

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 734 740**

21 Número de solicitud: 201830558

51 Int. Cl.:

A61B 3/103 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

08.06.2018

43 Fecha de publicación de la solicitud:

11.12.2019

71 Solicitantes:

**JAEKEN, Bart Jan (100.0%)
C/ Aire, 15
30110 CHURRA (Murcia) ES**

72 Inventor/es:

**JAEKEN, Bart Jan;
GARCÍA SÁNCHEZ, Diego Ramón y
VOHNSSEN, Brian**

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

54 Título: **INSTRUMENTO DE REALIDAD VIRTUAL PARA MEDIR LA REFRACCIÓN Y ABERRACIONES DEL OJO DE MANERA AUTOMÁTICA**

57 Resumen:

Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones del ojo de manera automática que comprende una parte portátil consistente en unas gafas de realidad virtual provista de una pantalla detallada para cada ojo (9) y al menos una pantalla de fondo (19), todas virtuales, donde la pantalla detallada tiene una resolución varias veces la resolución foveal y la pantalla de fondo tiene una resolución similar a la resolución periférica del ojo, con al menos una cámara de pupila (17), un sistema de manipulación de la fase (5) de la luz saliendo de la pantalla detallada, un sensor de frente de onda (11, 12) y una fuente de luz (18) para medir el frente de onda de una longitud de onda de al menos 400 nm.

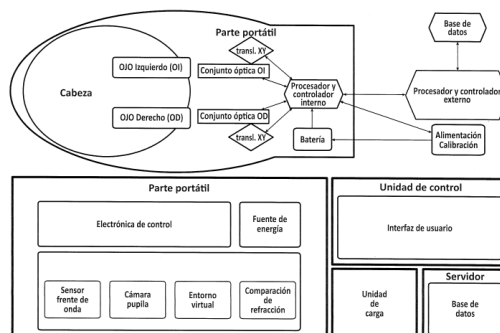


FIG. 1

DESCRIPCIÓN

INSTRUMENTO DE REALIDAD VIRTUAL PARA MEDIR LA REFRACCIÓN Y ABERRACIONES DEL OJO DE MANERA AUTOMÁTICA

5

SECTOR DE LA TÉCNICA

La invención pertenece al sector de la óptica, en particular a dispositivos para medir tanto la refracción como las aberraciones de ambos ojos.

10

El dispositivo es una herramienta objetiva para determinar el error de refracción y el rendimiento visual de los sujetos humanos. Esta información puede usarse para prescribir ayudas visuales para corregir la deficiencia visual refractiva. Además, se puede utilizar como un dispositivo de detección para evaluar la progresión de varios parámetros de visión y para

15

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

En Europa, más de la mitad de la población necesita una ayuda visual para ver bien y este porcentaje puede aumentar debido a varias causas incluyendo el envejecimiento de la población. En áreas de Asia, los científicos incluso hablan de proporciones epidémicas donde los miopes en grupos de edad específicos excede a más del 90% ('The Myopia Boom', E. Dolgin, Nature 519, 276-278; 2015). Durante la vida se mide la refracción de la mayoría de las personas, ya sea para determinar la corrección de su anisotropía o para

20

25

Para medir el error refractivo de los ojos humanos existe actualmente un protocolo de dos pasos. Primero, un oftalmólogo u optometrista toma una medida objetiva de la refracción ocular. En general, esto se hace con un autorrefractor o un retinoscopio. El resultado de esta medición se usa como punto de partida para una medida subjetiva más refinada: el sujeto mira a través de lentes de corrección y el operador varía la corrección óptica mientras pregunta al sujeto con qué opción le ve mejor. La mayoría de las veces se usan un foróptero o lentes de prueba para esta prueba subjetiva. Mientras se realiza la prueba, el sujeto mira un test de fijación, por ejemplo, un optotipo de agudeza visual ETDRS (Early Treatment

30

35

Diabetic Retinopathy Study en inglés). Durante el último siglo esta metodología ha cambiado muy poco, debido principalmente a que, hasta ahora, el resultado de la prueba subjetiva

sigue siendo clínicamente significativo, diferente del resultado objetivo inicialmente encontrado.

Ya hace muchos años que los especialistas debaten sobre la eficacia y precisión de este método de dos pasos. Los estudios clínicos han demostrado una repetibilidad por encima de $\pm 0.5D$. Estas imprecisiones tienen un impacto significativo en la calidad de vida de las personas y de la sociedad en general, pueden generar errores, capacidades reducidas, depresión e incluso accidentes y retraso en el desarrollo y aprendizaje en niños.

