

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 686 922**

51 Int. Cl.:

A61B 3/032

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.04.2011** **PCT/US2011/033681**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.10.2011** **WO11133945**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.04.2011** **E 11772822 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.08.2018** **EP 2560543**

54 Título: **Herramienta cercana al ojo para la evaluación de la refracción**

30 Prioridad:

22.04.2010 US 327083 P

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

22.10.2018

73 Titular/es:

**MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY
(100.0%)**

**77 Massachusetts Avenue
Cambridge, MA 02139, US**

72 Inventor/es:

**PAMPLONA, VITOR;
DE OLIVEIRA NETO, MANUEL, MENEZES;
MOHAN, ANKIT y
RASKAR, RAMESH**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 686 922 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

Herramienta cercana al ojo para la evaluación de la refracción

Campo de la tecnología

La invención presente se refiere en general a los optómetros y a la evaluación de los trastornos de la refracción.

5 Antecedentes

Los trastornos de la refracción del ojo incluyen miopía (mala vista de lejos), hipermetropía (mala vista de cerca), astigmatismo y presbicia. En la miopía, el ojo puede enfocar a distancias cortas (por ejemplo, de menos de 30 cm hasta menos del infinito), pero no puede enfocar al infinito. En la hipermetropía, el ojo puede enfocar en o más allá del infinito, pero no puede enfocar a distancias más cortas (por ejemplo, de 30 cm). Cuando el cristalino está completamente relajado: (a) un ojo perfecto enfoca los rayos paralelos a un punto único de la retina; (b) un ojo con miopía enfoca los rayos paralelos a un punto anterior a la retina; y (c) un ojo con hipermetropía enfoca los rayos paralelos a un punto posterior a la retina.

El astigmatismo es una afección de la refracción causada por una curvatura tórica en la córnea o en el cristalino. En este caso, el ojo tiene diferentes curvaturas a lo largo de dos meridianos perpendiculares; por tanto, no puede enfocar nítidamente una imagen en la retina. Dicho de otra manera, un ojo astigmático refracta la luz de una manera radialmente asimétrica.

La acomodación es el ajuste de la forma del cristalino del ojo, para enfocar un objeto. Durante la acomodación, la forma de la lente cambia de más plana (cuando el ojo enfoca a una escena lejana) a más esférica (cuando enfoca a un objeto cercano).

La presbicia es una reducción de la capacidad del ojo para realizar acomodaciones que experimentan la mayoría de las personas a partir de los 40 años. Como tal, es considerada un paso natural del procedimiento de envejecimiento del ojo.

La corrección de la refracción para la miopía, hipermetropía y el astigmatismo puede conseguirse mediante el uso de lentes correctoras. El poder de refracción de una lente se expresa en dioptrías, una unidad definida como el recíproco de la distancia focal de la lente expresada en metros. Se puede usar una lente divergente (dioptrías negativas) para corregir la miopía. Se puede usar una lente convergente (dioptrías positivas) para corregir la hipermetropía.

Los trastornos oculares de la refracción son la segunda causa principal de ceguera en el mundo. [World Health Organization, Visual impairment and blindness, Factsheet, 2010]. Más de 153 millones de personas de todo el mundo padecen problemas de visión por la refracción no corregidos y el 87% de ellos - 133,11 millones de personas - residen en países en desarrollo. [B. Holden, Uncorrected refractive error: the major and most easily avoidable cause of vision loss, Community Eye Health, Vol. 20 (63), pp. 37 - 39, 2007]. Muchos de estos pacientes no tienen acceso a las opciones adecuadas de diagnóstico y tratamiento debido al costo - viven con menos de un dólar por día - y debido a la cantidad insuficiente de optometristas. Muchos de ellos ni siquiera saben que las dificultades de visión o los dolores de cabeza son debidos a errores de refracción. A muchos niños, no se les diagnostica la hipermetropía porque pueden ver los objetos con claridad. Sin embargo, debido a que hacen un esfuerzo adicional para enfocar al infinito, con el tiempo éste esfuerzo produce estrés y dolor de cabeza. Todos estos problemas conducen a una enorme pérdida de productividad en los países en desarrollo, con pérdidas estimadas que oscilan entre 88,74 y 133 miles de millones de USD.

La patente de los EE. UU. US 3.841.760 describe un método de enfoque zonal para determinar la cantidad de error astigmático en un sistema óptico objeto. La prueba de enfoque zonal se aplica a la combinación del sistema óptico objeto y los medios ópticos de corrección en un meridiano no principal, preferiblemente uno de los meridianos a 45° respecto a los meridianos principales de los medios ópticos de corrección, con lo que un error es indicado por la prueba. El poder dióptrico de los medios de corrección óptica es variado a continuación, manteniendo el poder en la constante meridiana previamente corregida, hasta que la prueba de enfoque zonal ya no indica error. En este punto, los meridianos principales de la combinación óptica total han desaparecido, el sistema óptico sujeto corregido es anastigmático y la cantidad de corrección astigmática para el sistema óptico sujeto que es necesaria para esta condición está representada por el poder astigmático de los medios ópticos de corrección.

La patente de los EE. UU. US 2007/0195264 describe un método de refracción subjetivo proporcionado para generar una prescripción para una o más lentes correctoras para un paciente. La técnica de refracción subjetiva usa una fuente de luz de onda plana que incluye sustancialmente un punto como objetivo visual. El método de refracción proporciona una serie de puntos finales identificables distintos. Al encontrar tales puntos finales, el procedimiento conduce a una visión corregida de aberraciones. Un conjunto corrector del desenfoque (DCA) incluye una lente que puede ser movida a lo largo de un eje óptico entre el ojo del paciente y la fuente de luz puntual para ajustar el poder de desenfoque hasta que el paciente indique que la imagen borrosa se ha convertido en una imagen de líneas relativamente enfocadas. Se proporciona un conjunto corrector de astigmatismo (ACA) que puede variar continuamente su amplitud incluyendo un par de placas de astigmatismo para ajustar el poder del astigmatismo y el ángulo del eje. El ACA es ajustado hasta

que el paciente indica que la imagen de la línea se ha convertido en una imagen sustancialmente redonda. Un marcador de referencia proporciona elementos mostrados que incluyen una línea de barrido superpuesta en la fuente puntual y que tiene una orientación que es ajustable. El paciente puede controlar subjetivamente el ángulo de barrido de la línea de barrido e indicar que la línea de barrido está alineada con la imagen de línea nítida de la fuente puntual, proporcionando así datos del ángulo del eje de los errores de astigmatismo del ojo del paciente.

Resulta muy conveniente tener una herramienta precisa y de bajo costo para evaluar los trastornos de la refracción, particularmente para ser usada en algunos países en desarrollo, donde los optometristas son escasos o los pacientes no pueden pagar un optometrista. Resulta muy útil si dicha herramienta puede ser usada para el filtrado y el diagnóstico, y para determinar el poder esférico, el poder cilíndrico y el eje cilíndrico de la prescripción de gafas necesarios para corregir el trastorno de refracción.

Compendio

En realizaciones ejemplares de esta invención, se pueden conseguir estos objetivos. Por consiguiente, se proporciona un procedimiento según se define en la reivindicación 1 y un aparato según se define en la reivindicación 14. Las realizaciones pueden comprender aspectos o características de cualquiera de las cláusulas siguientes.

Un procedimiento para evaluar un sistema óptico, comprendiendo dicho procedimiento de forma combinada: controlar una pantalla visual electrónica tal como una pantalla de visualización de alta resolución de un teléfono móvil, teléfono inteligente o visualizador montado en la cabeza (HMD), o gafas de realidad virtual, para mostrar pautas debajo de al menos algunas lentes u orificios muy pequeños de un conjunto de lentes u orificios muy pequeños, cuyo conjunto está dispuesto de manera que la luz de la pantalla visual electrónica pasa a través del conjunto y alcanza el sistema óptico, controlando la pantalla visual electrónica para cambiar las pautas, según lo ve el sistema óptico; de acuerdo con la entrada de control, aceptando la entrada que indica que las pautas parecen, para el sistema óptico, formar una imagen deseada, y determinar, basándose en la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada, al menos un parámetro de refracción del sistema óptico.

La pantalla visual electrónica puede comprender una pantalla de cristal líquido o LCD.

El sistema óptico puede comprender un ojo de un usuario humano.

La entrada de control y la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada pueden provenir del usuario humano. La entrada de control y la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada pueden provenir de otro usuario humano. La entrada de control y la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada pueden provenir de un ordenador.

El al menos un parámetro de refracción puede ser el poder esférico del ojo. El al menos un parámetro de refracción puede ser uno de (i) el poder cilíndrico del ojo y (ii) el eje cilíndrico del ojo. El al menos un parámetro de refracción puede ser uno de (i) la distancia de enfoque corta del ojo y (ii) la distancia de enfoque lejana del ojo.

Las pautas pueden tener posiciones aparentes entre sí, según las ve el sistema óptico, y al menos algunas de las posiciones aparentes pueden cambiar. Al menos una de las pautas, según la ve el sistema óptico, puede tener una forma que cambia. El color de las pautas, según lo ve el sistema óptico, puede variar espacial o temporalmente. Al menos una de las pautas, según la ve el sistema óptico, puede moverse.

La refracción del ojo puede ser radialmente simétrica, las pautas que parecen, al ojo, que se alinean cuando la distancia desde las lentes a un objeto virtual que consiste en las pautas es igual a $1/S$, donde S es el poder esférico, en dioptrías, del ojo

La refracción del ojo puede ser radialmente asimétrica, las pautas se muestran sólo debajo de lentes bisecadas por una línea recta de orientación θ , las pautas consisten en segmentos de línea recta orientados en un ángulo $(\pi/2 + \theta)$, pareciendo las pautas, al ojo, que están alineadas cuando la distancia de las lentes a un objeto virtual que consiste en las pautas es igual a $1/(S + C \sin^2(\alpha - \theta))$, donde S es el poder esférico, en dioptrías, del ojo, C es el poder cilíndrico en dioptrías del ojo, y α es el eje cilíndrico del ojo. El procedimiento puede comprender además los pasos de: proyectar pautas de acomodación simétricas a lo largo del eje cilíndrico del ojo y determinar el intervalo de acomodación del ojo basándose en las distancias más largas y más cortas, desde las lentes hasta el objeto virtual, donde las pautas de acomodación simétrica le parecen al ojo que están alineadas.

La velocidad de acomodación del sistema óptico puede ser determinada controlando la pantalla visual electrónica para cambiar la profundidad de un objeto virtual que consiste en pautas de una profundidad a una nueva profundidad, y medir cuánto tiempo tarda el sistema óptico en acomodarse a la nueva profundidad.

El procedimiento puede comprender además el uso de un divisor de haz para presentar una primera imagen y una segunda imagen al ojo al mismo tiempo, la primera imagen para que proporcione una señal para que el ojo enfoque a la profundidad aparente de la primera imagen, y la segunda imagen es una imagen de prueba para evaluar al menos un parámetro de refracción mientras el ojo está enfocado a esta distancia aparente.

Un aparato puede comprender, de forma combinada: un conjunto de lentes u orificios, dispuestos o adaptados para ser situados sobre una pantalla visual electrónica, como una pantalla de visualización de alta resolución de un teléfono móvil, teléfono inteligente o visualizador montado en la cabeza (HMD), para que la luz de la pantalla visual electrónica pueda pasar a través del conjunto y llegar a un sistema óptico, y al menos un procesador para controlar la pantalla visual electrónica para mostrar pautas debajo de al menos algunas lentes u orificios del conjunto, controlando la pantalla visual electrónica para causar que las posiciones aparentes de las pautas, según las ve el sistema óptico, se acerquen o se separen, según la entrada de control, aceptando una entrada que indique que las pautas parecen, según el sistema óptico, alinearse para formar una imagen única, y determinar, basándose en dicha entrada respecto a la alineación aparente, al menos un parámetro de refracción del sistema óptico. El aparato puede comprender además la pantalla visual electrónica.

Un aparato puede comprender, de forma combinada: un conjunto de lentes u orificios, dispuestos o adaptados para ser situados sobre una pantalla visual electrónica para que la luz de la pantalla visual electrónica pueda pasar a través del conjunto y alcanzar un sistema óptico, y al menos un procesador para controlar la pantalla visual electrónica para mostrar pautas debajo de al menos algunas lentes u orificios del conjunto, que controlan la pantalla visual electrónica para cambiar las pautas, según las ve el sistema óptico, según la entrada de control, aceptando la entrada que indica que las pautas le parecen, al sistema óptico, que forman una imagen deseada, y determinar, basándose en dicha entrada respecto a la alineación aparente, al menos un parámetro de refracción del sistema óptico. La pantalla visual electrónica puede comprender una pantalla de cristal líquido.

En realizaciones ejemplares, esta invención es una herramienta para la evaluación subjetiva de la agudeza visual de un ojo humano. Se dispone una microlente o conjunto de orificios en una pantalla de alta resolución. El ojo es acercado mucho al dispositivo. Las pautas se muestran en la pantalla debajo de algunas de las lentes u orificios. Mediante el uso de software interactivo, el usuario causa que las pautas que el ojo ve parezcan estar alineadas (se superpongan). El software permite al usuario mover la posición aparente de las pautas. Este movimiento aparente es conseguido al predeformar la posición y el ángulo de los haces de rayos que salen de las lentes u orificios. Conforme el usuario alinea la posición aparente de las pautas, la cantidad de predeformación varía. La cantidad de predeformación requerida para que el usuario vea lo que parece ser una pauta única y alineada indica la aberración de la lente del ojo.

Este método es diferente de los métodos convencionales de evaluación de los trastornos de la refracción, en los que la borrosidad es un indicador del desenfoque. Puede ser difícil, en los métodos convencionales, que un observador determine si una imagen es más borrosa que otra. En realizaciones ejemplares de esta invención, el problema de la alineación reemplaza la estimación del desenfoque. Es fácil para un usuario saber si dos imágenes están más alineadas (por ejemplo, si dos líneas se acercan entre sí).

