

(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS  
ESPAÑA



(11) Número de publicación: **2 715 457**

(51) Int. Cl.:

**A61B 3/00** (2006.01)

**A61B 3/103** (2006.01)

(12)

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.09.2015 E 17155795 (2)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.12.2018 EP 3199095**

(54) Título: **Sistema para la determinación de la refracción ocular**

(30) Prioridad:

**22.09.2014 DE 102014113680  
14.11.2014 DE 102014116665**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**04.06.2019**

(73) Titular/es:

**CARL ZEISS AG (50.0%)  
Carl-Zeiss-Strasse 22  
73447 Oberkochen, DE y  
CARL ZEISS VISION INTERNATIONAL GMBH  
(50.0%)**

(72) Inventor/es:

**LINDIG, KARSTEN y  
CABEZA-GUILLÉN, JESÚS-MIGUEL**

(74) Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 715 457 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

## Sistema para la determinación de la refracción ocular

- 5 La presente solicitud se refiere a un sistema para la determinación de la refracción ocular y a productos correspondientes relacionados con programas informáticos. En este caso, por una refracción ocular se entiende una determinación de una refracción de un ojo o de ambos ojos de un ser vivo, especialmente de un ser humano. Normalmente se determinan los valores de esfera (en dioptrías), cilindro y eje. Una determinación de este tipo de la refracción ocular se utiliza, por ejemplo, para adaptar ayudas visuales como gafas o lentes de contacto a una persona en particular.
- 10 En el campo médico, los sistemas de diagnóstico convencionales para la determinación de la refracción ocular se realizan por regla general como sistemas individuales de sobremesa. Para la determinación objetiva de la refracción ocular se utiliza, por ejemplo, un autorrefractor o un osciloscopio. Además de la determinación objetiva de la refracción por medio de dispositivos de este tipo, en los que se lleva a cabo una medición objetiva de la refracción del ojo, también se realizan a menudo las así llamadas determinaciones de refracción subjetivas, en las que se ponen a disposición a una persona diferentes lentes u otros elementos ópticos con distintas propiedades ópticas (por ejemplo, en una montura de gafas con un soporte para lentes de este tipo), indicando la persona si una impresión visual mejora o empeora. Para ello, la persona suele mirar una tabla visual con signos o símbolos que se encuentra a una distancia mayor, por ejemplo, 4 m.
- 15 Por consiguiente, para la determinación de la refracción ocular se requiere de un modo convencional relativamente mucho espacio. Además, los dispositivos a menudo necesarios para este fin son relativamente caros. Por este motivo, resulta deseable poner a disposición dispositivos más compactos para la determinación de la refracción ocular.
- 20 Por el documento US 2013/0235346 A1 se conoce la posibilidad de utilizar un teléfono inteligente u otro equipo informático para un examen de la vista, especialmente para la fotorrefracción. En este caso, por medio de una cámara del teléfono inteligente se obtiene una imagen de uno o de ambos ojos de la persona a examinar, poniéndose a disposición una iluminación, por ejemplo, a través de un flash o de otro dispositivo de iluminación del teléfono inteligente.
- 25 Por el documento US 2012/0212598 A1 se conoce la posibilidad de iluminar un ojo a examinar por medio de un dispositivo de diodos luminosos, a fin de poder iluminar un ojo desde diferentes direcciones. Por consiguiente, aquí también se pone a disposición un dispositivo especializado que en ocasiones puede ser comparativamente caro.
- 30 Por el documento DE 10153397 A1 se conocen otros procedimientos y dispositivos para la medición de la refracción de un ojo, en los que se ilumina un ojo y a continuación se evalúa una imagen del ojo.
- 35 El documento US 2013/0027668 A1 revela un procedimiento para la determinación subjetiva de la refracción, pudiéndose utilizar para ello un dispositivo de indicación móvil, en especial un teléfono inteligente. En este caso se muestran imágenes que una persona sometida a examen debe hacer coincidir.
- 40 Por el documento DE 10 2008 012 268 A1 se conoce un dispositivo fijo para la determinación objetiva de la refracción.
- 45 El documento US 2006/0110008A1 revela procedimientos y dispositivos para el seguimiento de los ojos sin calibrado ("eye gaze tracking").
- 50 El documento DE 20 2011 103 183 U1 revela un separador de imágenes que se puede montar en un ordenador tipo tableta para la determinación de déficits de la agudeza visual y de la refracción de un ojo.
- El documento US 2009/0153796 A1 revela un dispositivo con una unidad que se coloca en la cabeza y un ordenador central. El ordenador activa la unidad dispuesta en la cabeza para que represente modelos de prueba, a fin de adaptar una refracción de lentes a un usuario.
- El documento WO 2013/170091 A1 describe procedimientos y dispositivos para la medición de la sensibilidad visual, pudiéndose realizar la determinación en distintas condiciones de iluminación.
- El documento US 2011/0157550 A1 revela la forma de generar modelos de diodos luminosos que sirven para la determinación de características de retina o de características de refracción.
- El documento US 2013/0027668 A1 revela un dispositivo para la determinación subjetiva de la refracción, en el que se puede ajustar una luminosidad, a fin de iluminar una imagen de fondo.
- El documento US 2013/0083185 A1 describe un sistema óptico de adaptación para un dispositivo oftalmológico reproductor de imágenes.
- El documento DE 103 48 854 A1 revela un procedimiento y un dispositivo para la determinación de la visión residual defectuosa de un paciente en el que un divisor de haz se dispone entre un ojo de una persona a examinar y un

panel de visión, dirigiendo el divisor de haz la luz del ojo a un chip de la cámara. En este caso, los polarizadores sirven para la iluminación infrarroja y para la supresión de los reflejos de las lentes.

El documento US 2012/0274902 A1 describe un dispositivo de medición en forma de tableta para la medición ocular que se comunica con un ordenador. Para la iluminación se pueden activar diferentes diodos luminosos, de manera que un reflejo de la pupila se mueva de forma correspondiente.

El documento DE 432 760 A1 revela un dispositivo óptico para ver una pantalla que se puede utilizar para la comprobación de las funciones visuales centrales.

El documento US 2007/0200927 A1 describe la posibilidad de medir la agudeza visual por medio de un dispositivo dispuesto en la cabeza como función de la luminosidad.

10 Partiendo de esta base, una tarea de la presente invención consiste en poner a disposición sistemas para la determinación de la refracción ocular que se pueden implementar, por ejemplo, en comparación con procedimientos convencionales, de forma más económica, y/o que ofrecen una precisión mayor y/o se pueden emplear de manera más flexible que los dispositivos fijos convencionales.

15 Se proporciona un sistema según la reivindicación 1. Las reivindicaciones dependientes definen otros ejemplos de realización.

De acuerdo con la invención se pone a disposición un sistema que comprende:

un soporte que se lleva en la cabeza,

un equipo informático portátil (10; 20; 60) dispuesto en el soporte que comprende:

una pantalla (11; 21; 61),

20 un procesador (13) y

una memoria con un código de programación (16) almacenado en la misma,

provocando el código de programación (16), cuando se ejecuta en el procesador (13), que el procesador (13) active la pantalla (11) para que en la pantalla (11) se muestre una imagen para la determinación de la refracción de un ojo (610, 611),

25 proporcionándose en el soporte:

una óptica de visualización (62, 63, 100, 101) para la visualización del equipo informático portátil con un ojo izquierdo (610) y con un ojo derecho (611) de una persona a examinar, que comprende ópticas (62, 63) para reproducir la imagen en la pantalla en relación con el ojo izquierdo (610) y con el ojo derecho (611), y un soporte intercambiable (143) para una óptica intercambiable (140, 141) para la determinación subjetiva de la refracción.

30 De este modo, con ayuda de un equipo informático portátil se puede llevar a cabo fácilmente una determinación subjetiva de la refracción en la que una persona sometida a examen observa la imagen sucesivamente a través de diferentes ópticas intercambiables (por ejemplo, con distintas capacidades refractarias).

El soporte intercambiable se puede diseñar especialmente para la recepción de lentes intercambiables y/o en el soporte intercambiable se pueden disponer lentes intercambiables. El sistema puede comprender las lentes intercambiables. Como consecuencia, una persona sometida a examen puede observar la imagen representada a través de diferentes lentes intercambiables. Por consiguiente, una persona sometida a examen puede observar la imagen representada a través de diferentes lentes intercambiables, pudiéndose utilizar a continuación las características de la lente intercambiable que ofrezca la impresión de imagen subjetivamente mejor, por ejemplo, como base para la fabricación de una lente de gafas o para la selección de una lente de contacto.

40 Adicionalmente, la óptica de visualización puede comprender un conjunto de microlentes. Un conjunto de microlentes es un conjunto de una pluralidad de microlentes (es decir, de lentes pequeñas) que se pueden poner a disposición, por ejemplo, en un conjunto bidimensional, en líneas y columnas.

El conjunto de microlentes puede comprender especialmente una lámina de microlentes a colocar en la pantalla del equipo informático portátil. Esto permite una estructura compacta.

45 La óptica de visualización también puede comprender un filtro cromático. El filtro cromático puede comprender un filtro rojo y/o un filtro infrarrojo. De este modo se puede conseguir que de la imagen indicada sólo llegue al ojo la luz de las longitudes de onda seleccionadas por el filtro. Especialmente la luz roja o la luz infrarroja ejercen una influencia reducida en la adaptación de la pupila, por lo que se puede trabajar, por ejemplo, con una intensidad lumínica en comparación elevada y, a pesar de ello, con una pupila comparativamente grande.

50 El sistema puede comprender además un divisor de haz dispuesto entre la pantalla del equipo informático portátil y al menos un ojo, disponiéndose el divisor de haz para dirigir la luz que parte del ojo hacia una cámara.

El sistema puede comprender además, por lo menos para uno de los ojos, una combinación de polarizador y analizador. De este modo se puede suprimir, al menos para un ojo, la luz extraña procedente, por ejemplo, de un canal para otro ojo.

El sistema también puede comprender, al menos para un ojo, un obturador.

Por lo tanto, según la invención es posible, por medio de un equipo informático portátil, especialmente un teléfono inteligente o una tableta, realizar tanto una medición objetiva de la refracción, como también una medición subjetiva de la refracción.