La solicitud de patente US 2012/0287398 A1 describe un instrumento de análisis de visión binocular para determinar la graduación de ayudas visuales. El aparato incluye un primer y un segundo objetivo correspondientes a cada ojo del individuo y al menos un fuente de iluminación para iluminar dichos objetivos. Está provisto de un sistema óptico configurado para presentar imágenes virtuales de los objetivos primero y segundo respectivamente. Un divisor de haz dispuesto delante del primer y segundo ojo dirige las imágenes virtuales hacia los ojos. El aparato también incluye dispositivos de corrección esféricos y dispositivos de corrección cilíndricos. Se propone emplear un test externo, que puede ser cualquier elemento que genere contraste suficiente para que el test virtual pueda mostrarse claro y que podría montarse en una pared, en una mesa o fijado al dispositivo. En el caso de mediciones de cerca puede montarse el test en un carril inclinado según la convergencia de los ojos.

Esta configuración de fijación puede sufrir de varios problemas que tendrán impacto en la precisión del resultado. Por un lado, el sistema de vista abierto, que busca replicar las condiciones naturales de visión, resulta complicado de acondicionar y su estado es difícilmente repetible, debiéndose controlar la luz del entorno y el posicionamiento del test de fondo. Podría evitarse el empleo de un test de fondo si se dispone de un fondo suficientemente oscuro para que no se vea con respecto al test virtual, pero en este caso se perderían los beneficios de tener un instrumento con vista abierta.

El uso de un carril, con la necesidad de ser ajustado para cada sujeto y test, es poco práctico e incrementa el grado del error.

En caso de realizar pruebas de visión de lejos mientras el test externo está fijado al dispositivo y no es completamente oscuro, se requerirá óptica de colimación para asegurar que el test esté proyectado en el infinito.

Por último, emplear tests de fondo como los mencionados en la solicitud US2012/0287398, que no son de un negro totalmente oscuro, provocaría una reducción del contraste.

RESUMEN DE LA INVENCION

5

El objeto de la presente invención es el de proporcionar un dispositivo que resuelva los problemas mencionados anteriormente. El instrumento sirve para medir la refracción del sujeto, estando diseñado para permitir la medida de las aberraciones de ambos ojos mientras el sujeto es estimulado visualmente con distintos tests virtuales. El test virtual es un conjunto formado por un fondo, creado por una pantalla de fondo, y un centro, creado por una pantalla detallada. La primera crea una vista amplia de luz uniforme ajustable en intensidad y color y una ventana apagada donde se solapa la pantalla detallada. Con el test detallado se controla el optotipo y su dinámica, la intensidad, el contraste y el color. Su resolución es varias veces la resolución foveal del ojo, con lo que se abre la posibilidad de muestrear la agudeza visual en pasos pequeños en un rango mayor. El conjunto forma un entorno virtual de medición que por el tamaño del campo visual y la resolución del test detallado funciona como el sistema de visión abierto, pero mucho más sencillo de controlar. El posicionamiento del test está controlado por la óptica a través de la cual el sujeto observa el test. Utilizando la óptica variable se puede variar dicha posición rápidamente y con alta precisión. Tener un entorno de medición totalmente virtual abre la posibilidad de controlar las condiciones de la luz ambientales, testeando según las condiciones deseadas independientemente de las condiciones del entorno real. La presencia de dos pantallas, una para el fondo y otra para el detalle, da la posibilidad de crear un campo visual grande que, por ser inmersivo, genera una vista 'natural' igual y/o mejor que un instrumento con vista abierta.

25

Además, entre el sujeto y el test detallado se encuentra una óptica adaptativa. De esta manera es posible variar la óptica y registrar el comportamiento del ojo en relación a los cambios. Para determinar el comportamiento se registran las aberraciones y la posición de la mirada, tamaño de pupila y frecuencia de parpadeo. Todas las medidas se realizan en tiempo real a una frecuencia alta, como mínimo 10 Hz. El conjunto de las medidas realizadas y las características del sujeto se analizan en tiempo real para llegar al resultado final. El resultado, junto a datos de la sesión y otra información relevante, se almacena en una base de datos, de manera que pueda mejorarse la precisión y el proceso de medidas en el futuro. El sistema es binocular y tiene dos caminos ópticos, uno para cada ojo. El control

35

de los caminos es independiente, puede ser utilizado en modo monocular encendiendo solamente un camino, o binocular, encendiendo ambos caminos.