Para un ojo que tiene visión radialmente simétrica (es decir, que no es astigmático) y no tiene aberraciones de orden superior, se puede usar un método simple de un paso para evaluar el grado de miopía o de hipermetropía, en realizaciones ejemplares de esta invención. La pantalla de cristal líquido muestra una pauta. El usuario emplea un software interactivo para cambiar la distancia virtual de esta pauta (más lejos o más cerca de la lente). Por ejemplo, la pantalla de cristal líquido puede mostrar inicialmente la pauta a una distancia virtual en la que el ojo puede enfocar con nitidez. El usuario puede aumentar la distancia virtual hasta que comience a ver imágenes múltiples superpuestas, y luego puede disminuir la distancia virtual hasta que vuelva a ver sólo una imagen. Al hacer esto, se puede determinar la distancia de enfoque lejana. A partir de la distancia de enfoque lejana, se puede determinar el grado de miopía o de hipermetropía, según sea el caso. (Para un ojo miope, la distancia de enfoque lejana es menor que el infinito, para un ojo hipermetrope es mayor que el infinito). La distancia de enfoque lejana es igual a $1/S$, donde S es el poder esférico de la prescripción de las gafas.

Si el ojo que se prueba es astigmático, sin embargo, este método de un único paso no da resultado. En el astigmatismo, el ojo refracta la luz de una manera radialmente asimétrica. En consecuencia, el usuario no puede alinear las pautas en una imagen única nítida.

Para resolver este problema, en realizaciones ejemplares de esta invención, se puede usar un método de dos pasos para evaluar un ojo que es o puede ser astigmático.

En el primero de estos dos pasos, los parámetros de una prescripción de gafas (el poder esférico del ojo, el poder cilíndrico y el eje cilíndrico) pueden ser fácilmente determinados a partir de un pequeño número de mediciones a lo largo de diferentes meridianos. Por ejemplo, en la primera medida, se pueden emplear dos lentes con un ángulo de θ . ("Con un ángulo de θ " significa que la línea que se cruza con el centro de las dos lentes tiene un ángulo θ respecto a alguna referencia). Debajo de cada una de las dos lentes, la pantalla de cristal líquido muestra una línea con una orientación $(\pi + \theta)$. Al usar software interactivo, el usuario mueve la posición aparente de las dos líneas mostradas en 1D (más cerca o más lejos entre sí). Al usuario le parecerán alineadas las dos líneas cuando la distancia de la lente al objeto virtual sea igual a $1/(S + C \sin^2(\alpha - \theta))$, donde S es el poder esférico del ojo, C es su poder cilíndrico, y α es el ángulo del eje cilíndrico. Las mediciones son repetidas a lo largo de diferentes meridianos, donde $\theta \in [0, \pi)$. Por ejemplo, las mediciones pueden ser repetidas hasta ocho veces a lo largo de meridianos igualmente separados. Sin embargo, el número de muestras puede ser mayor o menor de ocho, y los meridianos no necesitan estar igualmente separados. Estas muestras son usadas para encontrar una estimación óptima (en el sentido de los mínimos cuadrados) de los parámetros del ojo.

Estas mediciones indican si el ojo es miope, hipermetrope o astigmático. A partir del poder esférico (S), se puede determinar si el ojo es miope o hipermetrope. A partir del poder cilíndrico y el eje cilíndrico (C y α), se puede determinar si el ojo es astigmático y cómo.

5 En el segundo de estos dos pasos, también se puede determinar el intervalo de acomodación del usuario. El "intervalo de acomodación" de un usuario significa el intervalo de distancias a las que un ojo no corregido puede enfocar nítidamente un objeto. El máximo del intervalo es la distancia de enfoque lejana (la distancia más lejana a la que el ojo no corregido puede enfocar nítidamente); y el mínimo del intervalo es la distancia de enfoque corta (la distancia más corta a la que el ojo no corregido puede enfocar nítidamente).

10 En este segundo paso del método de dos pasos, se pueden usar proyecciones simétricas a lo largo del eje cilíndrico para determinar el intervalo de acomodación del usuario, de la manera siguiente: (Si el primer paso muestra que el ojo no tiene astigmatismo, es decir, si el ojo tiene una visión radialmente simétrica, entonces se puede usar cualquier eje cilíndrico). La pantalla de cristal líquido muestra una pauta sinusoidal de ID en el ojo que está siendo probado. El usuario emplea un software interactivo para cambiar la distancia virtual de esta pauta sinusoidal (más lejos o más cerca de la lentilla). Cuando la distancia virtual está dentro del intervalo de acomodación del ojo, el usuario ve sólo una imagen única y sin cambios en la sinusoide. Sin embargo, cuando la distancia virtual queda fuera del intervalo de acomodación (más allá de la distancia de enfoque lejana o menos de la distancia de enfoque corta), el usuario ve imágenes múltiples (y en algunos casos parcialmente superpuestas) de la sinusoide. De esta manera, se puede determinar la distancia de enfoque lejana y la distancia de enfoque corta (y por tanto el intervalo de acomodación).

20 Durante estas pruebas, el enfoque óptimo varía. Algunas veces, es deseable que el ojo enfoque hacia el infinito (para medir la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo). En otras ocasiones, es deseable que el ojo enfoque hacia la distancia virtual (para medir la presbicia). Por ejemplo, en el primer paso del método de dos pasos descrito anteriormente (cuando se prueba el astigmatismo), es deseable que el ojo enfoque hacia el infinito. Por el contrario, en el segundo paso del método de dos pasos descrito anteriormente (cuando se prueba el intervalo de acomodación en un ojo astigmático), es deseable que el ojo enfoque hacia la distancia virtual.

25 Los rayos de luz de cada lentilla, respectivamente, están colimados. Esta señal tiende a causar que el ojo tienda a enfocar hacia el infinito. Una línea recta no se superpone a esta señal. Por tanto, es preferible utilizar una línea recta para aquellas mediciones en las que se desea enfocar hacia el infinito (como el primer paso del método de dos pasos descrito anteriormente). Por el contrario, una forma sinusoidal fuerza al ojo a enfocar a la distancia virtual. Por tanto, es preferible usar una forma sinusoidal para aquellas pruebas en las que se desea enfocar a la distancia virtual (como el segundo paso del método de dos pasos descrito anteriormente).

30 En realizaciones ejemplares, la velocidad de acomodación de un sistema óptico puede ser evaluada también. Por ejemplo, una imagen puede ser mostrada a una profundidad virtual en un marco y a otra profundidad virtual en el siguiente marco. La velocidad a la que el sistema óptico se acomoda a la nueva profundidad puede ser medida usando un software.

35 En realizaciones ejemplares con una pantalla de cristal líquido y un conjunto de lentillas, no hay elementos ópticos que se muevan físicamente. Por ejemplo, ningún orificio pequeño o espejo cambia su posición física. Por el contrario, cambian las imágenes que se muestran en la pantalla de cristal líquido.

40 Ni, en esas invenciones ejemplares, se crea dentro del ojo una fuente de luz virtual. Por ejemplo, no se dirige ninguna luz láser al ojo para crear una fuente de luz virtual dentro del ojo, con el fin de tomar medidas de la luz cuando ésta sale del ojo (como se hace en la técnica convencional de Shack-Hartmann).

45 La pantalla de visualización puede estar alojada en una variedad de formatos. Por ejemplo, puede comprender una pantalla de visualización de un teléfono móvil, teléfono inteligente o visualizador montado en la cabeza (HMD). O, por ejemplo, la pantalla de visualización puede comprender un monitor de ordenador. En este caso, se puede usar la óptica de la transmisión de información para crear, en el plano focal del conjunto de lentillas, una pantalla miniaturizada de la imagen en el monitor del ordenador. De la misma manera, se puede usar cualquier tipo de pantalla visual electrónica. Este sistema no requiere pantallas de cristal líquido o LCDs. Puede funcionar con pantallas basadas en las DMD basadas en las DLP, OLED, Plasma, CRT, entre otras.

50 En algunas realizaciones, se puede usar un conjunto regular de orificios pequeños, en lugar de un conjunto de lentillas. Los orificios pequeños tienen una producción de luz menor que un conjunto de lentillas. Para compensar esto, se puede emplear una pantalla más brillante.

Si se usa un conjunto de lentillas, la diafonía entre los haces de rayos que salen de las lentillas respectivas puede ser reducida omitiendo las demás lentillas.

55 Si se utilizan orificios, la diafonía entre los haces de rayos de los orificios correspondientes es también un problema, especialmente cuando se reduce el espacio entre orificios (para aumentar la producción de luz) o se aumenta la distancia entre la máscara y el orificio (para aumentar el poder de resolución).

Para resolver este problema, se pueden usar "Jittered pinholes" u orificios dispersos. "Jittered pinholes" quiere decir que los orificios pequeños son desplazados aleatoriamente de una pauta de cuadrícula regular. Con una pauta de "jittered pinholes", la diafonía (ruido) aparece como una falta de definición para el observador. Cuando el objeto visualizado se encuentra a una distancia virtual en la que el ojo no puede enfocar con nitidez, el usuario sólo ve una imagen borrosa. Al escalar los dibujos en la pantalla, el usuario puede variar la distancia virtual (por ejemplo, mediante el uso de un software interactivo para cambiar una pantalla de cristal líquido). Cuando la distancia virtual entra dentro del intervalo de acomodación del ojo, el objeto aparece, destacándose contra el desenfoque visual creado por la diafonía.

Otro problema de los orificios es que el foco del ojo tiende a flotar. Para resolver este problema, cuando es deseable que el ojo que está siendo probado deba enfocar al infinito, se le puede indicar al usuario que mire una escena distante con el otro ojo.

Otra manera de resolver este problema (de la distancia focal del eje flotando cuando se emplean orificios), es usar un separador de haz para mostrar dos imágenes al mismo tiempo al ojo que está siendo probado. La primera imagen es una imagen de fondo; la segunda es una imagen de prueba con pautas que el observador intenta alinear. La imagen de prueba es creada mediante un conjunto de orificios pequeños. Para el usuario, la imagen de prueba parece estar situada en medio de la imagen de fondo. La imagen de fondo es una señal visual que tiende a hacer que el ojo enfoque a la distancia aparente de la imagen de fondo, mientras que la agudeza visual del ojo es evaluada usando la imagen de prueba.

La descripción anterior de la invención presente es sólo un resumen. Solamente se pretende ofrecer una introducción general a algunas realizaciones ilustrativas de esta invención. No describe todos los detalles de esta invención. Esta invención puede ser realizada de muchas otras formas.

Descripción breve de los dibujos

La Figura 1 muestra a un usuario viendo la pantalla de un teléfono móvil a corta distancia, para evaluar la agudeza visual.

La Figura 2 muestra una pantalla del teléfono móvil mostrando los resultados de una evaluación del poder de refracción de un ojo.

La Figura 3 es un diagrama que muestra una pantalla de cristal líquido cubierta por un conjunto de lentes.

La Figura 4 es un diagrama que muestra dos rayos de luz paralelos desde un punto virtual en el infinito que pasan a través de un conjunto de orificios pequeños y que están siendo enfocados a un único punto en el plano de la retina.

La Figura 5 muestra la luz de un punto virtual enfocado por un ojo miope en diferentes puntos en el plano de la retina, dependiendo de la distancia a un punto virtual.

La Figura 6 muestra la luz que está siendo colimada conforme pasa a través de las lentes respectivas de un plano de microlentes.

La Figura 7 es un diagrama que muestra imágenes ilustradas en el plano de visualización e imágenes vistas por un usuario, en varios escenarios.

Las Figuras 8A, 8B, 8C, 8D y 8E muestran cada una, en la porción superior, imágenes separadas que se muestran en una pantalla de cristal líquido, y en la parte inferior, cómo éstas parecen como una imagen única y alineada para el observador cuando la distancia al punto virtual está dentro del intervalo de acomodación del ojo.

La Figura 9A muestra una pauta de "jittered pinholes" u orificios dispersos.

La Figura 9B muestra una pauta de máscara de visualización dispersa, "jittered", correspondiente.

La Figura 9C muestra una forma que se destaca claramente contra un fondo borroso, cuando el punto virtual se encuentra dentro del intervalo de acomodación del ojo.

La Figura 9D muestra que la forma no se destaca claramente contra un fondo borroso, cuando el punto virtual no se encuentra dentro del intervalo de acomodación del ojo.

La Figura 10A muestra un dispositivo con un conjunto de lentes que puede ser fijado a una pantalla de cristal líquido de un teléfono inteligente.

La Figura 10B muestra un dispositivo de este tipo situado junto a un teléfono inteligente.

La Figura 10C muestra un procesador dentro de un teléfono inteligente.

Las Figuras 11A, 11B y 11C son diagramas que muestran vistas en sección transversal, en perspectiva y por la porción superior (respectivamente) de un dispositivo que aloja un conjunto de orificios pequeños e incluye un conjunto móvil de máscaras de visualización.

5 La Figura 12 es un diagrama de un dispositivo divisor de haz que muestra una imagen de fondo y una imagen de prueba al mismo tiempo, para forzar al ojo a enfocar a la distancia aparente de la imagen de fondo mientras se evalúa su poder de refracción.

La Figura 13 es un diagrama de conjuntos de lentillas dispuestas sobre las pantallas de visualización de un visualizador montado en la cabeza.

10 La Figura 14A es un diagrama que muestra una óptica de transferencia de datos para crear, en el plano focal de un conjunto de lentillas, una imagen minimizada de la pantalla de un monitor de ordenador.

La Figura 14B es una vista superior de un conjunto de lentillas y de la óptica de transferencia.

La Figura 15 enumera ejemplos de dispositivos de entrada que pueden ser empleados por el usuario en conexión con esta invención.

15 Las Figuras anteriores ilustran algunas realizaciones ilustrativas de esta invención, o proporcionan información que se refiere a esas realizaciones. Sin embargo, esta invención puede ser realizada de muchas otras formas. Las Figuras anteriores no muestran todos los detalles de esta invención.

