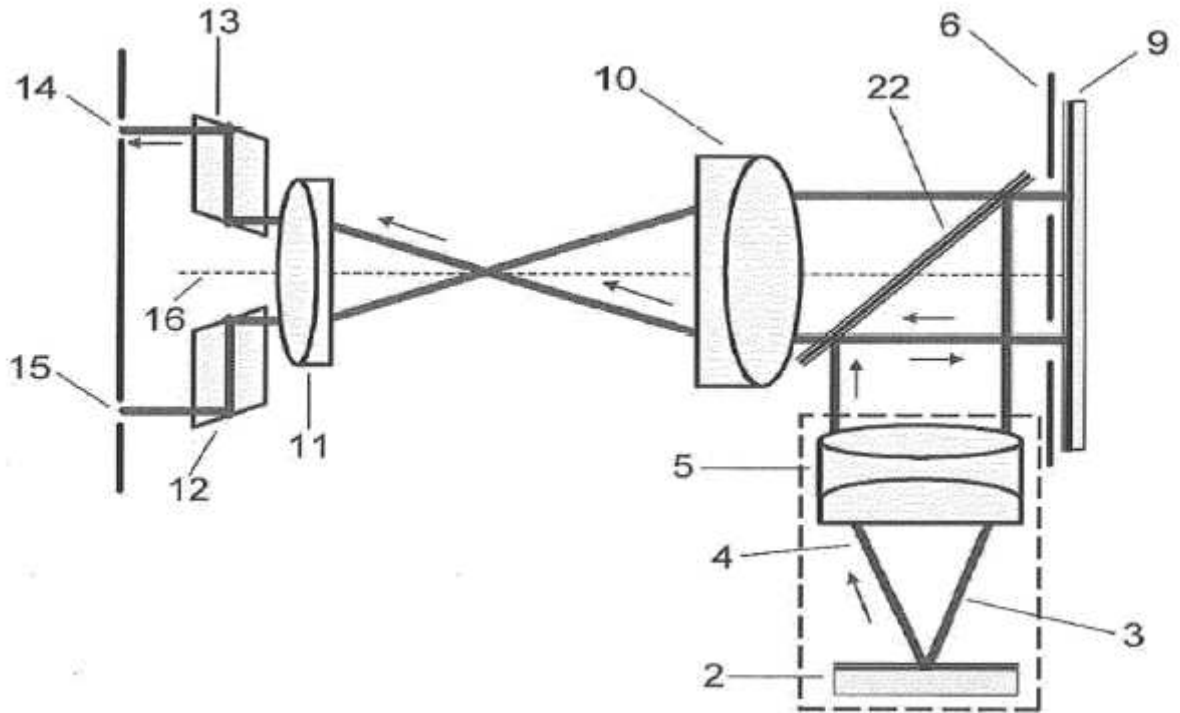


FIG. 4

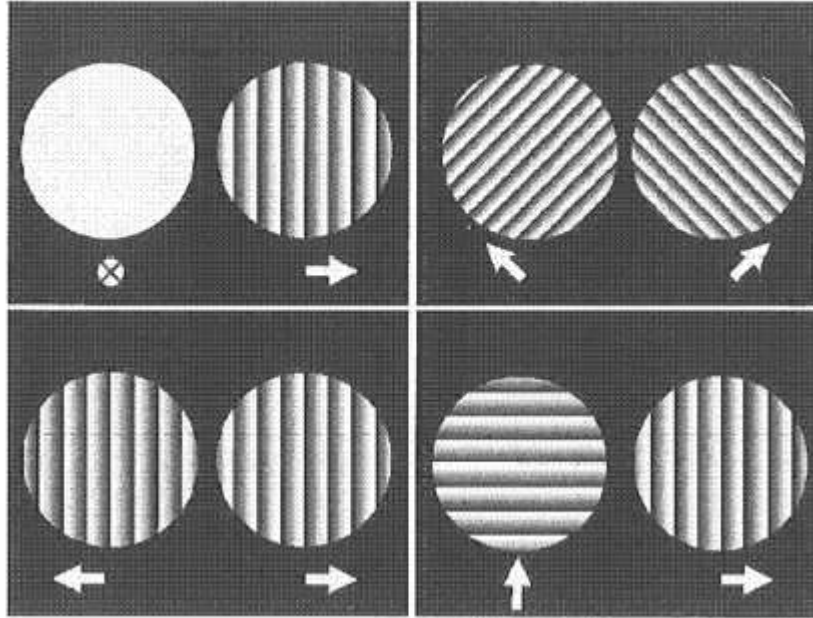


FIG. 5

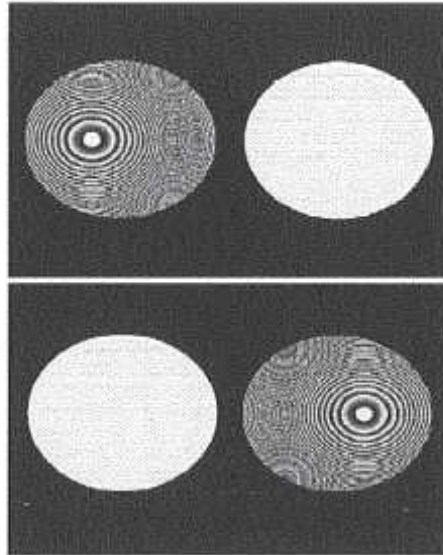