5 A continuación se explican más detalladamente ejemplos de realización de la presente invención, haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Se muestra en la:

Figura 1 un diagrama en bloque de un equipo informático portátil,

Figura 2 una vista exterior esquemática de un equipo informático portátil,

Figura 3 un diagrama de flujo para la ilustración del funcionamiento de equipos informáticos móviles,

10 Figura 4 una representación de una posible iluminación estructurada para la realización de una determinación objetiva de la refracción,

Figura 5 una alternativa a la iluminación estructurada de la figura 5,

Figuras 6 a 12 diferentes variantes de sistemas para la determinación objetiva de la refracción según distintos ejemplos de realización,

15 Figura 13 un diagrama en bloque para la ilustración del funcionamiento de sistemas para la determinación objetiva de la refracción de acuerdo con un ejemplo de realización,

Figuras 14 a 16 sistemas para la determinación subjetiva de la refracción según diferentes ejemplos de realización, y

Figuras 17A a 17D ejemplos para representaciones de pantallas para la determinación subjetiva de la refracción según ejemplos de realización.

20 A continuación se explican detalladamente diferentes ejemplos de realización de la presente invención, haciendo referencia a los dibujos adjuntos. Estos ejemplos de realización sólo sirven para la ilustración y no han de interpretarse de forma restrictiva. Una descripción de un ejemplo de realización con una pluralidad de elementos o características, por ejemplo, no significa que todos estos elementos o características sean necesarios para la implementación de ejemplos de realización. Otros ejemplos de realización más bien pueden presentar menos

25 características o elementos, características o elementos alternativos y/o características o elementos adicionales. Además, las características o los elementos de diferentes ejemplos de realización se pueden combinar entre sí, a no ser que se indique lo contrario.

En primer lugar se describen equipos informáticos portátiles que se pueden utilizar en los sistemas descritos más adelante que representan ejemplos de realización.

30 En la figura 1 se representa un equipo informático portátil 10. El equipo informático portátil 10 se puede implementar, por ejemplo, por medio de un teléfono inteligente, un ordenador de tableta o por medio de cualquier otro equipo informático portátil (por ejemplo, una consola). Estos equipos informáticos móviles que pueden servir de base para la implementación del equipo informático portátil 10 de la figura 1, se pueden programar con frecuencia libremente, disponen de un procesador, una pantalla (pantalla en su caso táctil), diferentes dispositivos de entrada, interfaces de red, etc.

35 Como se explicará más detalladamente en lo que sigue, en los ejemplos de realización de la presente invención se emplean estos equipos informáticos portátiles para proporcionar posibilidades para la determinación de la refracción. Con este fin, los equipos informáticos móviles se pueden programar especialmente de forma correspondiente, por ejemplo, por medio de una o varias de las así llamadas Apps (del inglés, "applications", es decir, programas de usuario).

40 Como ejemplo, el equipo informático portátil de la figura 1 comprende un procesador 13, por ejemplo, una CPU. En otras variantes también se pueden prever varios procesadores o un procesador con varios núcleos de procesador. El procesador 13 se acopla a una memoria 15, por ejemplo, una memoria con acceso opcional (RAM) o una memoria no volátil como una memoria Flash o combinaciones de las mismas. En la memoria 15 se pueden almacenar datos, así como programas para el uso del procesador 13 y del equipo informático portátil 10. En la memoria 15 se pueden almacenar en especial diferentes programas de aplicación (Apps), por ejemplo, módulos de programas de aplicación 16 y 17 que se tratarán más adelante.

45 El procesador 13 está acoplado además a una pantalla 11 a través de la cual se pueden representar imágenes, por ejemplo, informaciones, gráficos, dibujos, símbolos y similares para que los observe un usuario. El término "imagen" se emplea aquí de forma general para definir contenidos que se representan en una pantalla. Una imagen como ésta puede comprender, por ejemplo, dibujos, símbolos y/u otros elementos. El procesador 13 se acopla además a un dispositivo de entrada 12. En algunas implementaciones, la pantalla 11 puede ser táctil y representar, por lo tanto, al mismo tiempo el dispositivo de entrada 12 o parte del mismo. Adicional o alternativamente, el dispositivo de entrada puede comprender botones, reguladores giratorios, un teclado, un micrófono para la recepción de sonidos o de una entrada de lenguaje y/o sensores como un sensor de inclinación o un sensor de aceleración.

55 En la figura 1, el equipo informático portátil 10 presenta además una o varias cámaras 19. Por ejemplo, los teléfonos inteligentes modernos suelen presentar al menos una cámara frontal que se encuentra en el mismo lado que la

5 pantalla 11, así como una cámara trasera en el lado opuesto, ofreciendo en muchos casos la cámara trasera una mayor resolución. Sin embargo, también son posibles otras configuraciones. En algunas variantes, una cámara de este tipo, como la cámara 19, se utiliza para capturar una imagen de uno o de ambos ojos de un usuario, a fin de llevar a cabo una determinación objetiva de la refracción en base a dicha imagen. En otras variantes, se puede utilizar para ello una cámara externa.

10 El equipo informático portátil 10 de la figura 1 comprende además una interfaz de red 14 mediante la cual el equipo informático 10 puede comunicarse con otros dispositivos. La interfaz de red 14 puede comprender, por ejemplo, una interfaz de radio móvil para la comunicación a través de una red de radio móvil, una interfaz Bluetooth y/o una interfaz Wifi/WLAN, aunque no se limita a estos componentes. Una interfaz de red 14 de este tipo puede servir, por ejemplo, para la comunicación con una o varias cámara(s) externa(s), por ejemplo, a través de Bluetooth. Como se explicará más adelante con mayor detalle, una cámara externa de este tipo también puede servir para capturar uno o ambos ojos de un usuario. Cabe señalar que el equipo informático portátil 10 puede presentar otros componentes convencionales de equipos informáticos portátiles como, por ejemplo, los teléfonos inteligentes.

15 En el equipo informático representado, la memoria 15 contiene como programas de aplicación un módulo de análisis 16 para la determinación de la refracción y opcional y adicionalmente otro módulo 17.

20 Como se indica mediante flechas, los módulos también pueden interactuar entre sí, especialmente intercambiar datos. El módulo de análisis 16 sirve para realizar una determinación de la refracción mediante el equipo informático portátil. Por ejemplo, para la determinación objetiva de la refracción, las imágenes de uno o de ambos ojos de un usuario se pueden tomar con una cámara interna como la cámara 19 de la figura 1 o con una cámara externa acoplada al equipo informático portátil, y las imágenes se pueden evaluar. Adicionalmente, la pantalla se puede controlar como la pantalla 11 para representar una o varias imágenes que forman una iluminación para el ojo o los ojos, especialmente una iluminación estructurada. En este caso, una iluminación estructurada puede ser una iluminación con un modelo preestablecido, en su caso, variable.

25 Además, la pantalla 11 se puede controlar para mostrar imágenes, por ejemplo, símbolos, caracteres o números, a fin de llevar a cabo una determinación subjetiva de la refracción. Esto se puede llevar a cabo en algunos ejemplos de realización con una luminosidad de fondo variable.

30 Además se puede poner a disposición opcionalmente otro módulo 17 que puede intercambiar datos con el módulo de análisis. El otro módulo 17 puede proporcionar, por ejemplo, funciones de pedido para ayudas visuales basadas en la refracción ocular determinada o, en su caso, también funciones de terapia y/o funciones de ayuda visual.

35 Además, por medio del otro módulo 17 también es posible, por ejemplo, una comunicación de los resultados a través de la interfaz de red 14 a un oftalmólogo u otro personal médico especializado.

40 Hay que señalar que, en algunos ejemplos de realización, el módulo de análisis 16 sólo puede realizar tareas parciales de determinación de la refracción. Por ejemplo, también es posible enviar los datos brutos a otro equipo informático, pudiéndose evaluar allí los datos grabados (por ejemplo, imágenes).

45 Con un equipo informático portátil de este tipo son posibles ejemplos de realización y mediciones en condiciones técnicas de iluminación controladas. De este modo pueden realizarse determinaciones de la refracción en diferentes niveles de adaptación y, por lo tanto, en diferentes tamaños de pupilas. Además, muchas pantallas de los teléfonos inteligentes o tabletas actuales presentan un alto campo dinámico. Esto permite iluminaciones para el análisis con un rango de contraste muy elevado. Por ejemplo, las pantallas basadas en diodos luminosos orgánicos (OLED) presentan un rango de contraste de 1000:1 o más, lo que puede resultar útil para proporcionar una iluminación para el ojo.

50 En la figura 2 se representa un ejemplo para una vista exterior de un dispositivo portátil 20. El dispositivo portátil 20 de la figura 2 puede corresponder, por ejemplo, al equipo informático portátil 10 de la figura 1, configurándose el mismo en el ejemplo de la figura 2 como un teléfono inteligente. Dependiendo del tipo de teléfono inteligente, la vista exterior puede diferir de la representada en la figura 2. El equipo informático portátil 20 presenta una pantalla 21 que se puede realizar especialmente como pantalla sensible al contacto (la así llamada pantalla táctil). En el ejemplo representado, el equipo informático portátil 20 presenta además un botón de mando 22, así como una cámara 23. La cámara 23 también se denomina cámara frontal. Otra cámara (no representada en la figura 2) puede situarse en el lado opuesto (lado trasero) del equipo informático portátil 20. El equipo informático portátil 20 puede presentar otros elementos no representados en la figura 2 como, por ejemplo, una salida de auriculares, otros elementos de control, un altavoz o un micrófono.

55 Como se representa en la figura 2, la pantalla 21 se puede dividir en dos campos 21A y 21B. En este caso, el campo 21A, por ejemplo, puede utilizarse para la representación de una imagen y/o una iluminación para un ojo izquierdo de un usuario y el campo 21B puede utilizarse para la representación de una imagen y/o la iluminación para un ojo derecho de un usuario. Como se explicará más adelante con mayor detalle, el equipo informático portátil 20 puede utilizarse en un dispositivo de visualización correspondiente.

Por ejemplo, dividiendo la pantalla como se muestra en la figura 2, es posible examinar el ojo izquierdo y el ojo derecho por separado a través del módulo de análisis 16, por ejemplo, mostrando una imagen sólo en el campo 21A

o sólo en el campo 21B y evaluando la respuesta de un usuario o comprobando las capacidades estereoscópicas y similares.

En los campos 21A y 21B pueden representarse, por ejemplo, imágenes para los ojos izquierdo y derecho de acuerdo con la distancia de la pupila, a fin de permitir una visualización estereoscópica. Por ejemplo, una distancia

5 de puntos correspondientes se puede ajustar para que coincida aproximadamente con la distancia de la pupila de una persona adulta, por ejemplo, unos 65 mm. En algunas implementaciones, la distancia de la pupila también puede ser un parámetro, de manera que la representación se pueda adaptar a un usuario respectivo y a la distancia de su pupila.