Descripción detallada

20 La Figura 1 muestra un usuario manteniendo un teléfono inteligente sobre uno de sus ojos, en una realización ejemplar de esta invención. La pantalla de cristal líquido del teléfono inteligente está cubierta por un conjunto de microlentes 105. La pantalla de cristal líquido muestra una línea verde 101 y una línea roja 102. La posición de las líneas así visualizadas está predeformada para corregir (al menos parcialmente) la aberración de la lente del ojo. Para el usuario, las líneas 101 y 102 parecen como la línea verde 104 y la línea roja 103, respectivamente.

25 La Figura 2 ilustra una pantalla de teléfono inteligente que muestra los resultados de una evaluación de la agudeza visual, de una realización ejemplar de esta invención. Los resultados mostrados son parámetros estándar de una prescripción de gafas, concretamente (de arriba a abajo de la pantalla) el poder esférico, el poder cilíndrico y el eje cilíndrico. Se pueden mostrar otros resultados. Por ejemplo, la pantalla puede mostrar también resultados para la presbicia, tal como "Presbicia: +3.00".

30 La Figura 3 es un diagrama que muestra un conjunto de microlentes dispuestas sobre una pantalla de visualización de alta resolución controlable, de una realización ejemplar de esta invención. Por ejemplo, la pantalla de visualización puede comprender una pantalla de cristal líquido. El observador mantiene esta configuración al lado del ojo que está siendo probado. La imagen formada en la retina del observador depende de las propiedades de la refracción del ojo evaluado. Usando un esquema de interacción simple, el usuario modifica la pauta mostrada hasta que la imagen percibida se aproxima a un resultado especificado. Basándose en esta interacción, se pueden estimar las condiciones de refracción del observador, como la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo. En la Figura 3 (y en las Figuras 4 y 35 5 también), para mayor simplicidad, una sola lente representa el poder de refracción combinado de la córnea y el cristalino.

En realizaciones ejemplares de esta invención, se dispone un conjunto de orificios pequeños sobre una pantalla de cristal líquido de alta resolución controlable. El conjunto consta de ocho orificios pequeños, dispuestos en una retícula regular de 3x3. La Figura 4 es un diagrama de rayos simplificado para tal configuración, que muestra dos orificios en 40 un plano. Conforme se iluminan los puntos directamente debajo de cada orificio (puntos A y B), dos rayos paralelos entran al ojo simulando un punto virtual en el infinito. Un ojo que se puede enfocar en el infinito hace que estos rayos converjan, y se encuentran en un solo punto P en la retina.

La Figura 5 muestra la misma configuración (pantalla de visualización con conjunto de orificios pequeños) de la Figura 4. Sin embargo, en la Figura 5, el ojo es miope en lugar de perfecto. Como resultado, los rayos paralelos de luz A y B 45 son hechos converger por el ojo miope a un único punto por delante de la retina y luego divergen nuevamente para entrar en la retina por los puntos P_A y P_B, respectivamente.

Según se muestra en la Figura 5, cambiar la posición del punto A (o B) cambia la vergencia de los rayos producidos por los orificios. Por ejemplo, mover los puntos A y B más cerca el uno del otro en el plano de visualización hace que los rayos correspondientes diverjan, moviendo progresivamente el punto virtual más cerca del observador. Del mismo 50 modo, al separar estos puntos, los rayos asociados convergen, alejando el punto virtual del observador. Para un ojo miope, conforme los puntos A y B se acercan, los dos puntos superpuestos se superponen en la retina en P. La cantidad de desplazamiento aplicada a A y B indica el error de refracción en el ojo del observador. El caso de la hipermetropía (mala vista de cerca) es similar: conforme los puntos A y B se alejan más en el plano de visualización, los rayos resultantes convergen, creando un punto virtual "más allá del infinito".

La cantidad de desplazamiento c requerida para crear una fuente virtual a una distancia d del ojo es:

$$c = (f / a) / (d - t) \quad (\text{Ecuación 1})$$

donde t es la distancia desde el conjunto de orificios hasta el ojo, a es el espacio entre los orificios, y f es la distancia entre el conjunto de orificios y el plano de la pantalla. (En la medida en que las distancias a , c , f y t se muestran en las Figuras 4 y 5, tienen el mismo significado que el definido en el párrafo anterior). Usando una pantalla de cristal líquido programable, la distancia entre el punto de escena virtual y el ojo puede ser variada sin ningún elemento óptico en movimiento. Esto es equivalente a variar el poder de una lente situada frente al ojo.

De la Ecuación 1, el poder de una lente divergente necesaria para curar la miopía se da (en dioptrías) por $D = (1 / d) = 1000 / (f (a / 2) / c + t)$, donde todas las distancias están en mm. Los valores positivos para c y D representan miopía, mientras que los valores negativos representan hipermetropía. Si la distancia t de la lentilla ocular es muy pequeña en comparación con la distancia de la fuente virtual del ojo, d , entonces, para fines prácticos, t puede ignorarse a lo largo de 5 dioptrías ($d = 200$ mm) o menos. En este caso, el poder de la lente divergente puede ser aproximado a $D = 2000c / fa$. La corrección para la hipermetropía puede ser calculada de manera similar.

A diferencia de un punto real, el punto virtual proyecta en el ojo un conjunto discontinuo de rayos. El número de rayos que llegan del punto virtual está limitado al número de orificios. Esto produce un círculo discontinuo de confusión para un punto que está fuera de foco. En el caso de dos orificios pequeños, obtenemos dos puntos en la retina (en lugar de un círculo continuo de confusión) cuando el punto virtual está desenfocado. Esta diferencia nos permite convertir un problema de estimación de desenfoque en un problema más sencillo de alineación.

La Figura 5 muestra un diagrama de rayos simplificado en un plano para un conjunto de microlentes dispuestas sobre una pantalla de LCD, en una realización ejemplar de esta invención. Las lentillas permiten una mayor producción de luz que los orificios pequeños. En esta configuración basada en las lentes, el conjunto de microlentes está situado a una distancia (desde la pantalla de visualización LCD) igual a la longitud focal de las microlentes. En lugar de un rayo único proveniente de cada orificio en una dirección, se obtiene un haz de rayos paralelos, según se muestra en la Figura 5. Esto introduce una ambigüedad focal: el ojo puede enfocar (o acomodarse) ya sea al punto virtual a una distancia d , o al infinito para enfocar el haz paralelo de rayos en la retina. Como se analiza a continuación, una señal de enfoque puede hacerse más fuerte que la otra al variar las pautas mostradas.

El tamaño de la pupila limita la separación máxima entre las lentillas, lo que afecta al intervalo alcanzable del poder correctivo. Además, la granularidad del conjunto de microlentes afecta a la resolución del eje cilíndrico (en caso de astigmatismo).

La resolución en dioptrías de nuestra configuración está limitada por el tamaño de las células cónicas del ojo (efectivamente el tamaño de píxel de la retina), $p_e \sim 4 \mu\text{m}$, y la distancia focal del ojo, $f_e \sim 17$ mm. Suponemos que el usuario humano puede resolver desajustes de un solo píxel o célula cónica.

Si $t \sim 0$, entonces, aplicando la Ecuación 1, la resolución máxima de nuestra configuración (en dioptrías) es:

$$D_{\min} = 2000 \max\left(\frac{p_d}{f_a}, \frac{p_e}{f_e a}\right) \quad (\text{Ecuación 2})$$

donde a es la separación (paso) entre los orificios o las lentillas usadas, f es la distancia entre el plano de la pantalla y el orificio o plano de la lentilla, p_e es el "tamaño del píxel", equivalente de la retina, f_e es la distancia focal del ojo y p_d es el tamaño del píxel de la pantalla (y es igual al desplazamiento c más pequeño).

Por ejemplo, con una separación entre orificios, $a = 3$ mm, esto equivale a 0,15 dioptrías como el límite superior establecido por p_c . Esto se reduce adicionalmente por difracción en el ojo y la óptica de esta invención.

En realizaciones ejemplares de esta invención, la miopía puede ser medida fácilmente. Por ejemplo, si se considera una realización que usa un conjunto de microlentes. El observador mira a través del conjunto de microlentes y ve múltiples pautas parcialmente superpuestas (una de cada lentilla, según se muestra en la Figura 7, arriba). El observador continúa con una búsqueda 1D e intenta alinear las pautas desplazándolas debajo de las lentillas (ya sea acercándolas o separándolas). La separación entre las pautas (en la LCD) cuando parecen alineadas (según lo ve el usuario a través de las microlentes) da una medida de la miopía. A lo largo de este procedimiento, el ojo del observador está enfocado lo más cerca posible del infinito (estado completamente relajado) debido al haz de rayos paralelos que llegan desde cada lentilla.

Para medir la hipermetropía, el punto virtual es alejado del ojo, lo que causa que el ojo se acomode hasta que la lente está completamente relajada, pero la imagen sigue aun nítidamente enfocada. Mover el punto virtual más lejos da como resultado múltiples imágenes superpuestas. La distancia a la que el ojo ya no puede enfocar la pauta da una medida del grado de hipermetropía.

Los diagramas de rayos simplificados mostrados en las Figuras 3 y 4 funcionan bien con lentes esféricas (y evalúan trastornos radialmente simétricos tales como miopía e hipermetropía), pero son inadecuados para describir aberraciones no radialmente simétricas o de orden superior.

El astigmatismo es un error de refracción común debido a la forma irregular de la córnea y/o la lente del ojo. Causa que el ojo refracte la luz de una manera radialmente asimétrica. El astigmatismo no se puede corregir solamente con una lente esférica. Mover un punto virtual de forma radialmente simétrica no conduce a una evaluación correcta del astigmatismo.

- 5 Para el astigmatismo, se necesita ver cómo el espacio de rayos generalizado se transforma fuera y dentro del ojo. Un ojo astigmático se modela con frecuencia en forma de parche tórico (esferocilíndrico), y su poder de refracción $P(\theta)$ a lo largo de un meridiano con dirección θ se caracteriza como:

$$P(\theta) = S + C \sin^2(\alpha - \theta)$$

- 10 donde S es el poder esférico del ojo, C es su poder cilíndrico, y α es el ángulo del eje del cilindro. Se deduce que $\min(P(\theta)) = S$, y $\max(P(\theta)) = S + C$.

- 15 Desgraciadamente, la alineación de la mayoría de las pautas (tal como una cruz) no es fácil en presencia de astigmatismo debido a aberraciones cilíndricas (según se muestra en la Figura 7, centro). A diferencia del caso esférico, mover dos puntos a lo largo de la dirección radial produce una espiral en sus posiciones observadas, y es posible que nunca se superpongan. Un único punto virtual se aplica a dos puntos de imagen diferentes. Las líneas alineadas con el eje cilíndrico (eje vertical de la Figura 7) son colineales, pero las líneas con cualquier otra orientación no se vuelven colineales. Como el eje del astigmatismo no es conocido a priori, es difícil diseñar pautas y su movimiento para estrategias de alineación óptimas. Permitir que las perturbaciones 2D alineen dos puntos da resultado, pero el procedimiento es lento, tedioso y propenso a errores (búsqueda 2D).

- 20 En realizaciones ejemplares de esta invención, este problema se resuelve exponiendo dos lentes orientadas a la vez al ángulo θ (según se muestra en la Figura 7, parte inferior). Se observa que sólo un segmento de línea situado en orientación $(\theta + \pi/2)$ se vuelve colineal cuando la imagen virtual es creada en el plano focal delantero a una distancia $1/(S + C \sin^2(\alpha - \theta))$ desde la lente. Las dioptrías en este meridiano se deducen calculando el número de pasos necesarios mientras se mueven estos dos segmentos de línea paralelos perpendicularmente entre sí. Nota: para un ojo astigmático: (1) todas las orientaciones de segmento de línea, distintas de $(\theta + \pi/2)$ pueden dar resultados incorrectos, y (2) todas las distancias (que no sean $1/S + C \sin^2(\alpha - \theta)$) puede conducir a resultados incorrectos.

Al evaluar los errores de la refracción del ojo a lo largo de $\theta \in [0, \pi]$, se pueden determinar los valores de los parámetros S , C y α del ojo. Un pequeño número de tales mediciones son recogidos a lo largo de diferentes meridianos, y usados para hallar una estimación óptima (en el sentido de los mínimos cuadrados) de los parámetros del ojo. Los meridianos que son muestreados pueden estar igualmente separados, pero tal separación idéntica no es necesaria.

- 30 La Figura 7 ilustra las dificultades de alineación en el contexto del astigmatismo y cómo se resuelven estas dificultades. La Figura 7 muestra tres casos: (1) (Superior) Cuando el ojo tiene una aberración esférica solamente, y sin astigmatismo, el usuario puede alinear pautas con forma de cruz: (2) (Medio) Cuando el ojo tiene astigmatismo, el usuario no puede alinear dos formas en cruz, y (3) (Inferior) Cuando el ojo tiene astigmatismo, el usuario puede alinear dos segmentos de línea recta, si están orientados a $(\theta + \pi/2)$.

- 35 En cada caso (Superior, Inferior, Medio) representado en la Figura 7, las imágenes de la izquierda ilustran las pautas mostradas en la pantalla. Cada celda de una cuadrícula representa la pantalla debajo de un orificio/lentilla. Las imágenes de la derecha muestran lo que el usuario ve. La Figura 7 muestra lo que sucede cuando el usuario mueve las pautas más cerca una de otra. En cada caso, hay una secuencia de tres cuadrículas de imágenes en forma de cruz a la izquierda, que ilustran (de arriba a abajo) las formas mostradas acercándose, y una secuencia de tres fotos a la derecha, que muestra (de arriba a abajo) cómo las imágenes vistas por el usuario aumentan la alineación. Cada secuencia de fotografías a la derecha fue tomada por una cámara con miopía simulada.

- 45 El caso que se muestra en la porción superior de la Figura 7 es un ojo con aberraciones esféricas solamente. En este caso, el poder esférico S puede ser medido mostrando una pauta de cruz (o cualquier otra pauta) debajo de dos lentillas (por ejemplo, la lentilla 701 y la lentilla 703 que están sobre la celda derecha superior 705 y la celda izquierda inferior 707 de la cuadrícula, respectivamente). El usuario mueve entonces las pautas hasta que se alinean en la retina. Esta alineación ocurre cuando la cruz virtual A está a una distancia $1/S$ de la lente.