FIG. 6

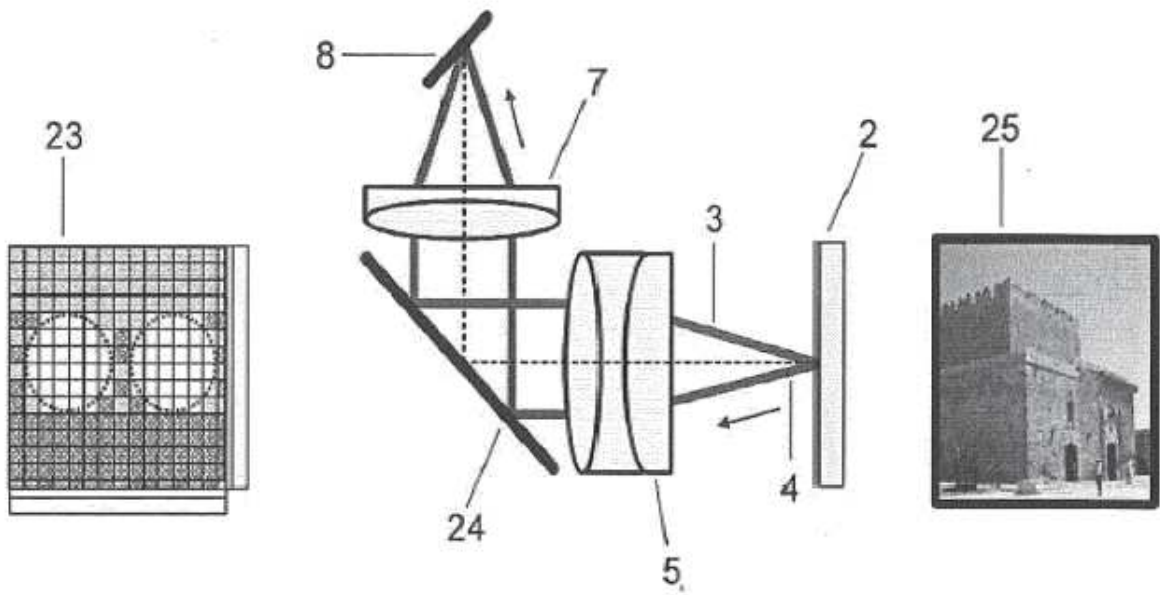


FIG. 7

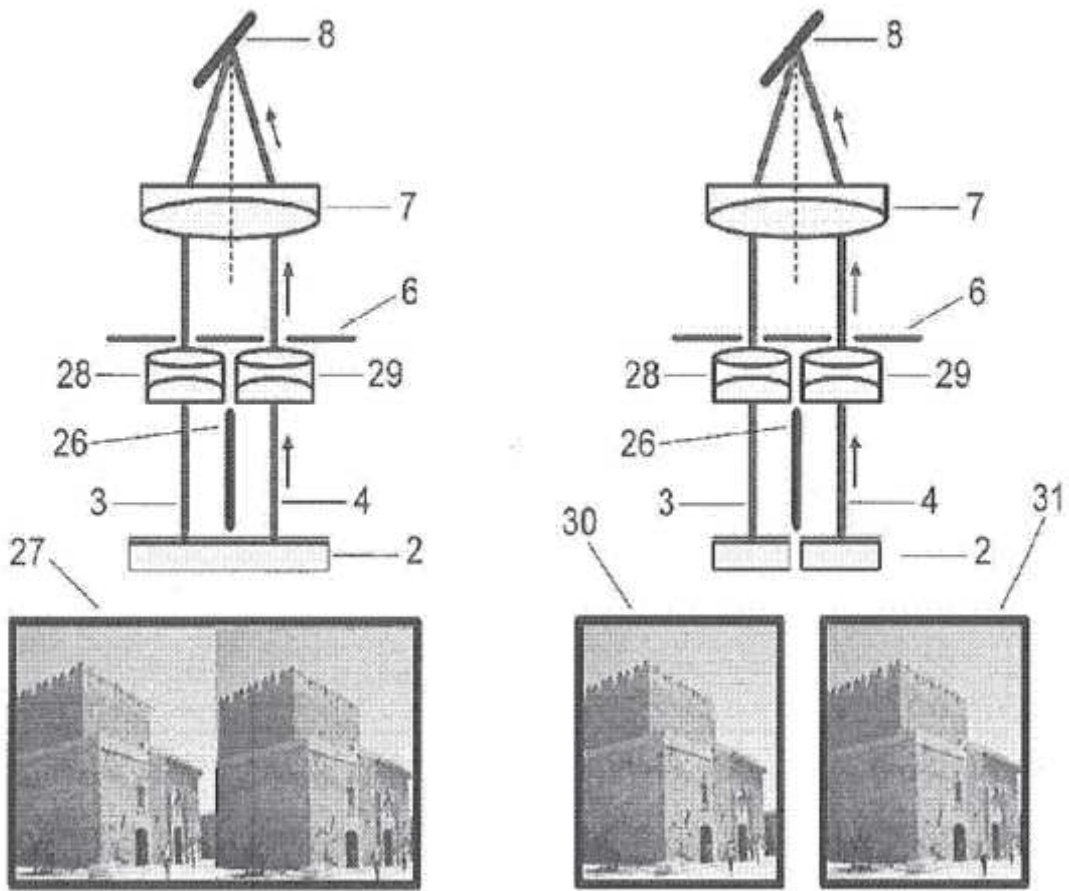


FIG. 8