10 Los equipos informáticos portátiles como los representados en las figuras 1 y 2 son a menudo comparativamente baratos, dado que se fabrican en grandes cantidades. Sin embargo, en los dispositivos de este tipo se utilizan a menudo pantallas (monitores), cámaras, sensores, etc. de alta calidad.

En la figura 3 se representa un diagrama de flujo para la ilustración de un procedimiento para la determinación objetiva de la refracción. El procedimiento se puede implementar, por ejemplo, a través del módulo de análisis 16 de la figura 1, utilizando un equipo informático portátil como el equipo informático portátil 10 de la figura 1.

15 Para simplificar, en la descripción de la figura 3 sólo se menciona un ojo. No obstante, los diferentes pasos de la figura 3 pueden aplicarse a ambos ojos de forma sucesiva o simultanea. Por consiguiente, "un" en caso de "un ojo" debe entenderse como un artículo indeterminado y no como una indicación numérica restrictiva.

20 En un paso 30, un ojo de un usuario se ilumina a través de una pantalla de un equipo informático portátil (por ejemplo, la pantalla 11 de la figura 1 o la pantalla 21 de la figura 2) con un modelo que puede cambiar especialmente en intervalos de tiempo. En el paso 31, las imágenes del ojo iluminado se capturan de forma correspondiente.

En el paso 32, la refracción ocular se determina en base a las imágenes. Esto se puede llevar a cabo en principio como en los dispositivos mencionados en la introducción que utilizan una iluminación desde diferentes direcciones, sirviendo en el ejemplo de realización de la figura 3 la pantalla del teléfono inteligente como iluminación.

25 La refracción ocular así determinada puede utilizarse de diferentes maneras como se indica a modo de ejemplo en los pasos 33 a 36 de la figura 3. Los pasos 33 a 36 pueden implementarse de forma independiente unos de otros y pueden omitirse total o parcialmente en otros ejemplos de realización.

30 Por ejemplo, en el paso 33, la refracción ocular determinada se utiliza para ajustar adecuadamente una ayuda visual (por ejemplo, gafas o lentes de contacto). En el paso 34, la refracción determinada se utiliza como base para una terapia. En el paso 35, se lleva a cabo una transmisión de datos, por ejemplo, a personal médico especializado como un médico o un óptico. Por ejemplo, si se determina la refracción, los datos correspondientes se pueden transmitir a un óptico que puede poner a disposición unas gafas apropiadas. Por ejemplo, los datos también pueden transmitirse directamente a un fabricante de gafas o a un fabricante de lentes de gafas que puede proporcionar las gafas o lentes de gafas correspondientes. Antes de realizar un pedido de este tipo, se puede consultar a un usuario y/o a personal médico especializado. Por último, la refracción ocular determinada también se puede mostrar simplemente en el paso 36 o se puede hacer una recomendación basada en la refracción ocular en una pantalla, por ejemplo, una recomendación para consultar a un oftalmólogo.

35 Como ya se ha explicado, para la determinación de la refracción se puede iluminar de forma estructurada un ojo (o ambos ojos) de un usuario, es decir, de una persona a examinar. En especial, la iluminación se puede realizar secuencialmente desde diferentes direcciones, de forma similar al estado de la técnica comentado al principio, llevándose a cabo la iluminación en los equipos informáticos representados, en contraste con el estado de la técnica comentado, con ayuda de una pantalla de un equipo informático portátil como, por ejemplo, un teléfono inteligente y no por medio de fuentes de luz discretas como diodos luminosos. Los ejemplos de una iluminación de este tipo se explican a continuación más detalladamente haciendo referencia a las figuras 4 y 5.

40 En la figura 4 se representa como primer ejemplo un equipo informático portátil 40, por ejemplo, un teléfono inteligente o un ordenador de tableta, con una pantalla (monitor) 41. En la figura 4, los puntos de la fuente de luz 42 pueden representarse en la pantalla 41 por separado para el ojo izquierdo y para el ojo derecho, formando respectivamente una iluminación anular ajustable, a fin de iluminar el ojo respectivo desde diferentes direcciones. En este caso, los distintos puntos de la fuente de luz 42 se pueden activar, por ejemplo, de forma secuencial o también en grupos, a fin de iluminar el ojo desde una dirección determinada en función del punto de fuente de luz 42 activada. El nivel de luminancia de los puntos de la fuente de luz 42 puede ajustarse, es decir, la luminosidad de los puntos de la fuente de luz 42 puede modificarse según las necesidades dentro de las posibilidades ofrecidas por la pantalla 41. El color también se puede ajustar.

45 Además, también es posible ajustar una luminancia ambiente  $L_u$ , es decir, también se puede ajustar el fondo (la parte de la pantalla 41 que no sirve para representar una onda de puntos 42 activa en ese momento). Los puntos de la fuente de luz 42 en la figura 4 son, por ejemplo, círculos de un tamaño determinado, es decir, no son puntos en el sentido matemático, y pueden servir aproximadamente como fuentes de luz puntuales.

50 La iluminación con puntos de la fuente de luz de la figura 4 sirve sólo como ejemplo, siendo también posibles otras iluminaciones. Así, la figura 5 muestra otra posibilidad. Aquí, en una pantalla 51 de un equipo informático portátil 50 se muestran segmentos anulares 52 que pueden activarse y desactivarse individualmente o en grupos. Como en el

ejemplo de realización de la figura 4, en la figura 5 también es posible ajustar tanto una luminancia de los segmentos circulares 52, como también una luminancia de fondo (luminancia ambiente).

También son posibles otras formas. Por ejemplo, los anillos concéntricos de diferentes tamaños también pueden servir como iluminación estructurada, o puntos individuales que también pueden moverse en la pantalla. En las 5 figuras 4 y 5 se representan respectivamente ondas de puntos 42 y segmentos anulares 52 para el ojo izquierdo y el derecho. En este caso, la pantalla se divide como se explica en relación con la figura 2. En otras implementaciones, la pantalla también se puede utilizar sólo para la representación de una iluminación para un ojo. En este caso es posible, por ejemplo, modificar la posición del equipo informático portátil 50 dependiendo del ojo a examinar.

Mediante una variación de las luminancias, la visión escotópica (también conocida como visión nocturna o visión de 10 bastones), la visión fotópica (también conocida como visión diurna o visión cónica), así como la zona de transición entre ellas (visión mesópica o visión crepuscular) se pueden examinar por separado.

A continuación se describen diferentes sistemas en los que se puede realizar una determinación objetiva de la refracción por medio de un equipo informático portátil como un teléfono inteligente. Se explican distintas variantes de 15 estos sistemas, haciendo referencia a las figuras 6 a 12. Para evitar repeticiones, los elementos idénticos o correspondientes se identifican con las mismas referencias y no se explican de nuevo.

En la figura 6 se representa un primer ejemplo de realización. En este caso, el sistema de la figura 6 comprende un 20 equipo informático portátil 60, por ejemplo, un teléfono inteligente o una tableta, con una pantalla 61 que sirve para la representación de una iluminación estructurada para un ojo izquierdo 610 y para un ojo derecho 611 de un usuario. Aquí, el equipo informático portátil 60 puede configurarse como se indica en las figuras 1 y 2, realizar las funciones indicadas en la figura 3 y/o proporcionar la iluminación indicada en las figuras 4 y 5.

En la figura 6, el equipo informático portátil 60 se pone a disposición, por ejemplo, en un soporte en el que los demás componentes representados en la figura 6 también se ponen a disposición o se acoplan al mismo. Un soporte de este tipo se puede llevar, por ejemplo, en la cabeza (por ejemplo, como una así llamada pantalla montada en la cabeza, HMD).

25 En el sistema de la figura 6, el sistema comprende además las ópticas 62, 63 para reproducir una imagen representada en la pantalla 61 para el ojo izquierdo 610 o para el ojo derecho 611. Las ópticas 62, 63 pueden, como se ha comentado anteriormente, ponerse a disposición, por ejemplo, en un dispositivo de visualización como una pantalla montada en la cabeza. Mientras que las ópticas 62, 63 se representan en la figura 6, para simplificar, como lentes individuales, las ópticas 62, 63 también pueden comprender respectivamente varios elementos ópticos, por 30 ejemplo, lentes.

Para tomar una imagen del ojo izquierdo 610, se pone a disposición una primera cámara con un sensor de imagen 67, por ejemplo, un sensor CMOS o un sensor CCD, y con una óptica de cámara 66. Para tomar una imagen del ojo derecho, se pone a disposición de forma correspondiente una segunda cámara con un sensor de imagen 69 y con una óptica de cámara 68. Las ópticas de cámara 66, 68 también pueden comprender una o varias lentes u otros 35 elementos ópticos.

Para la toma de imágenes, el dispositivo de la figura 6 presenta divisores de haz 64, 65. Por medio del divisor de haz 64, 65, la luz de los ojos 610, 611 se dirige a los sensores de imagen 67 o 69. La luz de la pantalla 61 pasa a través de los divisores de haz 64, 65 a los ojos 610, 611. Los divisores de haz 64, 65 pueden ser, por ejemplo, espejos semitransparentes.

40 En algunas implementaciones, la primera y la segunda cámara pueden acoplarse al equipo informático portátil 60, por ejemplo, de forma inalámbrica (por ejemplo, mediante Bluetooth) o también por cable (por ejemplo, a través de una conexión USB u otra conexión). En otros ejemplos de realización, tanto la primera y la segunda cámara, como también el equipo informático portátil 60 pueden controlarse por medio de un dispositivo adicional (no representado).

45 Gracias a la puesta a disposición de dos cámaras 66-69, también es posible realizar, además de la determinación objetiva de la refracción para los ojos 610, 611, un examen de la visión estereoscópica (ambos ojos conjuntamente).

A continuación se describen variaciones del sistema con referencia a las figuras 7 a 12. En este caso, como ya se ha explicado, se describen fundamentalmente las diferencias con respecto a la figura 6 u otras figuras antes descritas, no describiéndose de nuevo los elementos idénticos.

50 En comparación con la figura 6, en la figura 7 la posición de los divisores de haz 64, 65 se invierte con la posición de las ópticas 62, 63. En la figura 8, las ópticas 62A, 62B para la óptica 62 y las ópticas 63A, 63B para la óptica 63 se dividen en dos. El divisor de haz 64 se dispone entre las ópticas 62A y 62B, y el divisor de haz 65 se dispone entre las ópticas 63A y 63B. En algunos ejemplos de realización, los divisores de haz 64 y 65 también se pueden disponer dentro de las lentes de las ópticas 62, 63. En otras palabras, las figuras 6 a 8 muestran que la disposición de los divisores de haz 64, 65 y de las ópticas 62, 63 es variable.