Los casos que se muestran en las porciones media e inferior de la Figura 7 son para un ojo astigmático, es decir, un ojo con aberraciones cilíndricas.

- 50 El caso de la parte media de la Figura 7 muestra las dificultades que pueden surgir al tratar de alinear una forma general, tal como una cruz, en presencia de una aberración astigmática. Infortunadamente, la creación de puntos virtuales en el plano focal de la lente esféricocilíndrica a $1/(S + C)$ no ayuda a la alineación en presencia de aberraciones cilíndricas. A diferencia del caso esférico, los centros de signos en cruz no se encuentran necesariamente si simplemente son movidos hacia o desde el centro.

- 55 El caso de la parte inferior de la Figura 7 muestra una solución a este problema para realizaciones ejemplares de esta invención. La solución implica mover segmentos de línea orientados perpendicularmente a la línea que une las dos lentillas (es decir, orientados a $(\theta + \pi/2)$). La separación a la que estas líneas son percibidas por el usuario como

superpuestas proporciona el poder a lo largo del meridiano correspondiente, según se ha analizado anteriormente. En el ejemplo que se muestra en la parte inferior de la Figura 7, el cilindro está orientado de manera que α es igual a 90 grados. Por tanto, en este ejemplo particular, la fórmula se reduce a $1/(S + C \sin^2\theta)$.

5 Para medir el intervalo de acomodación, además de probar la distancia de enfoque lejana, se prueba también la distancia de enfoque cercana al acercar el punto virtual hasta que el ojo deja de enfocar. Esto ofrece también una medida de la presbicia (mala visión cercana debido a la edad), donde la lente tiene un intervalo de acomodación reducido.

10 En realizaciones ejemplares de esta invención, se emplea un procedimiento de dos pasos. En primer lugar, se mide el astigmatismo, produciendo estimaciones del poder esférico, del poder cilíndrico y del eje cilíndrico del ojo, según se ha descrito anteriormente. En segundo lugar, las pautas de acomodación simétrica son proyectadas a lo largo del eje cilíndrico para probar el intervalo de acomodación.

Las Figuras 8A a 8E muestran algunas de las diferentes pautas visuales que se probaron en un prototipo de esta invención. Para cada una de estas Figuras, la porción superior muestra un par de formas usadas para la alineación, y la porción inferior muestra la pauta obtenida después de que las formas están alineadas.

15 En realizaciones ejemplares de esta invención con un conjunto de lentillas, se proporcionan dos señales de enfoque distintas para el observador: una hacia el infinito (debido a que la luz que sale de cada lente, respectivamente, es colimada) y otra con una profundidad finita (debido a superponer, entre las diferentes vistas de las lentillas, la posición del objeto virtual). Una señal de enfoque puede reforzarse con la otra, dependiendo de las pautas que se muestran debajo de cada lentilla. La capacidad de cambiar entre las dos proporciona una mayor flexibilidad para medir los errores de refracción y el intervalo de acomodación.

20 En métodos de evaluación convencionales, se usa una escena distante o lágrimas de ojo ciclopéjico para mantener el ojo enfocado hacia el infinito (es decir, para impedir la acomodación).

25 Por el contrario, en realizaciones ejemplares de esta invención con un conjunto de lentillas, cuando es deseable mantener el ojo enfocado hacia el infinito (es decir, impidiendo la acomodación), el haz de rayos paralelos procedentes de cada lentilla es usado para fijar el foco del ojo en el infinito (para un ojo perfecto) o cerca del infinito (para un ojo miope). Además, se utilizan dos lentillas de extremo para producir un desenfoque disjuncto e impedir la acomodación. (Los ejemplos de "lentillas de extremo" en una cuadrícula de 3x3 son las lentillas superior derecha e inferior izquierda, o las lentilla del centro derecha y la lentilla del centro izquierda). Los segmentos de línea recta, como los que se muestran en la Figura 8A, son útiles para medir el astigmatismo, porque no se superponen a la señal de enfoque proporcionada por los rayos paralelos.

30 En las realizaciones ejemplares de esta invención, cuando es deseable mantener el ojo enfocado al punto virtual, se puede usar una pauta sinusoidal lisa, según se muestra en las Figuras 8B y 8D. Para fomentar la acomodación (de manera que el ojo enfoque el punto virtual), se pueden usar pautas idénticas debajo de las lentillas.

35 Pautas sinusoidales idénticas (como las que se muestran en la Figura 8D), son útiles para medir el intervalo de acomodación, la velocidad y la presbicia. Por ejemplo, en una prueba de intervalo de acomodación, la senoide ID que se muestra en la Figura 8D puede ser simétricamente proyectada a lo largo del eje del poder cilíndrico.

40 Alternativamente, las pautas híbridas pueden permitir tanto la acomodación como la alineación. Las transiciones suaves de la pauta fomentan la acomodación, mientras que las partes nítidas permiten al usuario juzgar fácilmente cuando las imágenes están desalineadas o desenfocadas. Un ejemplo es una combinación de la pauta sinusoidal con la pauta lineal. Esta pauta puede ser usada para probar si el usuario está enfocando al infinito y para medir el intervalo de acomodación. La pauta sinusoidal es mostrada debajo de varias lentillas, y las líneas son mostradas solamente debajo de las lentillas de extremo; las líneas se superponen cuando la imagen está enfocada, y se separan cuando las pautas están alineadas incorrectamente.

45 En algunas realizaciones, se puede usar un conjunto regular de orificios, en lugar de un conjunto de lentillas. Los orificios ofrecen menos producción de luz que un conjunto de lentillas. Para compensarlo, se puede emplear una pantalla más brillante.

Si se usa un conjunto de lentillas, la diafonía entre los haces de rayos que salen de las lentillas respectivas puede ser reducida omitiendo una lentilla de cada dos.

50 Si se utilizan orificios, la diafonía entre los haces de rayos de los orificios correspondientes es también un problema. Para resolver este problema, la restricción de los orificios separados regularmente puede ser relajada. En cambio, cada orificio puede estar dispersado una cantidad pequeña (como se muestra en la Figura 9A). Además, la pauta detrás de cada orificio de la máscara de pantalla o LCD puede estar dispersa correspondientemente (según se muestra en la Figura 9B). La pauta dispersa convierte la diafonía entre orificios en ruido aleatorio. Esto es útil cuando el espacio entre orificios es pequeño (mayor producción luminosa) o la distancia entre la máscara y el orificio es grande (mayor resolución del poder) y la diafonía estructurada puede confundir al observador. Debido a la disposición irregular, estas pautas son más difíciles de usar en conjuntos de microlentes.

Dada una pauta deseada, g , y un conjunto disperso de orificios, h , dispuesto a la distancia f de la pauta p , se puede obtener la pauta p por convolución, $p = h \otimes g$. El ojo cuando está enfocado al infinito integra todos los rayos paralelos en un solo punto, y la intensidad del rayo paralelo en la dirección angular β viene dada por $h(x) p(x - f\beta)$. Por tanto, la imagen del ojo formado está dada por $I(\beta) = \sum_x h(x) p(x - f\beta) = h * p$, donde $*$ implica una correlación cruzada. Por tanto, $I = h * h \otimes g$. Está claro que para presentar la imagen g a un ojo humano, se debe usar una pauta de orificios dispersa h , cuya autocorrelación es una función delta. Esto significa que h podría ser un orificio pequeño (la solución trivial) o una pauta pseudoaleatoria con una respuesta de frecuencia de banda ancha, h es creado dispersando orificios de sus posiciones uniformes de la cuadrícula. La pauta impresa es una convolución de una señal S convolucionada con la pauta del conjunto de orificios P . Cuando el ojo mira a través del conjunto de orificios, P , realiza una deconvolución para recuperar S . Esto indica las restricciones de P . Esto no debería ser una supresión de frecuencia, sino que debería ser de banda ancha.

La Figura 9A muestra una pauta de orificios dispersos (h). La Figura 9B muestra una máscara de visualización correspondiente (p) para 0 dioptrías. Cuando se mira esta configuración de orificios dispersos, un ojo perfecto ve una pauta perceptible (g) en medio (según se muestra en la Figura 9C), mientras que un ojo miope ve una imagen borrosa (según se muestra en la Figura 9D). Escalando g , se puede mover el punto virtual más cerca de la lentilla o moverlo lejos de ella.

La pantalla de cristal líquido puede estar alojada en una variedad de formatos diferentes. Por ejemplo, puede comprender la pantalla de visualización de un teléfono móvil, teléfono inteligente o visualizador montado en la cabeza (HMD). O, por ejemplo, la pantalla de cristal líquido puede comprender un monitor de ordenador. En este caso, la óptica de la transmisión de la información puede ser usada para crear, en el plano focal del conjunto de lentillas, una visualización miniaturizada de la imagen en el monitor del ordenador. Este sistema no requiere pantallas LCD. Se puede usar cualquier tipo de pantalla visual electrónica, incluidas las pantallas basadas en DLD, basadas en DLP, OLED, Plasma o CRT.

El conjunto de lentillas o de orificios puede estar fijado sobre la pantalla de visualización. Alternativamente, el conjunto de lentillas o de orificios puede estar alojado en una herramienta de mano separada que es mantenida sobre la pantalla de visualización. La Figura 10A es una vista en sección transversal de dicho dispositivo portátil 1000, en una realización ejemplar de esta invención. Un conjunto de lentillas o de orificios 1002 está alojado en un alojamiento rígido 1004. El usuario mantiene el ojo a ser probado en un ocular 1006. En otra versión, la LCD puede estar dentro del accesorio de los orificios, convirtiéndola en un paquete completo para medir los errores de refracción, sin necesitar un resorte para otra pantalla.

La Figura 10B muestra el dispositivo de mano 1000 mientras está fijado a la pantalla de visualización 1018 de un teléfono móvil 1020. Los botones del teléfono móvil 1022, 1024, 1028 son empleados por un usuario para controlar un software interactivo. Este software permite al usuario, entre otras cosas, alinear las imágenes mostradas y las indicaciones de entrada de la experiencia subjetiva del usuario (para que el usuario vea una imagen alineada). Los auriculares 1030, 1032 pueden ser empleados por el usuario para escuchar instrucciones de audio, tales como instrucciones sobre cómo realizar la prueba de agudeza visual. Un pequeño dispositivo de entrada 1026 aloja botones de volumen, reproducción y pausa 1028 para controlar la salida de audio. Un cable 1025 conecta el dispositivo de entrada 1026 y el teléfono móvil 1020.

La Figura 10C muestra un procesador 1021 dispuesto en el teléfono móvil 1020. Dicho procesador puede ser usado para ejecutar software para (entre otras cosas) aceptar entradas de usuario, controlar la visualización de imágenes de prueba en la pantalla, interactuar por medio de una interfaz gráfica de usuario y calcular los parámetros del ojo. Alternativamente, se puede usar más de un procesador, y todos o algunos de dichos procesadores pueden estar alojados por separado de la pantalla de visualización, incluso en situaciones remotas. Los procesadores situados remotamente pueden estar conectados entre sí o al dispositivo de pantalla de cristal líquido, ya sea mediante conexiones alámbricas o inalámbricas.

En algunas realizaciones de esta invención, las imágenes se muestran mediante máscaras o diapositivas, en lugar de una pantalla de cristal líquido dinámica. En este caso, para cambiar los marcos, se puede transponer un conjunto de máscaras o diapositivas diferentes respecto al conjunto de lentillas o de orificios, para que una diferente de las máscaras o de las diapositivas esté iluminada. Este procedimiento puede ser repetido para mostrar una secuencia de máscaras o diapositivas diferentes. Una amplia variedad de materiales pueden ser utilizados en las diapositivas o máscaras. Por ejemplo, en un prototipo de esta invención, una máscara de visualización comprende una película transparente, en la que una porción de ella ha sido pintada de negro por una impresora láser.

Las Figuras 11A, 11B y 11C son vistas en sección transversal, en perspectiva y desde arriba, respectivamente, de una configuración en la que la pantalla puede ser cambiada pasando máscaras debajo de un conjunto de orificios, en una realización ejemplar de esta invención. En estas Figuras, un dispositivo de mano 1100 con paredes rígidas 1102 aloja un conjunto de orificios 1105. Un usuario puede poner su ojo contra el ocular 1104. Un conjunto de máscaras de visualización 1108 está situado en un brazo movable 1110. Para cambiar el marco, el usuario puede deslizar manualmente el brazo movable 1110, hasta que se muestra una nueva máscara. Cuando se prueba la agudeza visual, un usuario puede deslizar el brazo movable al punto donde aparece una imagen. En este punto, el usuario puede mirar la parte inferior del dispositivo para ver un valor impreso en dioptrías. Por ejemplo, cada imagen puede ser 0,5 dioptrías

mayor o menor que la anterior. La máscara puede estar iluminada con luz ambiental o con cualquier otra fuente de luz, tal como un LED, una linterna o una bombilla.

Un problema de los orificios pequeños es que el foco del ojo tiende a flotar. Para resolver este problema, cuando es deseable que el ojo que está siendo probado enfoque al infinito, se le puede indicar al usuario que con el otro ojo mire una escena distante.

Otra forma de resolver este problema (el de la distancia focal del ojo que flota cuando se usan orificios pequeños), es usar un divisor de haz para mostrar dos imágenes al mismo tiempo para el ojo que está siendo probado. Una imagen es una imagen de fondo, la otra es una imagen de prueba (que es proyectada dentro de un círculo negro en medio de la imagen de fondo). El ojo tiende a enfocar a la distancia aparente de la imagen de fondo, al mismo tiempo que ve la imagen de prueba.

La Figura 12 ilustra el uso de un divisor de haz, de una realización ejemplar de esta invención. Parte de una pantalla de LCD de un teléfono móvil 1200 muestra pautas de prueba 1202. La luz de estas pautas de prueba 1202 pasa a través de un conjunto de orificios 1204, que comprende ocho orificios 1209 igualmente separados alrededor de un círculo. Otra parte de la pantalla de cristal líquido del teléfono móvil muestra un cuadrado uniforme con brillo ajustable 1206. La luz de este cuadrado iluminado retroilumina una imagen de fondo movable 1208. Esta imagen de fondo tiene dos partes. La parte mayor 1210 puede, por ejemplo, ser una foto de un bosque. La parte más pequeña, 1212, es un orificio negro en el que se proyecta la imagen de prueba. La luz de la imagen de fondo movable 1208 viaja hacia el ojo del usuario 1220 al rebotar en un espejo delantero 1214, que pasa a través de una lente 1216, y rebota en un divisor de haz 1218. La luz procedente del conjunto de orificios 1204 pasa a través del divisor 1218 y después alcanza el ojo 1220 del sujeto. El usuario puede mantener su ojo 1220 contra un ocular 1222. El usuario ve una imagen 1226, que comprende tanto la imagen de fondo 1224 como un círculo negro con una imagen de prueba dentro de ella 1226.

En este ejemplo, el ojo tiende a enfocar la profundidad aparente de la imagen de fondo 1224. La distancia por defecto desde la lente 1228 a la imagen de fondo movable 1208 es igual a la longitud focal 1228 de la lente 1216. A esta distancia, la imagen es proyectada hacia el infinito. El usuario puede ajustar manualmente la posición física de la imagen de fondo movable 1208, en pasos de, por ejemplo, 1 dioptría. El movimiento de la imagen de fondo 1208 puede simular el intervalo de, por ejemplo, + 6 a - 3 dioptrías.

La imagen de fondo es usada para forzar al ojo a enfocar a una distancia particular. Mientras que el ojo está enfocado así, el usuario puede alinear pautas en la imagen de prueba (que el usuario ve en el círculo interior negro 1226) para ordenar que se mida la aberración de la lente.

La Figura 13 muestra el uso de un visualizador montado en la cabeza 1200 (HMD), de una realización ejemplar de esta invención. En la Figura 13, los conjuntos de lentes u orificios 1210 y 1212 (alojados en los bastidores 1206, 1208) están dispuestos sobre las pantallas LCD del HMD (pantallas LCD que están situadas dentro del alojamiento 1202, 1204).

Alternativamente, la pantalla de cristal líquido puede comprender un monitor de ordenador. En cualquier caso, la óptica de transmisión de información puede ser usada para crear, en el plano focal de un conjunto de lentes, una visualización minimizada de la imagen en el monitor del ordenador. La Figura 14A muestra un ejemplo de tal configuración. La pantalla de un monitor de ordenador 1302 muestra pautas de prueba. La óptica de transmisión de información 1304 es usada para crear una visualización minimizada de estas pautas de prueba, en el plano focal del conjunto de lentes. Un usuario puede ver las pautas de prueba observando a través de un ocular 1306. Un usuario puede introducir instrucciones e interactuar con una interfaz gráfica de usuario en el monitor 1302, usando un ratón 1310 o un teclado 1312. Se puede usar un procesador de un ordenador 1308 para, entre otras cosas, ejecutar instrucciones de software para (entre otras cosas) aceptar la entrada del usuario, controlar la visualización de imágenes de prueba en la pantalla del monitor, interactuar con un usuario por medio de una interfaz gráfica de usuario y calcular los parámetros del ojo. Alternativamente, uno o más procesadores pueden realizar estas funciones, y al menos algunos de estos procesadores pueden estar alojados por separado, incluso en lugares remotos como un servidor web. Remotamente los procesadores instalados pueden estar conectados entre sí o a la pantalla visual electrónica, mediante conexiones alámbricas o inalámbricas.

La Figura 14B muestra una vista superior de la óptica de la transmisión de la información. Un usuario puede situar su ojo contra un ocular 1306, para mirar a través de un conjunto de lentes u orificios 1314.

La Figura 15 es un diagrama que muestra ejemplos de dispositivos de entrada que pueden ser usados, en realizaciones ejemplares de esta invención. Por ejemplo, un usuario puede emplear un teclado 1403, un ratón 1405, un botón 1407, un dial 1409 o la tecla del teléfono móvil 1411 para introducir instrucciones u otros datos en un procesador del ordenador 1401. El procesador 1401 puede aceptar dicha entrada. Según esta entrada, el procesador 1401 puede, entre otras cosas, controlar una pantalla visual electrónica 1402 (tal como una LCD) para causar que las posiciones aparentes de las pautas que se muestran, según son vistas por el ojo, se acerquen o se separen más. O, si los datos introducidos indican que las pautas mostradas parecen estar alineadas, el procesador puede, basándose en esta entrada, determinar al menos un parámetro de refracción del ojo que está siendo probado.

Dependiendo de la realización, la entrada puede provenir de una variedad de fuentes. En algunas realizaciones de esta invención, las instrucciones o datos son introducidos por un humano diferente a la persona cuyo ojo está siendo probado. Alternativamente, la entrada puede provenir de un ordenador. Por ejemplo, la entrada del humano cuyo ojo está siendo probado, o de otro ser humano, o de un ordenador, puede ser usada para variar pautas (según son vistas por el ojo u otro sistema óptico que está siendo probado). Asimismo, tal entrada puede ser usada para indicar que las pautas (tal como las ve el ojo u otro sistema óptico que está siendo probado) parecen formar una imagen deseada.

En uno de los prototipos de esta invención, se emplea una configuración similar a la mostrada en las Figuras 14A y 14B. Este prototipo usa una pantalla de cristal líquido Dell® 2407WFP de 24" (1920x1200 píxeles) acoplado a un sistema de minimización óptica (factor de 1/35,8) y un conjunto de lentes 20x20 de 500 micras con una longitud focal de 12,5 mm (Edmund Optics® número de parte NT64-479). El sistema de minimización crea una pantalla virtual de 3.320 DPI en el plano focal de las microlentes, que es equivalente a una pantalla de 7,5 μ m píxeles. Según la Ecuación 1, se tiene $a = 3,5$ mm, y $c = 0,0075 \times$ número de píxeles desplazados. Un ocular garantiza que $t = 15$ mm, dando aproximadamente ± 0.16 dioptrías por píxel desplazado en la pantalla de cristal líquido. Según la ecuación 2, esta configuración está próxima a estar limitada por el tamaño de las células cónicas del ojo.

En otros prototipos de esta invención, se usaron otras pantallas de alta resolución que variaban en tamaño, interfaz y resolución de pantalla (píxeles por pulgada). En una configuración de teléfono móvil, se usó un Samsung® Behold I, que tiene una pantalla con 180 DPI (o 540 DPI con tres canales de color en 1D), y un teléfono Google® Nexus® One, que tiene una pantalla con 250 DPI (o 750 DPI con tres canales de color en 1D). Usando una máscara de orificios con un paso de orificio de 3 mm y una distancia $f = 20$ mm, estos prototipos proporcionan aproximadamente 0,71 dioptrías y 0,4 dioptrías por píxel desplazado, respectivamente. La pauta de conjunto de orificios es una cuadrícula regular de 3x3 donde cada orificio cuadrado tiene un ancho de 0,5 mm. Se usó también una pantalla Vuzix® iWear® VR 920 montada en la cabeza (1806 DPI) y una lente de 500 micras con una longitud focal de 12,5 mm (Edmund Optics® número de parte NT64-479), que da como resultado ± 0.35 dioptrías por píxel desplazado cuando $a = 3,5$ mm.

En realizaciones ejemplares, esta invención tiene una dimensión de tiempo y es útil para estimar la velocidad de acomodación. Este enfoque es adecuado para detectar condiciones saludables de los músculos ciliares, cansancio temporal o intoxicación. Se muestra una pauta virtual a cierta profundidad y en el siguiente marco se cambia a una profundidad diferente. Un sujeto joven y saludable necesita aproximadamente 350 ms para volver a acomodar. Alternativamente, la velocidad de enfoque de una cámara de video de consumidor puede ser verificada de esta manera. Por ejemplo, un objeto virtual puede ser mostrado a la cámara en el infinito y, en el siguiente cuadro, el objeto virtual puede ser mostrado a 20 cm.

La aberración cromática del ojo y de la microlente pueden producir puntos virtuales a diferentes profundidades, lo que dificulta el uso de pautas de colores. Sin embargo, las pautas de colores se usaron en uno de los prototipos para aumentar la resolución de visualización efectiva con un éxito razonable.

En realizaciones ejemplares, esta invención puede ser construida actualizando una pantalla existente de alta resolución, tal como un teléfono móvil. Dicha actualización puede lograrse mediante modificaciones simples y baratas de hardware y software. Con dicho enfoque de actualización, el conjunto de lentes u orificios puede estar alojado en un dispositivo de mano separado, tal como el que se muestra en las Figuras 10A y 10B.

En las realizaciones ejemplares de esta invención, la estimación y la verificación están combinadas en un único paso y emplean una tarea de alineación en lugar de una prueba de desenfoque. Esto contrasta con la práctica más común de la optometría de hoy en día.

En realizaciones ejemplares, la capacidad de proyectar pautas virtuales a diferentes distancias desde el observador permite medir el alcance y la velocidad de acomodación.

Esta invención no se limita a la alineación como indicación de desenfoque. En lugar de eso, el enfoque o el desenfoque pueden estar indicados por cualquier cambio de una imagen, según lo ve el ojo u otro sistema óptico que está siendo probado, como: (a) una variación temporal o espacial del color, (b) un movimiento, incluido el movimiento de al menos una pauta, (c) un cambio en la forma de al menos una pauta, (d) un cambio en la posición relativa de las pautas entre sí.

Para mayor claridad, se ofrecen algunas definiciones:

Las expresiones "visto" y "parecer" deben ser interpretadas en sentido amplio para ser aplicadas tanto a los sistemas ópticos animados como a los inanimados. Por ejemplo, si algo puede ser "visto" por una cámara, eso significa que es visible desde el punto de vista de la cámara. Además, por ejemplo, si algo "parece" en una cámara, significa que parece desde el punto de vista de la cámara.

La expresión "imagen deseada" debe ser interpretada de manera amplia para incluir cualquier imagen que cumpla al menos un criterio para la selección de esta imagen, independientemente de si la selección está siendo realizada por un tomador de decisiones animado o inanimado, tal como un humano o un ordenador.

Las expresiones "sobre" y "debajo" no están limitados a contextos verticales, sino que deben interpretarse de manera amplia. Por ejemplo, independientemente de la orientación de la pantalla de visualización, una pauta que se muestra en la pantalla está "debajo de" una lentilla si una línea normal a la pantalla corta la pauta y la lentilla. Además, por ejemplo, si un dispositivo comprende tanto una pantalla de visualización como un conjunto adyacente que son paralelos entre sí, entonces el conjunto está "sobre" la pantalla de visualización independientemente de la orientación de este dispositivo.

La expresión "incluyendo" (y sus variaciones gramaticales) debe ser interpretada en sentido amplio como si le siguieran las palabras "sin limitación".

Esta invención puede ser realizada de muchas maneras diferentes. A continuación se ofrecen algunos ejemplos:

- 10 Esta invención puede ser realizada como un procedimiento para evaluar un sistema óptico, dicho procedimiento comprende de forma combinada: (a) controlar una pantalla visual electrónica para mostrar pautas debajo de al menos algunas lentillas u orificios de un conjunto de lentillas u orificios, cuyo conjunto está dispuesto para que la luz de la pantalla visual electrónica pase a través del conjunto y alcance el sistema óptico, (b) controlar la pantalla visual electrónica para cambiar las pautas, según lo ve el sistema óptico, de acuerdo con la entrada de control, (c) aceptar la entrada que indica que las pautas parecen, para el sistema óptico, formar una imagen deseada, y (d) determinar, basándose en la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada, al menos un parámetro de refracción del sistema óptico.

- 20 Esta invención puede ser realizada como un aparato que comprende de forma combinada: (a) un conjunto de lentillas u orificios, dispuestos o adaptados para ser situados sobre una pantalla visual electrónica para que la luz de la pantalla visual electrónica pueda pasar a través del conjunto y alcanzar un sistema óptico, y (b) al menos un procesador para (I) controlar la pantalla visual electrónica para mostrar pautas debajo de al menos algunas lentillas u orificios del conjunto, (II) controlar la pantalla visual electrónica para causar que las posiciones aparentes de las pautas, según las ve el sistema óptico, se acerquen o separen, de acuerdo con la entrada de control, (III) aceptar una entrada que indique que las pautas parecen, para el sistema óptico, que se alinean para formar una sola imagen, y (IV) determinar, basándose en dicha entrada respecto a la alineación aparente, al menos un parámetro de refracción del sistema óptico. Dicho aparato puede comprender además la pantalla visual electrónica.

- 30 Esta invención puede ser realizada como un aparato que comprende, de forma combinada: (a) un conjunto de lentillas u orificios, situados o adaptados para ser situado sobre una pantalla visual electrónica para que la luz de la pantalla visual electrónica pueda pasar a través del conjunto y alcanzar un sistema óptico, y (b) al menos un procesador para (I) controlar la pantalla visual electrónica para que muestre pautas debajo de al menos algunas lentillas u orificios del conjunto, (II) controlar la pantalla visual electrónica para cambiar las pautas, según las ve el sistema óptico, de acuerdo con la entrada de control, (III) aceptar la entrada que indica que las pautas parecen, para el sistema óptico, formar una imagen deseada, y (IV) determinar, basándose en dicha entrada respecto a la alineación aparente, al menos un parámetro de refracción del sistema óptico. El aparato puede comprender también al menos uno de (1) la pantalla visual electrónica y (2) un divisor de haz para presentar una primera imagen y una segunda imagen al ojo al mismo tiempo, la primera imagen para que proporcione una señal para que el ojo enfoque la profundidad aparente de la primera imagen, y la segunda imagen es una imagen de prueba para evaluar al menos un parámetro de refracción mientras el ojo está enfocado a esta distancia aparente. El al menos un procesador del aparato puede comprender múltiples procesadores, y al menos uno de los múltiples procesadores puede estar separado del conjunto.