55 Hay que señalar que las ópticas 62B, 63B también pueden ser intercambiables, lo que, como se explicará más adelante, puede permitir una determinación subjetiva de la refracción.

En los sistemas descritos en relación con las figuras 6-8, con el equipo informático portátil 60 se utilizan cámaras externas (66-69), a fin de tomar una imagen de los ojos 610, 611. En caso de otras implementaciones, se puede

utilizar para ello una cámara interna del equipo informático portátil 60. En la figura 9 se representa una implementación de este tipo.

En el sistema de la figura 9, el equipo informático portátil 60 presenta una cámara con un sensor de imagen 91 y con una óptica de cámara 90. El sensor de imagen 91 puede ser, por ejemplo, un sensor CMOS o un sensor CCD. En el sistema representado, a través de la pantalla 61 del equipo informático portátil 60 se lleva a cabo a su vez una iluminación estructurada de los ojos, registrándose uno o ambos ojos por medio del sensor de imagen 91, a fin de poder realizar una determinación objetiva de la refracción. Con el número de referencia 92 se identifica una carcasa o similar que puede impedir o reducir especialmente la penetración de luz difusa.

Dependiendo de la configuración de la cámara 90, 91 puede ocurrir que sólo sea posible grabar un ojo (en la figura 9, por ejemplo, el ojo 610). En este caso, por ejemplo, para determinar la refracción del ojo 611 es necesario invertir la orientación del equipo informático portátil 60. En otros sistemas, se pueden proporcionar elementos ópticos adicionales (por ejemplo, divisores de haz) para dirigir la luz del ojo 611 al sensor de imagen 91. En otros sistemas, el equipo informático portátil 60 puede presentar dos cámaras.

En este caso, mediante el uso de una cámara interna del equipo informático portátil 60, la estructura se simplifica en la medida en la que no se requiere ninguna cámara externa adicional, en su caso, conectada a elementos ópticos como divisores de haz (por ejemplo, 64, 65 de las figuras 6-8). Por otra parte, en función de la posición de la cámara, como se ha explicado anteriormente, sólo se puede grabar un ojo, lo que, en su caso, puede alargar el examen ocular. Además, con una cámara que sólo puede grabar simultáneamente un ojo, tampoco es posible medir la visión estereoscópica.

En los sistemas de las figuras 6-9 se utilizan las ópticas de visualización 62, 63, por ejemplo, de una pantalla frontal o de otro dispositivo de visualización. Los dispositivos de visualización de este tipo para teléfonos inteligentes se pueden adquirir en el mercado. Dependiendo de la calidad de las ópticas 62, 63 y de la iluminación estructurada utilizada, las ópticas 62, 63 pueden ser en ocasiones insuficientes para garantizar en los ojos 610, 611 una reproducción deseada de la iluminación representada en la pantalla 61.

Como se muestra en la figura 10, en este caso se puede poner a disposición, por ejemplo, un conjunto de microlentes adicional 101 delante de la pantalla 61. Este conjunto de microlentes puede garantizar una reproducción deseada en los ojos 610, 611 de la iluminación representada en la pantalla 61 (por ejemplo, fuentes de luz de puntos 42 de la figura 2, 4 o los segmentos anulares 52 de la figura 5). En un ejemplo de realización preferido, el conjunto de microlentes 101 se pone a disposición como una lámina de microlentes que puede simplemente pegarse en la pantalla 61 o aplicarse de otro modo. De esta manera, el conjunto de microlentes 101 puede ponerse a disposición fácilmente a un usuario final.

Además, en el sistema de la figura 10, el sistema representado presenta un filtro 100 que también se puede poner a disposición como una lámina y que se dispone entre la pantalla 61 y el conjunto de microlentes 101. También son posibles otras disposiciones. En algunos ejemplos de realización, el filtro 100 también puede suministrarse con las microlentes 101 en una única lámina que posteriormente puede pegarse en la pantalla 61 o aplicarse de otro modo. Aquí, el filtro 100 puede ser, en especial, un filtro rojo y/o infrarrojo que, por ejemplo, permite el paso de luz roja y/o de luz infrarroja. El uso de luz roja para la iluminación de los ojos 610 y 611 puede ofrecer la ventaja de que, de este modo, se provoca un estrechamiento de la pupila ocular más reducido que, por ejemplo, con luz blanca, dado que la luminosidad percibida es menor. En otros ejemplos de realización, el color de la iluminación se puede ajustar directamente a través de la pantalla 61.

Por lo tanto, el filtro 100 también puede suprimirse, como se representa en el sistema de la figura 11. Aparte del filtro 100 suprimido, el ejemplo de realización de la figura 11 corresponde al ejemplo de realización de la figura 10.

En otros sistemas, las microlentes 101 solas pueden ser suficientes para garantizar una reproducción de una iluminación en los ojos 610, 611. Un ejemplo de realización de este tipo se representa en la figura 12.

En el sistema de la figura 12, en la pantalla 61 sólo se ponen a disposición el filtro 100 y las microlentes 101. Por el contrario, las ópticas 62, 63 y la carcasa 92 se han omitido, es decir, en este caso el equipo informático portátil 60 puede ponerse a disposición, por ejemplo, sin un pantalla montada en la cabeza o similar. Por ejemplo, se pueden dar instrucciones a un usuario para que mantenga el equipo informático portátil 60 a una distancia fija de sus ojos 610, 611. En algunos sistemas, la orientación correcta de los ojos 610, 611 también puede controlarse a través de la cámara 90, 91. Por ejemplo, mediante un módulo correspondiente, como el módulo de análisis 16 de la figura 1, puede comprobarse si los ojos tienen una posición deseada relativamente con respecto al sensor de imagen 91 o si se reproducen en el sensor de imagen 91 en un tamaño deseado. También es posible proporcionar para el posicionamiento otros elementos auxiliares como una escala. En el sistema de la figura 12 es necesario poner a disposición de un usuario, por ejemplo, sólo una lámina con el filtro 100 y las microlentes 101 para pegarla o aplicarla de otro modo a la pantalla 61. En otros ejemplos de realización, el filtro 100 también puede omitirse.

Hay que señalar que el filtro 100 y/o la lámina de microlentes 101 también se pueden poner a disposición en los sistemas de las figuras 6-9.

Como se puede ver en las figuras 6-12, son posibles varios sistemas y estructuras para obtener una determinación objetiva de la refracción por medio de un equipo informático portátil como un teléfono inteligente o una tableta. En

este caso pueden realizarse adicionalmente otras mediciones como, por ejemplo, en general una prueba visual/de agudeza visual, especialmente también una prueba estereoscópica.

En la figura 13 se representa de nuevo un posible funcionamiento de los sistemas de este tipo para la determinación de la refracción. En la representación de la figura 13 se utiliza un teléfono inteligente como ejemplo de un equipo informático portátil, aunque también se pueden utilizar otros equipos informáticos portátiles, por ejemplo, ordenadores de tableta o consolas. Las diferentes funciones que se explican a continuación con referencia a la figura 13 pueden implementarse, por ejemplo, mediante los dispositivos y sistemas antes descritos, por ejemplo, por medio de una aplicación correspondiente en un teléfono inteligente. Por consiguiente, los diferentes bloques de la figura 13 no se implementan necesariamente como unidades separadas, sino que algunos de los bloques también 10 se pueden implementar conjuntamente mediante una aplicación en un equipo informático portátil.

La operación se realiza tal como se representa en el bloque 134 a través de una interfaz de usuario del equipo informático portátil, por ejemplo, del teléfono inteligente. Una interfaz de usuario de este tipo puede ser especialmente una interfaz gráfica de usuario, también llamada GUI, del inglés Graphical User Interface. Con esta finalidad puede utilizarse en especial una pantalla sensible al contacto (una así llamada pantalla táctil). Por medio de 15 la interfaz de usuario 134 puede iniciarse y/o ajustarse especialmente un control del ciclo de medición 133 que controla la determinación de la refracción.

El control del ciclo de medición 133 transfiere los parámetros de iluminación a un algoritmo para la iluminación estructurada 131 que controla a su vez una pantalla, por ejemplo un monitor, del equipo informático portátil en 130, a fin de obtener una iluminación deseada. Por ejemplo, de este modo puede llevarse a cabo una iluminación como la 20 descripción en relación con las figuras 4 o 5. Aquí, los parámetros de iluminación pueden comprender, por ejemplo, una luminosidad de fondo deseada, un tipo de iluminación deseado (por ejemplo, como se representa en la figura 4 o en la figura 5) y similares. Además, el control del ciclo de medición 133 controla una captura de imagen 132, por ejemplo, mediante una cámara frontal de un teléfono inteligente como se representa en las figuras 9-12 o también 25 con una o varias cámaras externas como se representa en las figuras 6-8. En este caso, el control del ciclo de medición 133 puede ajustar especialmente los parámetros de exposición, por ejemplo, el tiempo de exposición, la apertura y/o el valor ISO. En el ejemplo de realización de la figura 13, la iluminación estructurada 131 se sincroniza con la captura de imagen 132. Por ejemplo, se puede grabar una imagen (o varias imágenes) para cada dirección de iluminación (por ejemplo, cada fuente de luz puntual 42 de la figura 4 y/o cada segmento circular 52 de la figura 5).

En 135 se lleva a cabo una evaluación de la imagen tomada en 132. En este caso se puede evaluar especialmente 30 si la captura de la imagen de una o ambas pupilas se ha realizado correctamente. Tomando esto como base es posible proporcionar al control del ciclo de medición 133 una respuesta de medición. Los parámetros de iluminación y/o los parámetros de exposición se pueden ajustar en base a la respuesta de medición. Por ejemplo, en caso de una imagen movida se puede acortar el tiempo de exposición o se puede aumentar la intensidad lumínica si un reflejo de pupila a evaluar no es visible.

En 136 se lleva a cabo una determinación de la refracción en base a las imágenes tomadas.

En este caso se puede evaluar especialmente la reflexión de retorno de la pupila (paso óptico de la luz a través del cristalino seguido de un reflejo en la retina y un segundo paso a través del cristalino). Mediante la evaluación de la progresión del gradiente en la imagen reflejada con una dirección de iluminación variable se puede determinar la visión defectuosa del ojo (esfera, cilindro, eje), dado que el comportamiento de la reflexión de retorno depende de 40 estos parámetros.