- 40 Además, en algunas realizaciones de esta invención, incluyendo las descritas en los tres párrafos inmediatamente precedentes: (1) la pantalla visual electrónica puede comprender una pantalla de cristal líquido; (2) el sistema óptico puede comprender un ojo de un usuario humano; (3) la entrada de control y la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada pueden ser del usuario humano; (4) la entrada de control y la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada pueden ser de otro usuario humano; (5) la entrada de control y la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada pueden ser de un ordenador; (6) el al menos un parámetro de refracción puede ser el poder esférico del ojo; (7) el al menos un parámetro de refracción puede ser uno de (i) el poder cilíndrico del ojo y (ii) el eje cilíndrico del ojo; (8) el al menos un parámetro de refracción puede ser uno de (i) la distancia de enfoque corta del ojo y (ii) de la distancia de enfoque lejana del ojo; (9) las pautas pueden tener posiciones aparentes relativas entre sí, según son vistas por el sistema óptico, y al menos algunas de las posiciones aparentes pueden cambiar; (10) al menos una de las pautas, según es vista por el sistema óptico, puede tener una forma que cambia; (11) al menos una de las pautas, según es vista por el sistema óptico, puede variar espacial o temporalmente; (12) si la refracción del ojo es radialmente simétrica, las pautas pueden parecer, al ojo, que están alineadas cuando la distancia desde las lentillas a un objeto virtual que consiste en las pautas es igual a $1/S$, donde S es el poder esférico, en dioptrías, del ojo; (13) si la refracción del ojo es radialmente asimétrica, y si las pautas mostradas están solamente debajo de lentillas bisecadas por una línea recta de orientación θ , y si las pautas consisten en segmentos de línea recta orientados en un ángulo de $(\pi/2 + \theta)$, entonces las pautas pueden parecer, al ojo, que están alineadas cuando la distancia de las lentillas a un objeto virtual que consiste en las pautas es igual a $1/(S + C \sin^2(\alpha - \theta))$, donde S es el poder esférico, en dioptrías, del ojo, C es el poder cilíndrico en dioptrías del ojo, y α es el eje cilíndrico del ojo; (14) las pautas de acomodación simétrica pueden ser proyectadas a lo largo del eje cilíndrico del ojo, (15) el intervalo de acomodación del ojo puede ser determinado basándose en las distancias más largas y más cortas, desde las lentillas hasta el objeto virtual, en el que

- 5 las pautas de acomodación simétrica parecen estar alineadas al ojo, (16) la velocidad de acomodación del sistema óptico puede ser determinada controlando la pantalla visual electrónica para cambiar la profundidad de un objeto virtual que consiste en pautas de una profundidad a las de una nueva profundidad, y medir cuánto tiempo le lleva al sistema óptico acomodarse a la nueva profundidad, y (17) un divisor de haz puede ser usado para presentar una primera imagen y una segunda imagen al ojo al mismo tiempo, la primera imagen para que proporcione una señal para que el ojo enfoque a la profundidad aparente de la primera imagen, y la segunda imagen es una imagen de prueba para evaluar al menos un parámetro de refracción mientras el ojo está enfocado a esta distancia aparente.

Conclusión

- 10 Debe entenderse que los métodos y aparatos que se han descrito anteriormente son meramente aplicaciones ilustrativas de los principios de la invención. Los expertos en la materia pueden realizar numerosas modificaciones sin apartarse del alcance de la invención. El alcance de la invención no debe ser limitado excepto por las reivindicaciones que siguen a continuación.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento comprendiendo de forma combinada:

controlar una pantalla visual electrónica (1018, 1200, 1402), como una pantalla de visualización de alta resolución de un teléfono móvil, teléfono inteligente o visualizador montado en la cabeza (HMD), o gafas de realidad virtual, para mostrar pautas (1202) debajo de al menos algunas lentillas u orificios de un conjunto de lentillas u orificios (1002, 1204, 1210, 1212, 1314), cuyo conjunto está situado de manera que la luz de la pantalla visual electrónica (1018, 1200, 1402) pasa a través del conjunto y llega al sistema óptico;

controlar la pantalla visual electrónica (1018, 1200, 1402) para que cambie las pautas, según las ve el sistema óptico, de acuerdo con la entrada de control;

aceptar entradas que indican que las pautas le parecen, al sistema óptico, que forman una imagen deseada (1226); y determinar, basándose en la entrada respecto a la formación aparente de la imagen deseada (1226), al menos un parámetro de refracción del sistema óptico.

2. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde no ocurre movimiento físico de ningún elemento óptico durante el procedimiento.

3. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde el sistema óptico comprende un ojo (1220) de un usuario humano.

4. El procedimiento de la reivindicación 3, en donde la entrada proviene del usuario humano.

5. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde la entrada proviene de un ordenador (1308).

6. El procedimiento de la reivindicación 3, en donde el al menos un parámetro de refracción es el poder esférico del ojo (1220).

7. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde al menos una de las pautas, según es vista por el sistema óptico, tiene una forma que cambia.

8. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde el color de las pautas, según es visto por el sistema óptico, varía espacial o temporalmente.

9. El procedimiento de la reivindicación 1, en donde al menos una de las pautas, según es vista mediante el sistema óptico, se mueve.

10. El procedimiento de la reivindicación 2, en donde:

el sistema óptico comprende un ojo (1220) de un usuario humano;

la refracción del ojo es radialmente simétrica;

las pautas le parecen, al ojo, que están alineadas cuando la distancia desde las lentillas a un objeto virtual que consiste en las pautas es igual a $1/S$ donde S es el poder esférico, en dioptrías, del ojo.

11. El procedimiento de la reivindicación 2, en donde:

el sistema óptico comprende un ojo (1220) de un usuario humano, la refracción del ojo es radialmente asimétrica;

las pautas son mostradas solamente por debajo de lentillas bisecadas por una línea recta de orientación θ ;

las pautas consisten en segmentos de línea recta orientados en un ángulo de $(\pi/2 + \theta)$;

las pautas le parecen, al ojo, que están alineadas cuando la distancia desde las lentillas a un objeto virtual que consiste en las pautas es igual a $1/(S + C \sin^2(\alpha - \theta))$, donde S es el poder esférico, en dioptrías, del ojo, C es el poder cilíndrico en dioptrías del ojo, y α es el eje cilíndrico del ojo.

12. El procedimiento de la reivindicación 11, comprendiendo además los pasos de:

proyectar pautas de acomodación simétricas a lo largo del eje cilíndrico del ojo, y

determinar el intervalo de acomodación del ojo basándose en las distancias más lejanas y más cercanas, desde las lentillas hasta el objeto virtual, en donde las pautas de acomodación simétrica le parecen, al ojo, que están alineadas.

13. El procedimiento de la reivindicación 3, comprendiendo además usar un divisor de haz (1218) para presentar una primera imagen y una segunda imagen al ojo al mismo tiempo, la primera imagen para que proporcione una señal para que el ojo enfoque a la profundidad aparente de la primera imagen, y siendo la segunda imagen una imagen de prueba para evaluar el al menos un parámetro de refracción mientras el ojo está enfocado a esta distancia aparente.

14. Aparato comprendiendo de forma combinada:

un conjunto de lentillas u orificios (1002, 1204, 1210, 1212, 1314), situado o adaptado para estar dispuesto de manera que la luz de una pantalla visual electrónica (1018, 1200, 1402), tal como una pantalla de visualización de alta resolución de un teléfono móvil, teléfono inteligente o visualizador montado en la cabeza (HMD), pase a través del conjunto y llegue a un sistema óptico, y

al menos un procesador (1021, 1401) para:

controlar la pantalla visual electrónica (1018, 1200, 1402) y realizar el procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones precedentes.