Aquí, los sistemas como los antes descritos pueden lograr un gran campo de visión por el hecho de que el equipo informático portátil se dispone relativamente cerca del ojo a medir o de los ojos a medir, es decir, la visualización del equipo informático portátil en los sistemas representados puede ocupar una parte comparativamente grande del campo de visión, por ejemplo, más del 50% o más del 70%. De este modo es posible ajustar la "iluminación de fondo" de acuerdo con el nivel de adaptación de luminancia deseado, así como cualquier modelo de iluminación 45 para la determinación de la refracción. Por lo tanto, la determinación de la refracción óptica se puede realizar por medio de la fotorrefracción con diferentes tamaños de pupilas de acuerdo con los diferentes niveles de luminancia ambiente. Especialmente en caso de sistemas en los que la distancia entre el equipo informático portátil y el ojo o los ojos está claramente definida (por ejemplo, cuando se utiliza un monitor frontal), no es necesaria ninguna 50 medición de la separación a diferencia de los fotorrefractómetros portátiles convencionales.

Como ya se ha explicado, en los sistemas descritos con referencia a las figuras 3-13 se lleva a cabo una determinación objetiva de la refracción. Como ya se ha explicado al principio, con los ejemplos de realización de la invención también se pueden llevar a cabo adicional o alternativamente determinaciones subjetivas de la refracción.

Los ejemplos de realización de este tipo se explican a continuación en relación con las figuras 14-17. Los elementos 55 de las figuras 14-16, que corresponden a los elementos de las figuras 6-12, llevan a su vez las mismas referencias y no se explican de nuevo detalladamente. Especialmente el número de referencia 60 identifica un equipo informático portátil como un teléfono inteligente con una pantalla 61, y los números de referencia 610 y 611 identifican dos ojos de una persona a examinar. Con los números de referencia 62 y 63 se identifican las ópticas de visualización de un dispositivo de visualización como una pantalla montada en la cabeza o similar.

Con los números de referencia 140 y 141 se identifican lentes intercambiables u otras ópticas intercambiables, es decir, lentes intercambiables u otras ópticas. Con el número de referencia 143 se identifica un soporte para las

lentes intercambiables 140, 141, por ejemplo, una montura intercambiable. Con el número de referencia 142 se identifican las partes de la carcasa u otros sombreados que, por una parte, sombrean la luz ambiental y que, por otra parte, proporcionan canales de luz separados para el ojo izquierdo 610 y el ojo derecho 611. Para la determinación subjetiva de la refracción se representan en la pantalla 61 caracteres, símbolos o imágenes, y la persona a examinar indica si al cambiar las lentes 140, 141, por ejemplo, la impresión de la imagen mejora o empeora y/o si la persona puede reconocer más o menos símbolos o caracteres.

Como ya se ha explicado, en algunos ejemplos de realización se pueden realizar tanto una determinación objetiva de la refracción, como también una determinación subjetiva de la refracción. En los sistemas combinados de este tipo, las lentes 62B y 63B de la figura 8 pueden corresponder, por ejemplo, a las lentes 140, 141 de la figura 14. La determinación subjetiva de la refracción se puede realizar especialmente por separado para el ojo izquierdo 610 y para el ojo derecho 611. Sin embargo, también es posible un uso conjunto de ambos ojos (para la visión estereoscópica). En cualquier caso, aquí resulta útil que las trayectorias de luz para el ojo izquierdo 610 y para el ojo derecho 611 estén tan separadas como sea posible para que no se produzcan interferencias recíprocas. Con otras palabras, una parte de la imagen representada para el ojo izquierdo 610 (por ejemplo, el campo 21A de la figura 2) sólo debería llegar en la medida de lo posible al ojo izquierdo 610, y una parte de la imagen representada para el ojo derecho 611 en la pantalla 61 (por ejemplo, el campo 21B de la figura 2) sólo debería llegar en la medida de lo posible al ojo derecho 611. Dependiendo del diseño, la separación a través de la carcasa 142 puede ser insuficiente. Por ejemplo, en algunas pantallas frontales es posible que la carcasa no se extienda hasta la pantalla 61, por ejemplo, para permitir una fácil extracción del equipo informático 60 de la carcasa. En estos casos se pueden tomar medidas adicionales. En las figuras 15 y 16 se explican dos posibilidades.

Los sistemas de las figuras 15 y 16 se basan en el sistema de la figura 14, presentando los elementos idénticos las mismas referencias, por lo que no se explican de nuevo.

En el ejemplo de realización de la figura 15, los polarizadores 151 y 152 se disponen encima de la pantalla 61. Los polarizadores 151, 152 pueden presentar polarizaciones perpendiculares entre sí (por ejemplo, circular izquierda y circular derecha o dos direcciones de polarización lineal perpendiculares entre sí).

Además, en los puntos de salida de la luz de la carcasa 142 se disponen analizadores 153, 154. Una dirección de polarización del analizador 153 corresponde a la del polarizador 151. Del mismo modo, una polarización del analizador 154 corresponde a una polarización del polarizador 152. De esta manera, en algunos ejemplos de realización se puede lograr una mejor separación de las trayectorias de luz para el ojo izquierdo y para el ojo derecho.

En la figura 16 se representa otra posibilidad. En el ejemplo de realización de la figura 16, los obturadores 160 o 161 están disponibles para el ojo izquierdo 610 y para el ojo derecho 611. Los obturadores 160, 161 pueden ser, por ejemplo, obturadores LCD. Mediante los obturadores 160, 161 es posible oscurecer alternativamente el ojo izquierdo y el ojo derecho, y al mismo tiempo representar una imagen en la pantalla 61 (por ejemplo en el campo correspondiente 21A o 21B de la figura 2) sólo para el ojo respectivamente no oscurecido. En algunos ejemplos de realización, el cambio entre el ojo izquierdo y el ojo derecho puede producirse tan rápidamente que se represente al mismo tiempo una imagen para ambos ojos. De este modo también es posible mejorar la separación de las trayectorias de luz para el ojo izquierdo 610 y para el ojo derecho 611.

En las figuras 17A-17D se representan diferentes ejemplos de letras que se pueden mostrar para la realización de una determinación subjetiva de la refracción. La proporción de letras con respecto al fondo no es necesariamente fiel a la escala y en algunos ejemplos de realización la proporción de fondo puede ser mucho mayor que la proporción de letras. Al contrario que en el ejemplo de las figuras 17A-17B, el tamaño de las letras también puede variar de una línea a otra. La persona a examinar puede entonces indicar si las letras son más nítidas o menos nítidas o si se pueden reconocer mejor o si se pueden reconocer peor dependiendo del cambio de lentes (por ejemplo, las lentes 140 y 141). En este caso, las figuras 17A-17D muestran luminancias ambientales ( $Lu$ ) variables y, por lo tanto, contrastes variables entre las letras y el fondo, siendo posible probar diferentes condiciones de iluminación y distintos tipos de visión (escotópica, mesópica, fotópica). Aquí, la luminancia ambiental resulta especialmente efectiva si las imágenes respectivamente representadas llenan una gran parte del campo de visión (FoV, del inglés: Field of View) como luminancias de adaptación ( $La$ ) que determinan la adaptación ocular. Se puede conseguir un campo de visión de este tipo, por ejemplo, mediante una óptica de visualización adecuada, por ejemplo, como se ha comentado anteriormente. Adicional o alternativamente es posible ajustar la luminosidad de las letras representadas, a fin de establecer una así llamada luminancia de campo ( $Li$ ). Por consiguiente, el contraste entre las letras y el fondo es mayor en la figura 17A y menor en la figura 17D. En otros ejemplos de realización también se pueden utilizar colores diferentes adicional o alternativamente a los distintos contrastes y luminosidades.

Hay que señalar que el resultado de la determinación subjetiva de la refracción puede diferir del resultado de la determinación objetiva de la refracción. Esto se debe a que el cerebro humano puede acostumbrarse a un cierto grado de ametropía y compensarla. Si, por ejemplo, se utilizan unas gafas que compensan ópticamente (objetivamente) una visión defectuosa de forma precisa, el cerebro puede, en primer lugar, continuar esta compensación, lo que empeora de nuevo la impresión subjetiva de la imagen. En los ejemplos de realización que permiten tanto la refracción objetiva de la refracción, como también la determinación subjetiva de la refracción, ambos valores pueden transmitirse, por ejemplo, al personal médico especializado o puede utilizarse una solución

intermedia entre los resultados de la determinación objetiva de la refracción y la determinación subjetiva de la refracción, por ejemplo, para una determinación de gafas o de lentes de contacto.

- Como ya se ha explicado, los ejemplos de realización anteriores tienen sólo fines ilustrativos y no deben interpretarse como restrictivos. Las variantes y las modificaciones que se han descrito en relación con la determinación objetiva de la refracción también pueden utilizarse, en su caso, para la determinación subjetiva de la refracción. Por ejemplo, también es posible poner a disposición para la reproducción una lámina de microlentes para la determinación subjetiva de la refracción. También son posibles otras variantes.
- 5

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema que comprende:  
un soporte que se lleva en la cabeza,  
5 un equipo informático portátil (10; 20; 60) dispuesto en el soporte que comprende:  
una pantalla (11; 21; 61),  
un procesador (13) y  
una memoria con un código de programación (16) almacenado en la misma,  
provocando el código de programación (16), cuando se ejecuta en el procesador (13), que el procesador (13) active  
10 la pantalla (11) para que en la pantalla (11) se muestre una imagen para la determinación de la refracción de un ojo  
(610, 611),  
proporcionándose en el soporte:  
una óptica de visualización (62, 63, 100, 101) para la visualización del equipo informático portátil con un ojo izquierdo  
(610) y con un ojo derecho (611) de una persona a examinar, que comprende ópticas (62, 63) para reproducir la  
15 imagen en la pantalla en relación con el ojo izquierdo (610) o con el ojo derecho (611), y un soporte intercambiable  
(143) para una óptica intercambiable (140, 141) para la determinación subjetiva de la refracción.
2. Sistema según la reivindicación 1, caracterizado por que el soporte intercambiable (143) se diseña para la  
20 recepción de lentes intercambiables (140, 141) y/o por que en el soporte intercambiable (143) se alojan lentes  
intercambiables (140, 141).
3. Sistema según una de las reivindicaciones 1 o 2 que comprende además, para al menos un ojo (610, 611), una  
combinación de polarizador (151, 152) y analizador (153, 154).
- 25 4. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que la óptica de visualización (62, 63, 100,  
101) comprende un conjunto de microlentes (101).
5. Sistema según la reivindicación 4, caracterizado por que el conjunto de microlentes comprende una lámina de  
30 microlentes a montar en la pantalla (61) del equipo informático portátil.
6. Sistema según una de las reivindicaciones 4-5, caracterizado por que la óptica de visualización (62, 63, 100, 101)  
comprende un filtro cromático (100), un filtro rojo y/o un filtro infrarrojo.
- 35 7. Sistema según una de las reivindicaciones 1-6 que comprende además un divisor de haz (64, 65) que se dispone  
entre la pantalla (61) del equipo informático portátil (60) y el al menos un ojo (610, 611), disponiéndose el divisor de  
haz (64, 65) para dirigir la luz procedente del ojo (610, 611) a una cámara (66-69).
8. Sistema según una de las reivindicaciones 1-7 que comprende además un obturador (150) para al menos un ojo.