15. El aparato de la reivindicación 14, comprendiendo además la pantalla visual electrónica (1018, 1200, 1402).

10

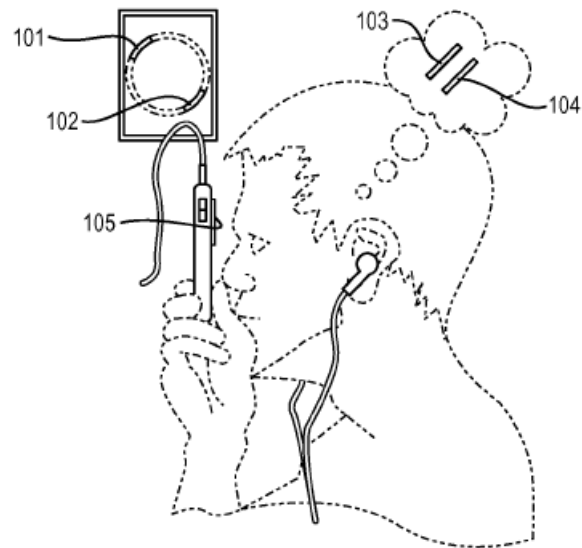


FIG. 1

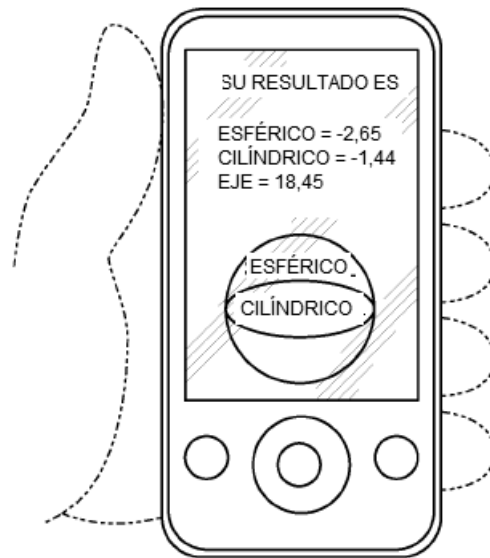
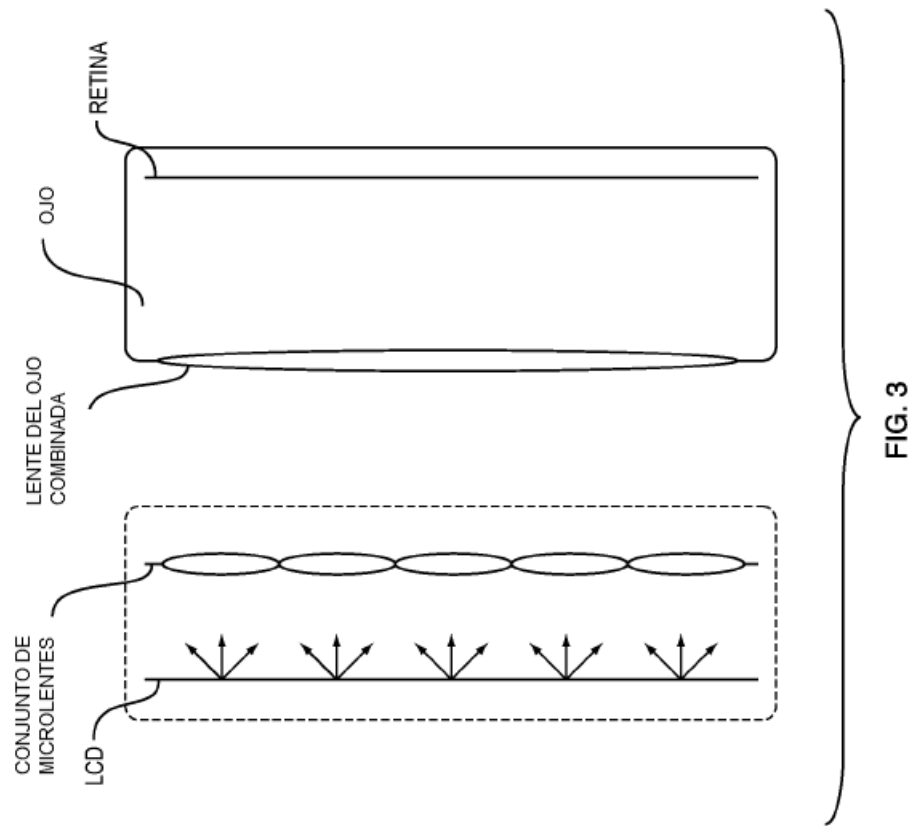
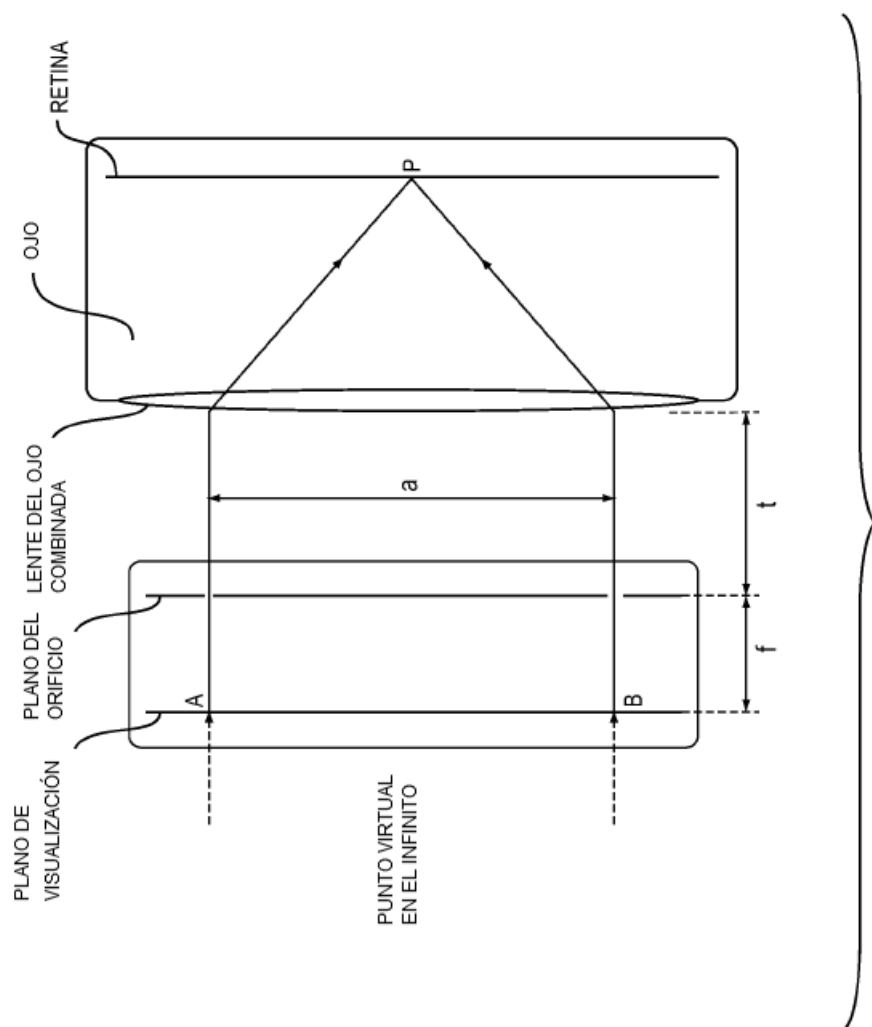
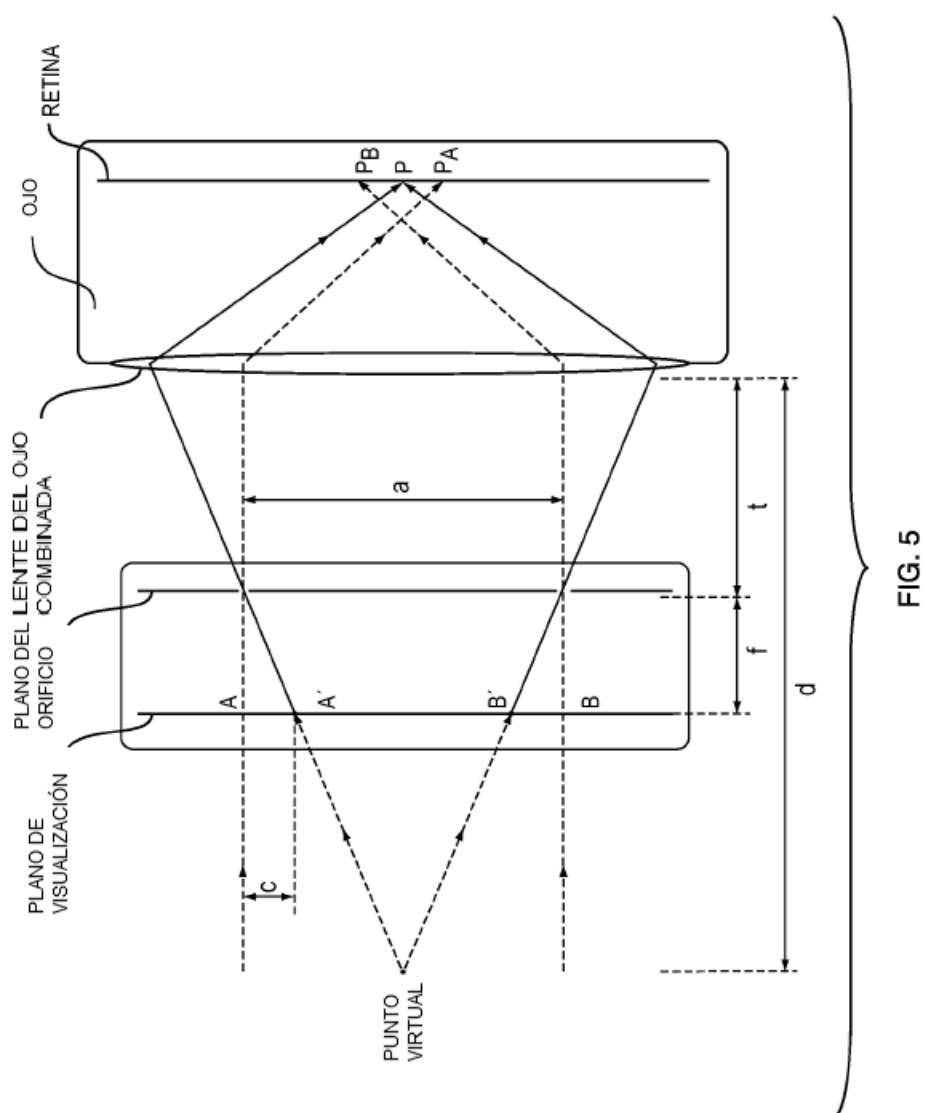
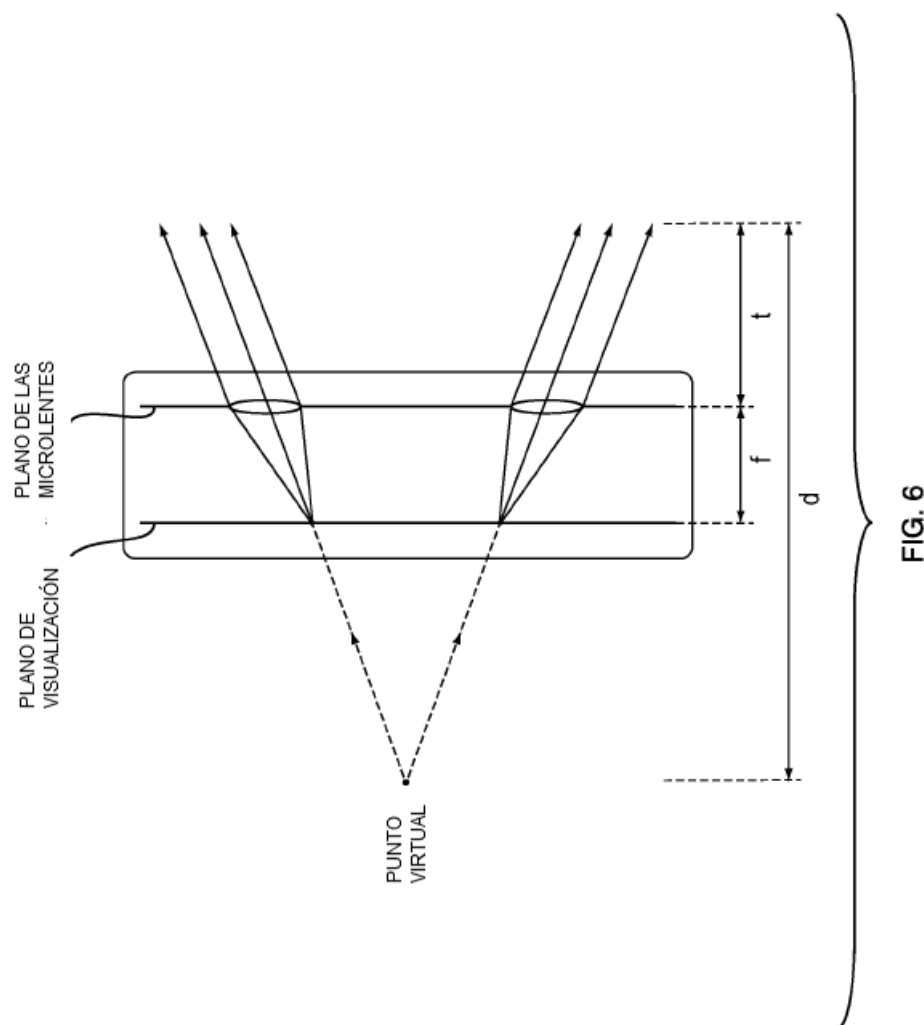