FIG 1

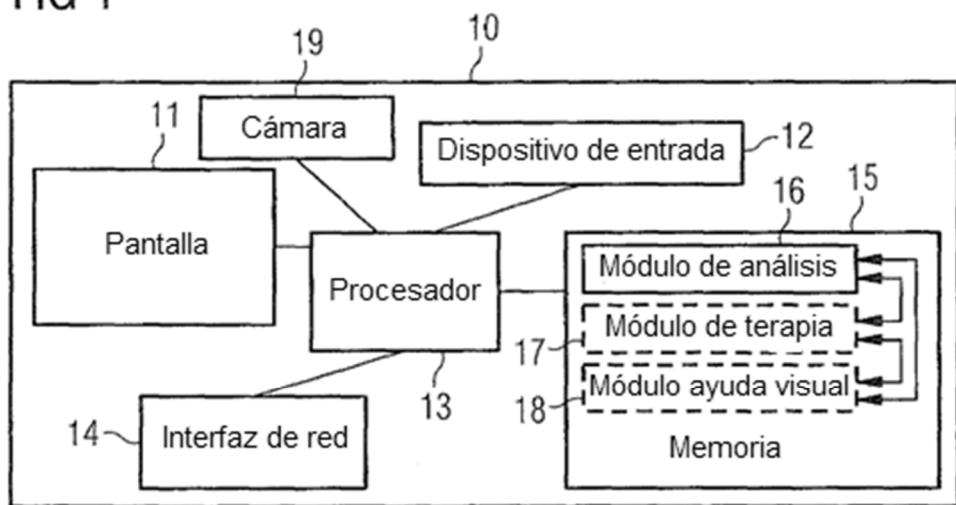


FIG 2

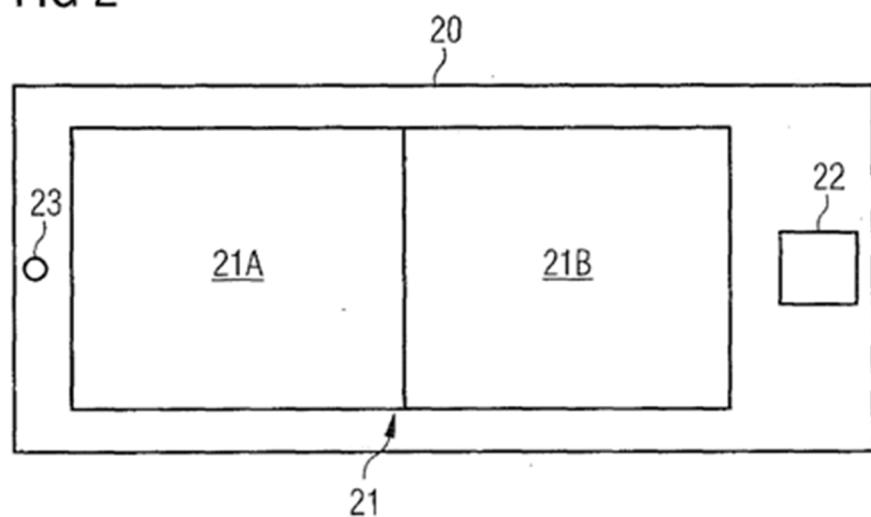


FIG 3

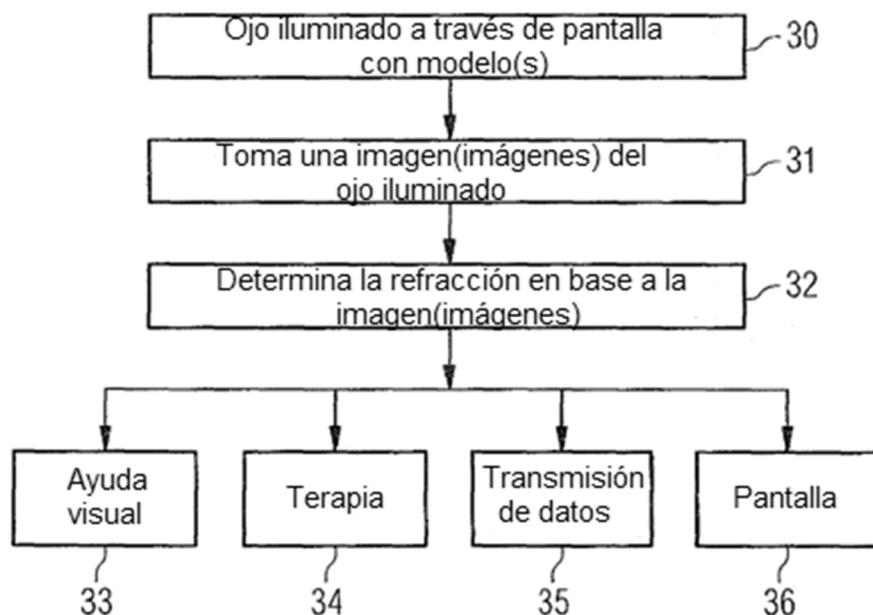


FIG 4

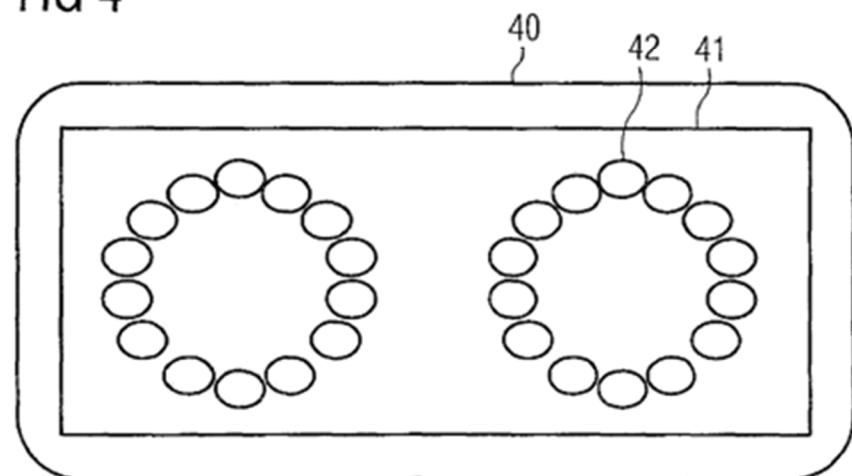


FIG 5

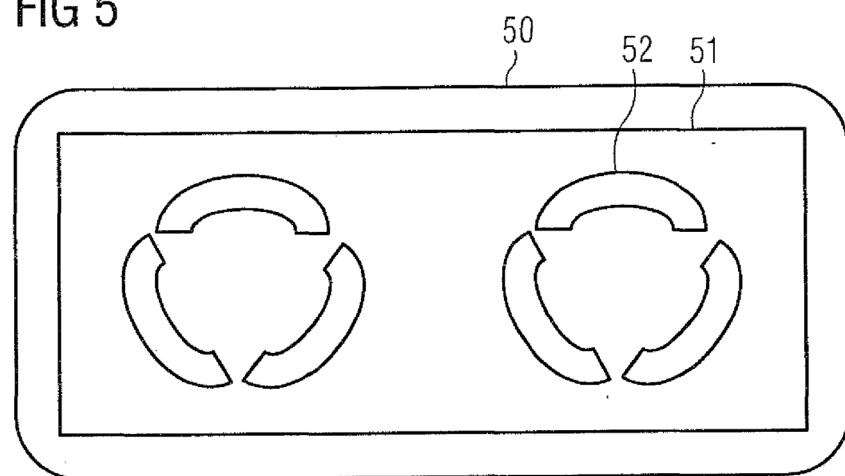


FIG 6

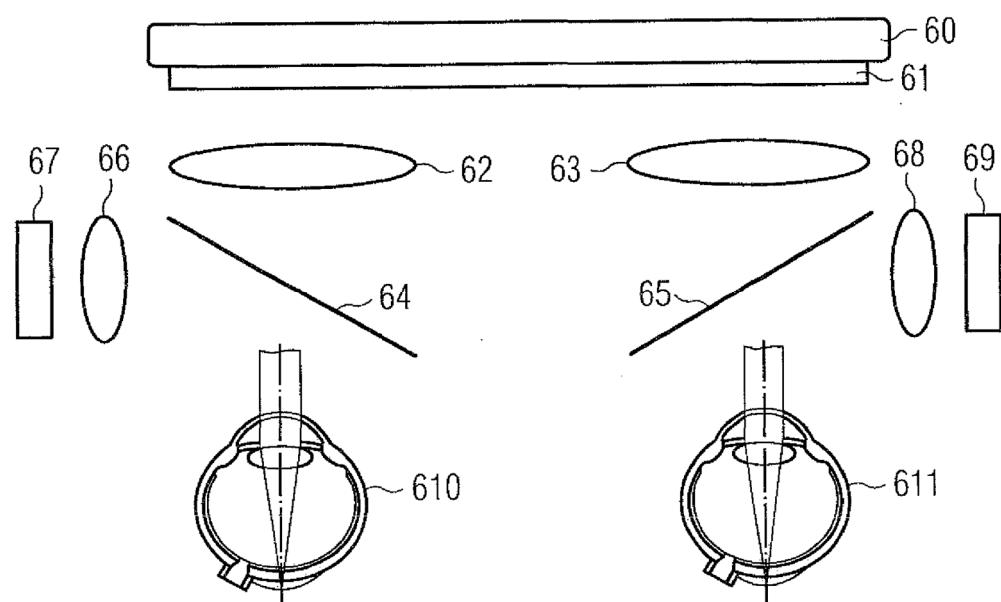


FIG 7