FIG. 2









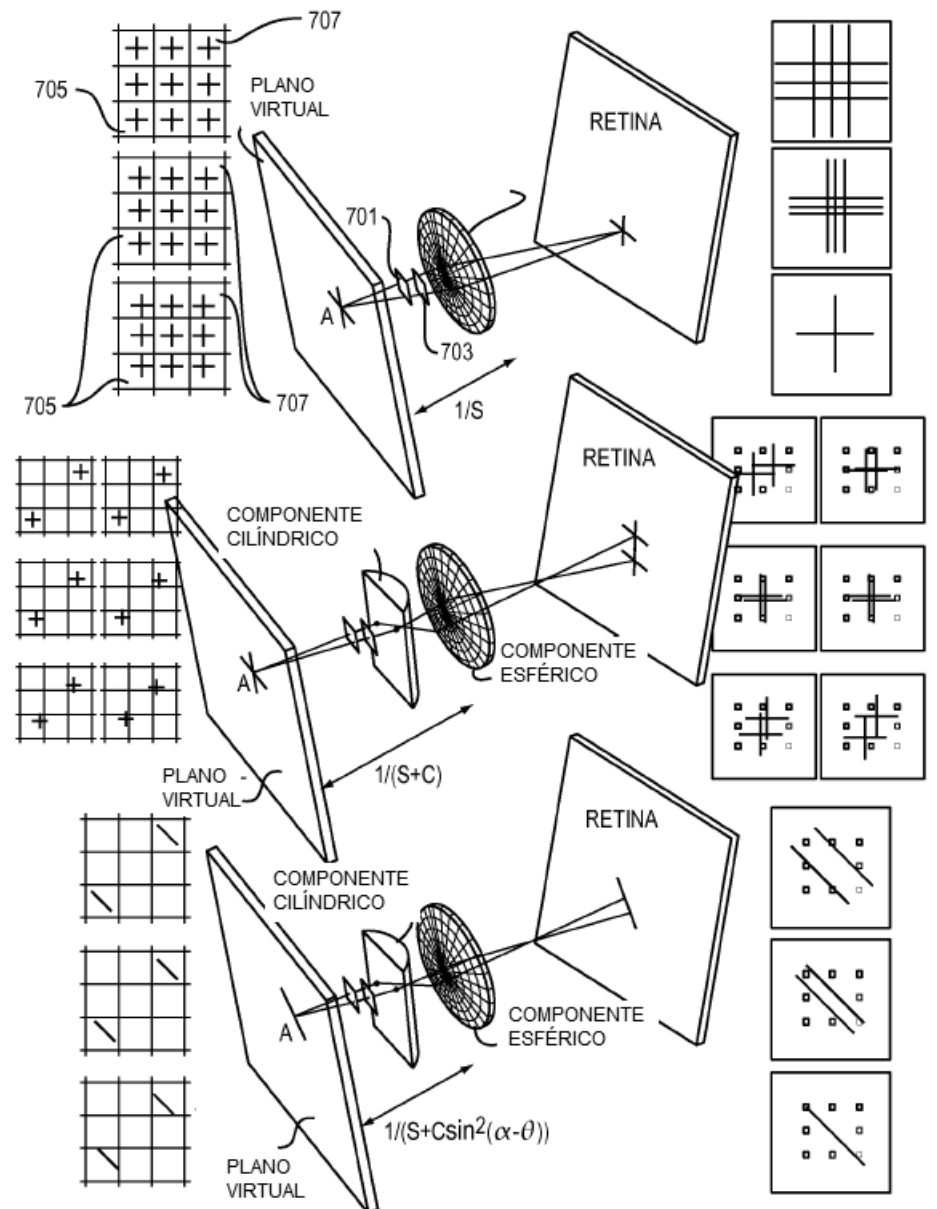


FIG. 7

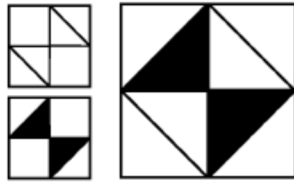


FIG. 8C

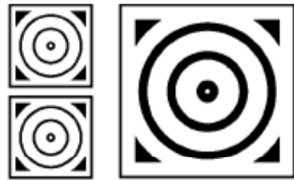


FIG. 8B

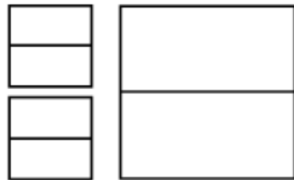


FIG. 8A

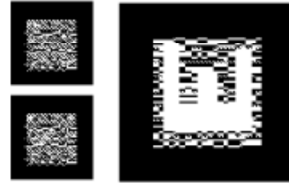


FIG. 8E

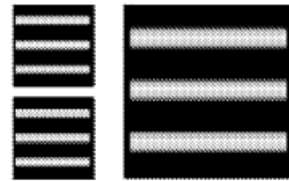


FIG. 8D

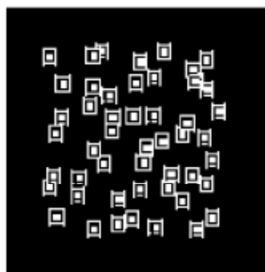


FIG. 9A

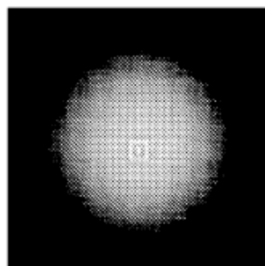


FIG. 9C

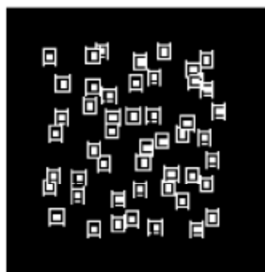


FIG. 9B

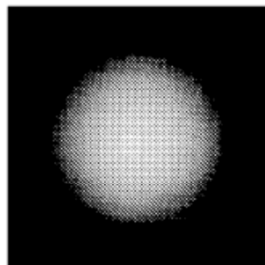


FIG. 9D

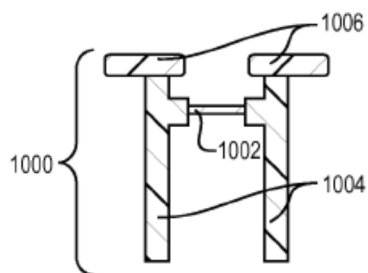


FIG. 10A

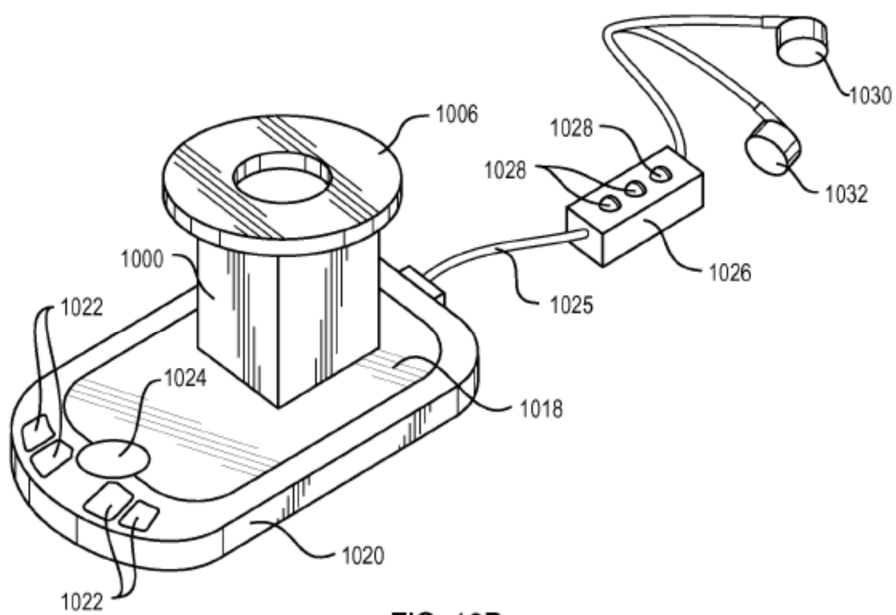


FIG. 10B



FIG. 10C

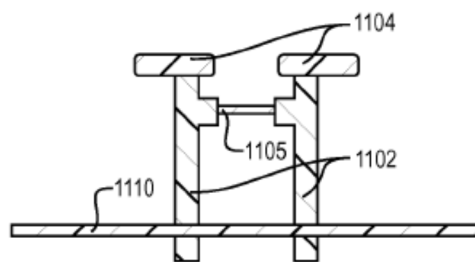


FIG. 11A

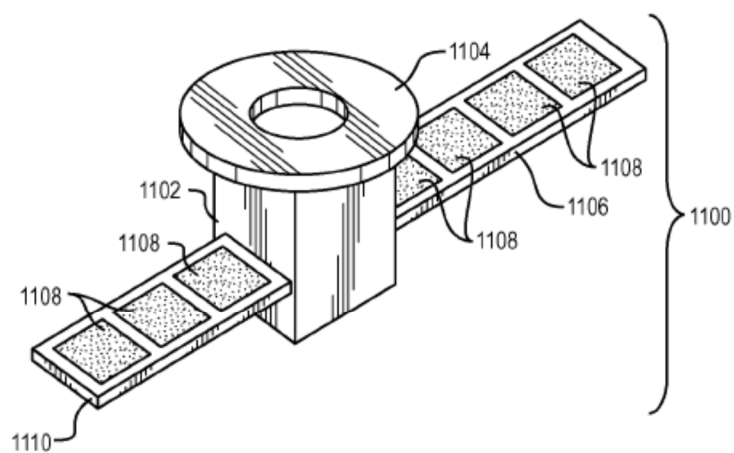


FIG. 11B

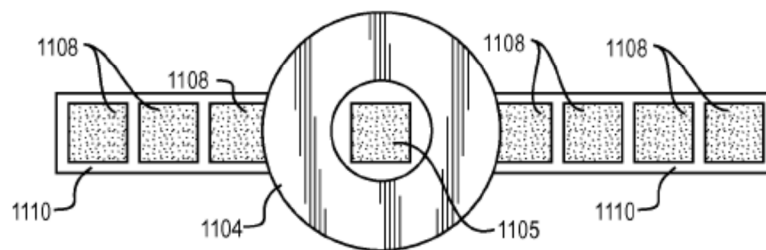
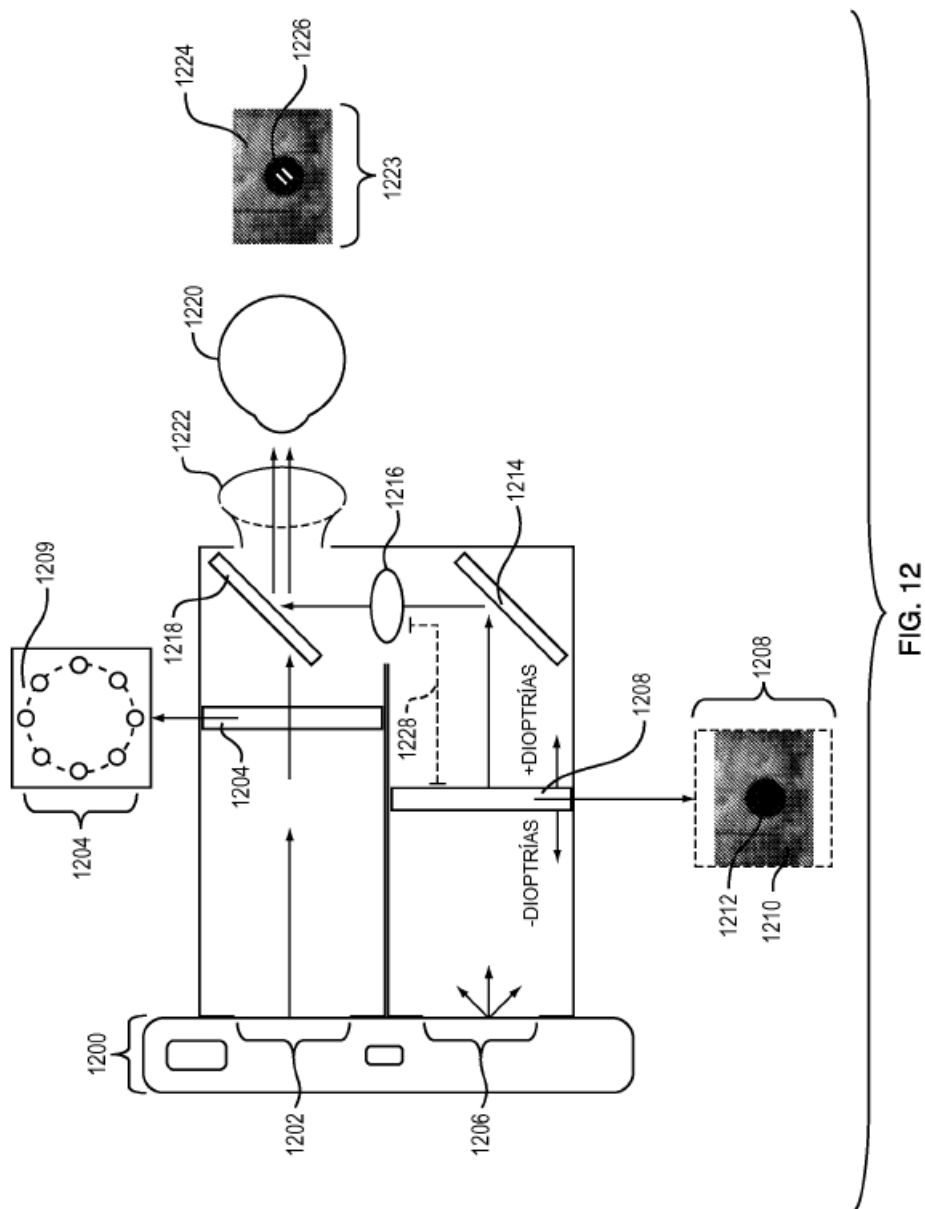
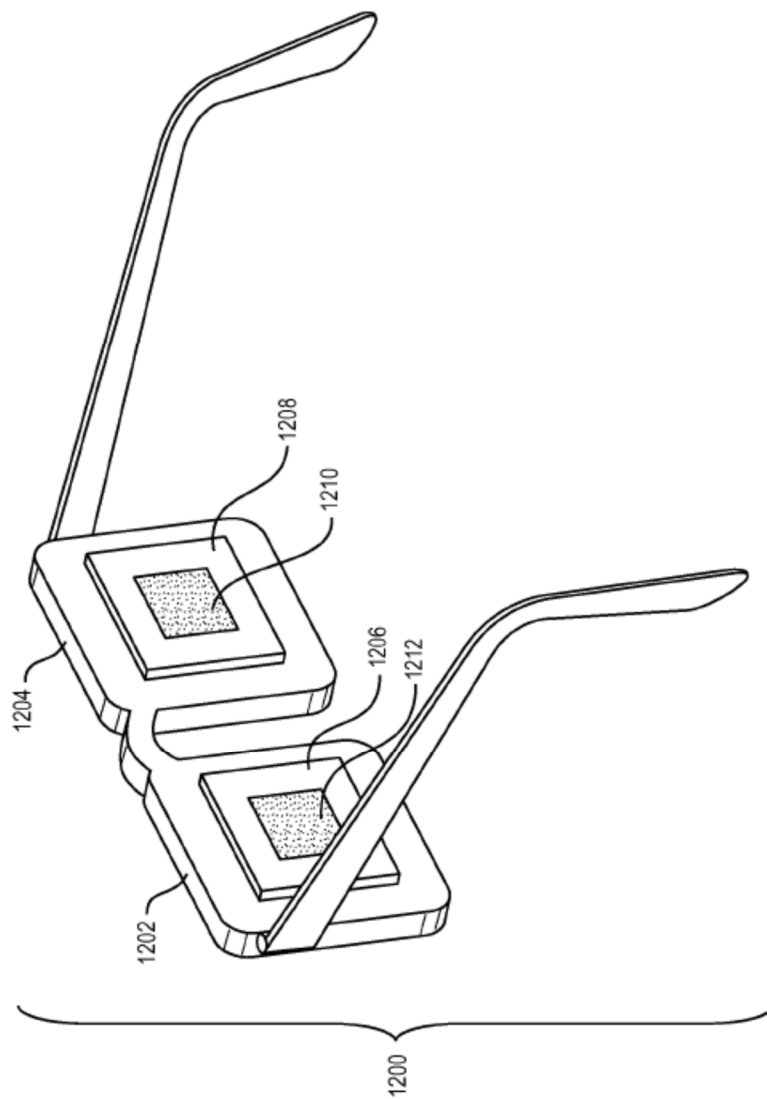


FIG. 11C





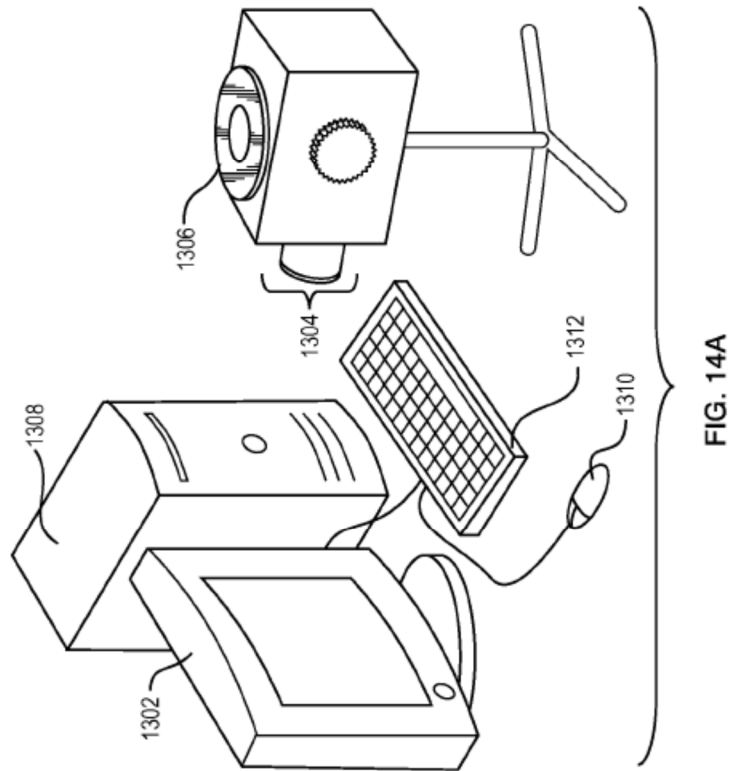


FIG. 14A

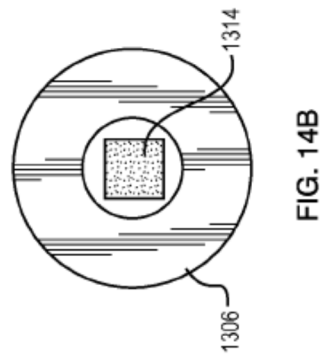


FIG. 14B

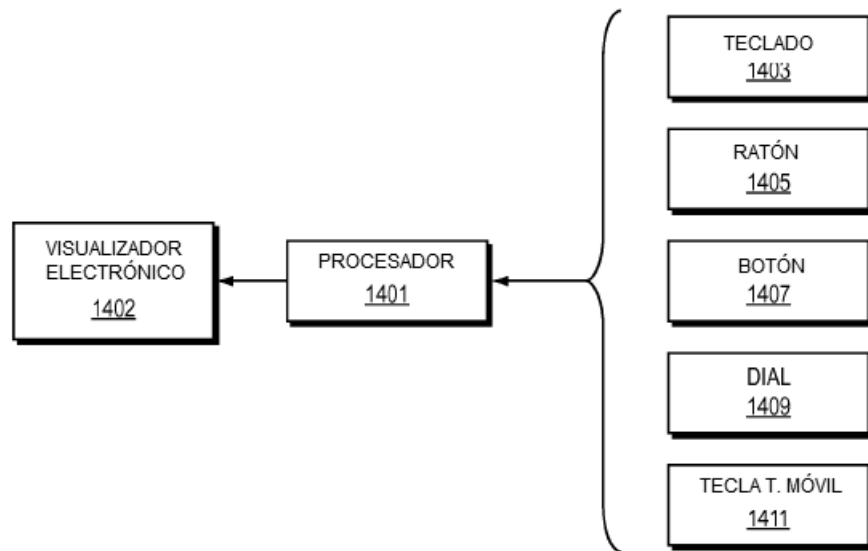


FIG. 15