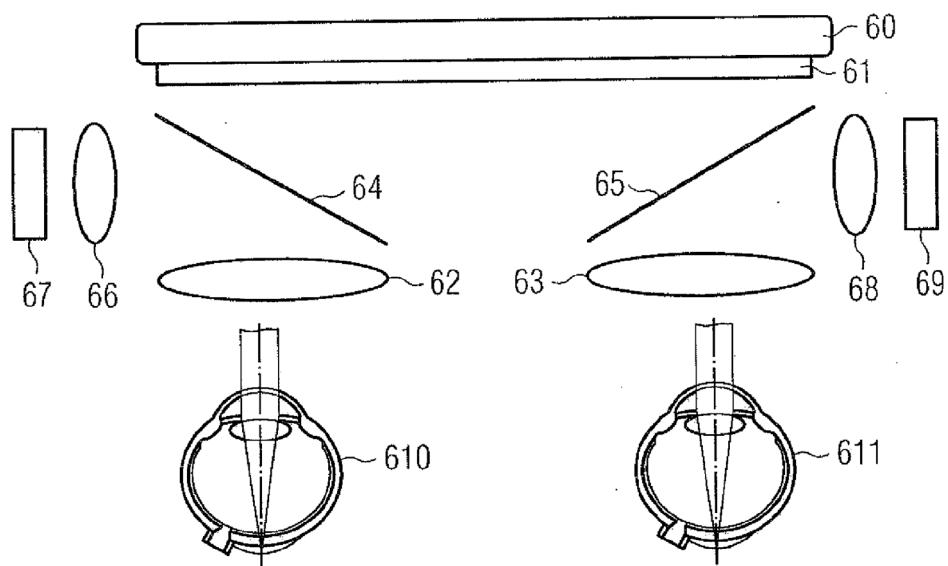


FIG 8

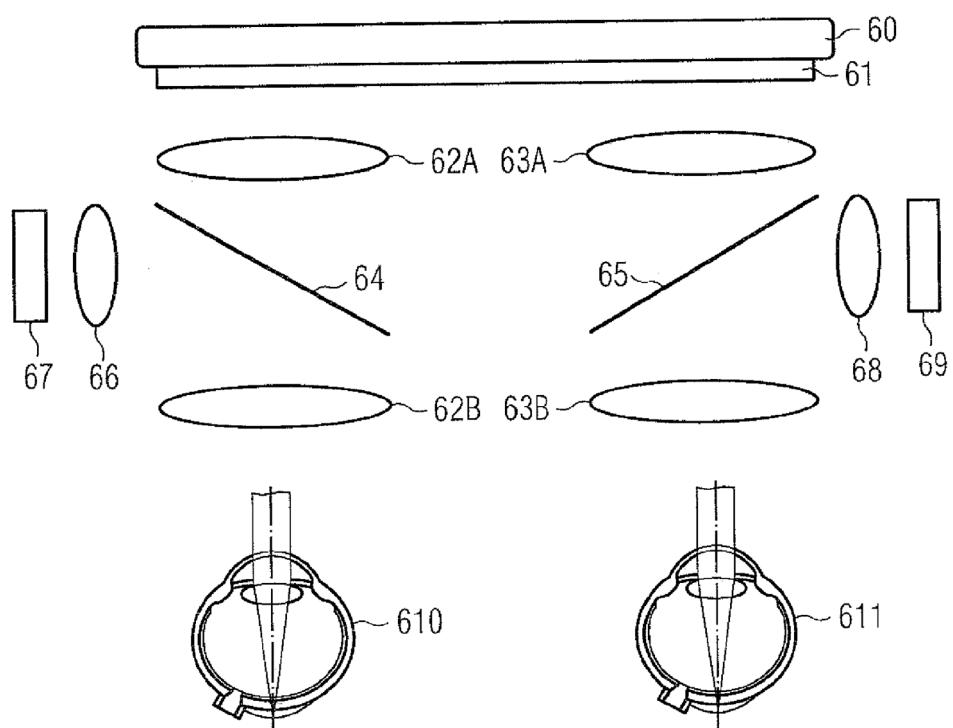


FIG 9

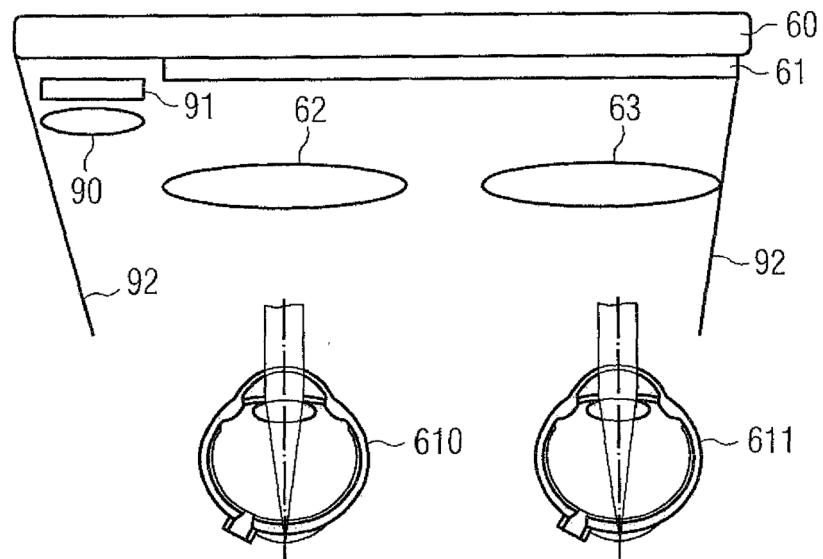


FIG 10

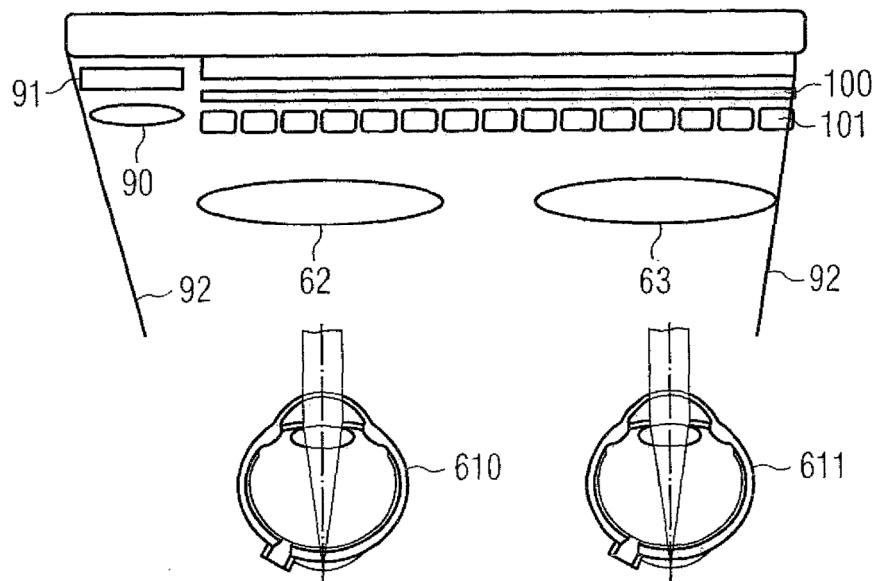


FIG 11

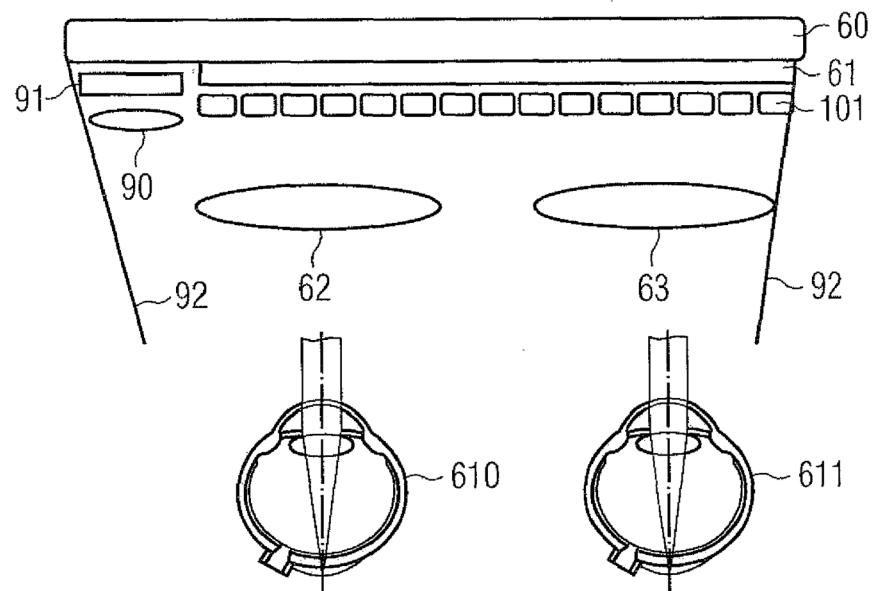


FIG 12

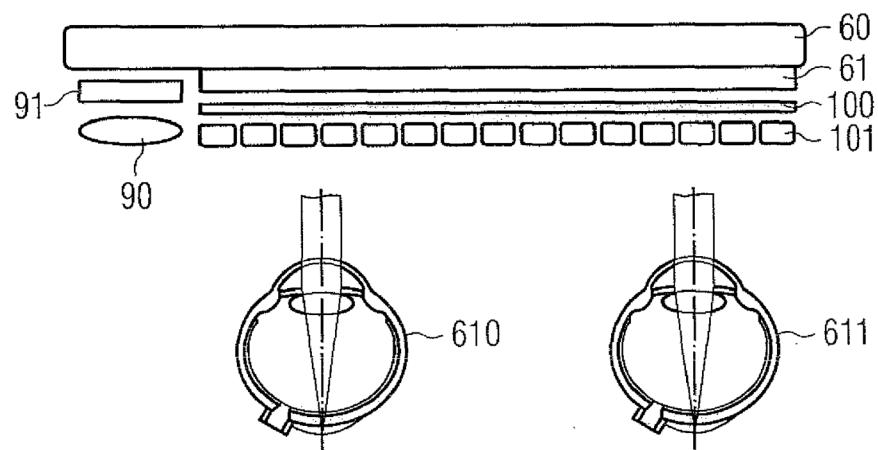


FIG 13

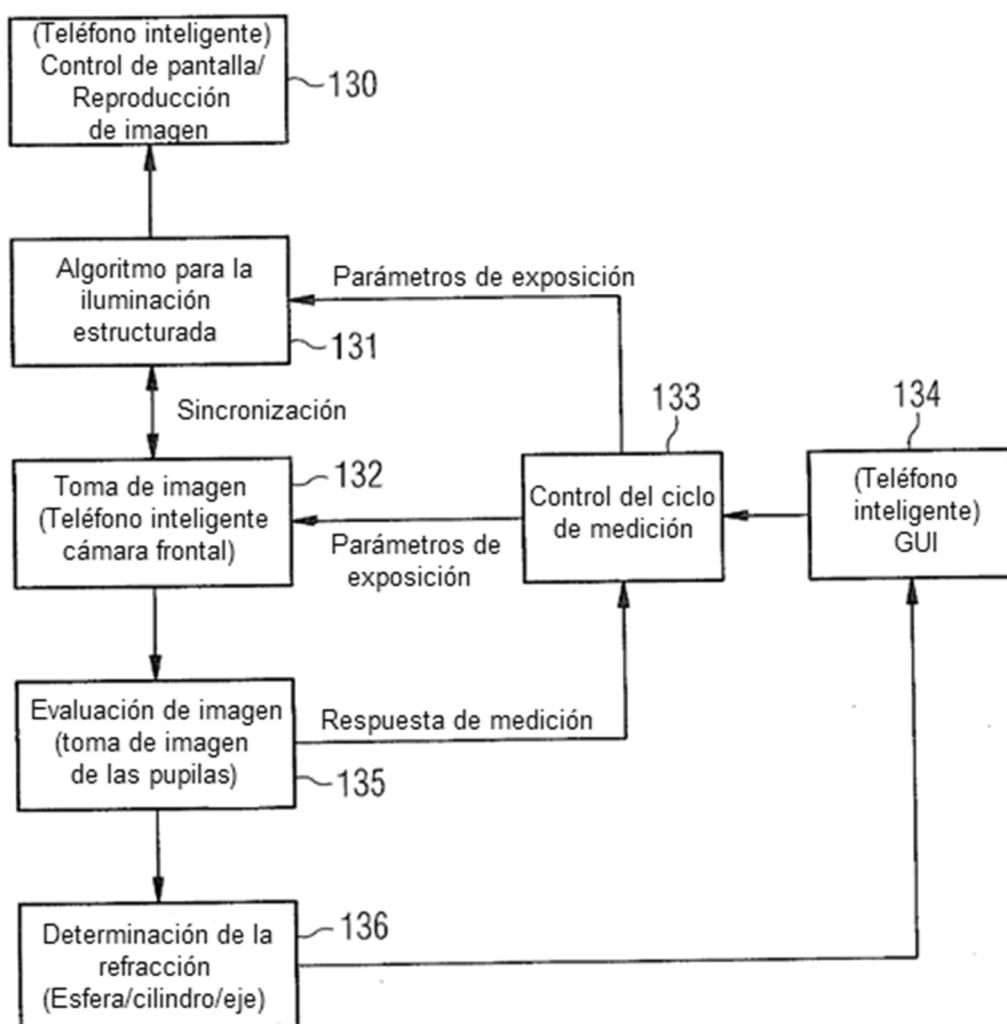


FIG 14

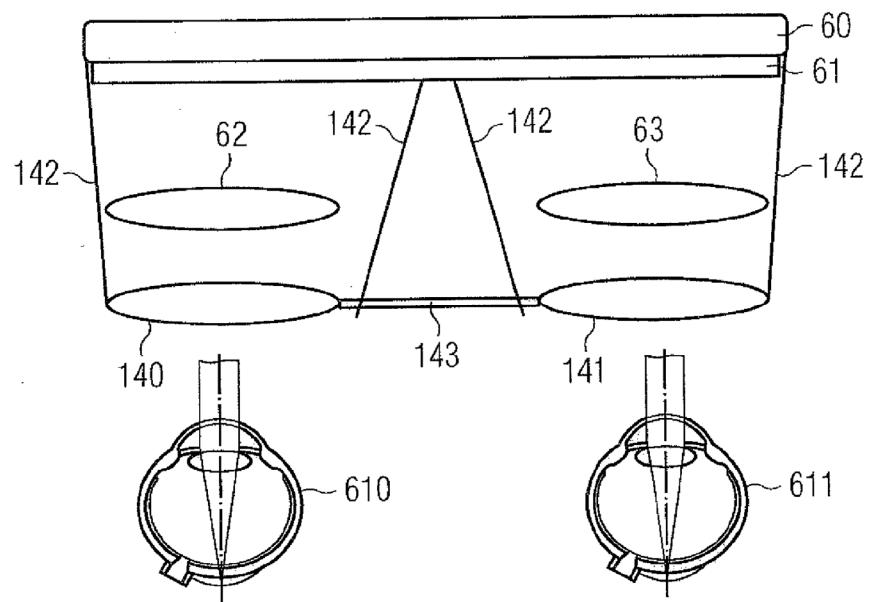


FIG 15

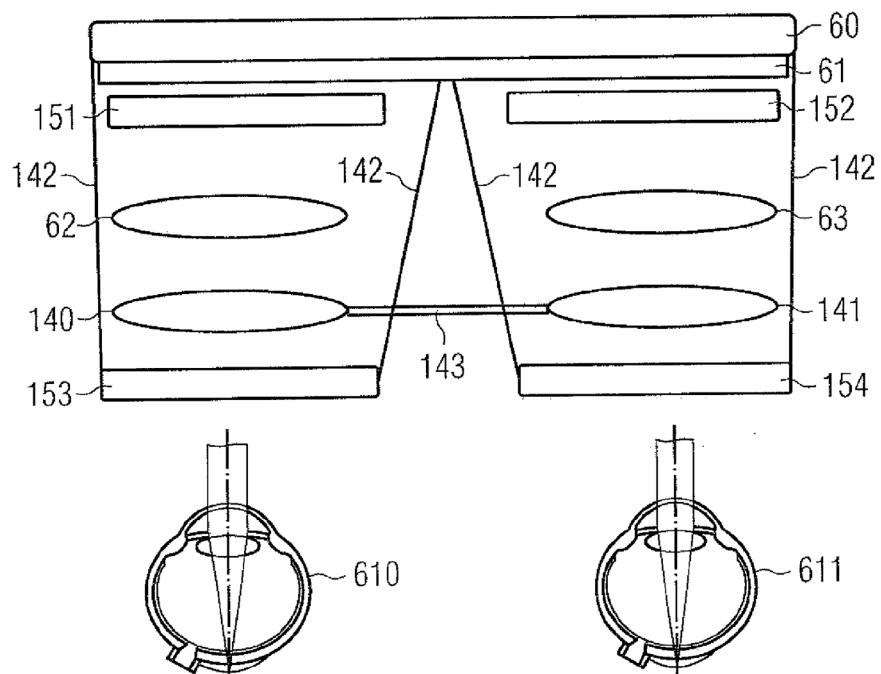


FIG 16

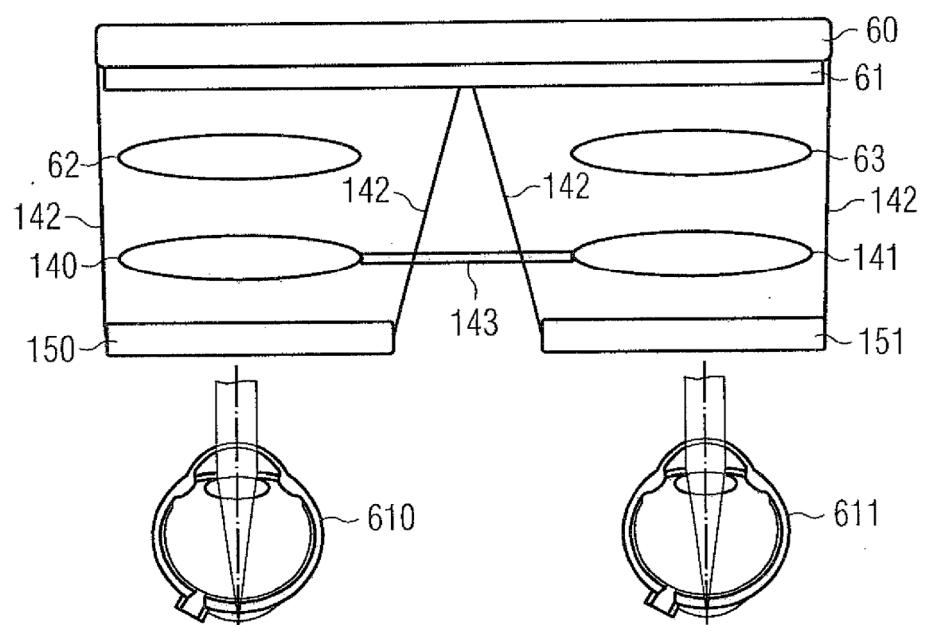


FIG 17A

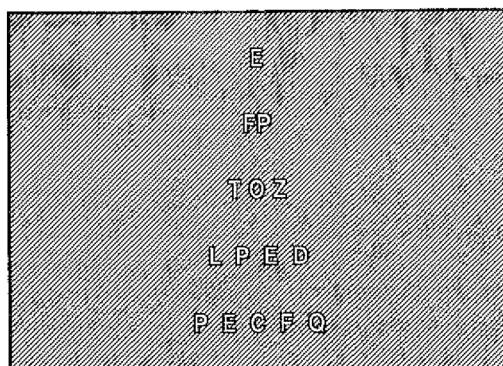


FIG 17B

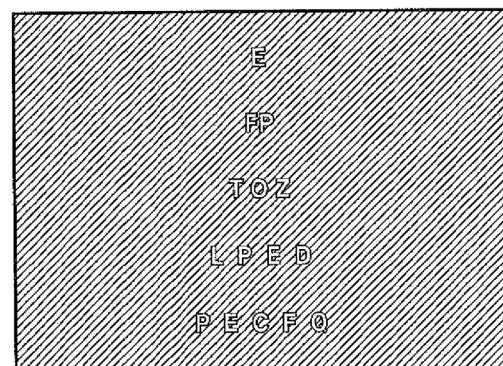


FIG 17C

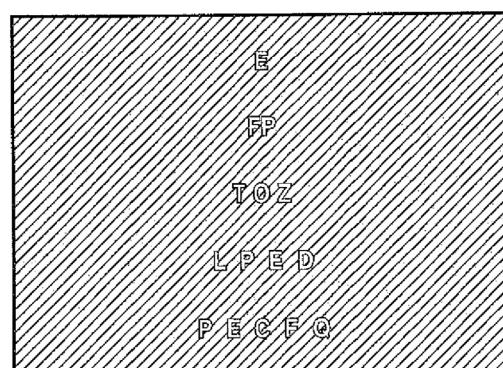


FIG 17D