Al contrario que los sistemas convencionales, la presente invención es mucho más reducida en tamaño y peso. Consiste en una parte portátil (unas gafas de realidad virtual que lleva el sujeto), un sistema de control tipo tablet o teléfono móvil y un componente para cargar los otros componentes y hacer medidas de calibración. El instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones del ojo de manera automática propuesto comprende: una parte externa fija con un controlador y medios de programa y una parte portátil que comprende unas gafas de realidad virtual, donde las gafas están provistas de un conjunto de componentes ópticos formando dos caminos ópticos, uno por cada ojo. Posee además un sistema de fijación consistente en una pantalla detallada para cada ojo y al menos una pantalla de fondo, ambas virtuales, donde la pantalla detallada tiene una resolución varias veces la resolución foveal y la pantalla de fondo tiene una resolución similar a la resolución periférica del ojo. Comprende asimismo un subsistema de óptica de relé adaptado para generar al menos dos planos conjugados con el plano de pupila del sujeto por cada ojo, un plano para medir y un plano para manipular la fase de la luz de la pantalla detallada y medios para manipular dicha fase de la luz, además de medios para variar la posición de los dos caminos ópticos de manera independiente con respecto a la posición de las pupilas de los sujetos al menos en los ejes horizontal y vertical que son perpendiculares entre ellos y perpendiculares con el eje óptico de su subsistema óptico y, opcionalmente, también respecto al punto nodal del ojo alineado en las gafas. Las gafas además están provistas de al menos una cámara de pupila y un conjunto de diodos asociados para iluminar cada ojo para que la cámara de pupila sea capaz de detectar la pupila, al menos un sensor de frente de onda cada ojo para medir la refracción y aberraciones del ojo de manera objetiva, una fuente de luz láser o de diodo adaptada para dirigir luz a cada ojo de manera que la luz reflejada es utilizada para determinar la refracción y aberraciones del ojo.

Otras características ventajosas se resumen a continuación y en las reivindicaciones dependientes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

Con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención y para complementar esta descripción, se acompañan como parte integrante de la misma las siguientes figuras, cuyo carácter es ilustrativo y no limitativo:

La figura 1 muestra un esquema de las partes móviles y sistema de control de la invención.

Las figuras 2-5 son esquemas de posibles realizaciones según la invención que incluyen diferentes elementos para modificar el camino óptico, permitir compartir ciertos elementos (como la cámara de pupila) y completar ciertas mediciones.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

El instrumento consiste en una parte portátil (unas gafas de realidad virtual) y un controlador externo tipo tablet o teléfono móvil. También está provisto de medios para cargar las dos partes mencionadas anteriormente y ejecutar medidas de calibración.

Las gafas consisten en dos conjuntos ópticos, uno por cada ojo (véase figura 1). En general el diseño del conjunto óptico será simétrico. En algunas configuraciones los componentes ópticos y electroópticos serán compartidos por ambos ojos. El conjunto óptico puede ser trasladado por el eje X (derecha-izquierda) y el eje Y (arriba-abajo) con respecto al ojo, tal y como se muestra en la sección transversal del ojo derecho mirando desde arriba. Las traslaciones pueden ser independientes para cada ojo. Esto ofrecerá la posibilidad de ajustar distintos ejes ópticos con respecto a la dirección de mirada, un eje por cada ojo. Las traslaciones pueden realizarse de forma manual o motorizada, y pueden estar controladas por el operador o por un algoritmo rápido de seguimiento de la mirada.

El instrumento puede ser utilizado para múltiples medidas, destacando la refracción, aberraciones, comportamiento de la pupila, agudeza visual, sensibilidad de contraste, curvatura de desenfoque, topografía corneal y otros tests visuales. Los datos están almacenados en un servidor, que puede estar en la nube.

Para medir la refracción y las aberraciones objetivas hay una fuente de luz, de tipo laser o diodo de una longitud de onda de al menos 400 nm, y un sensor de frente de onda posicionado en un plano conjugado con el plano de pupila.

Un sistema de óptica adaptativa o variable (por ejemplo un sistema badal, una lente con foco variable, conjunto de lentes cilíndricas cruzadas, espejos deformables, cristal líquido o placas de fase) puesto en un plano conjugado con el plano de pupila realiza la manipulación de la óptica, que puede ser en un plano conjugado con el plano de pupila o en múltiples planos. Uno o varios sistemas de óptica de relé crean para ello uno o varios planos

conjugados con el plano de pupila. Los dos caminos ópticos, uno por cada ojo, permiten medir las aberraciones y manipular la fase de la luz de la pantalla de fijación detallada a que el sujeto está mirando.

- 5 El sistema de fijación consiste en una pantalla detallada y una pantalla de fondo. La primera tendrá una resolución varias veces la resolución foveal permitiendo hacer tests de agudeza visual y la pantalla de fondo tendrá una resolución similar a la resolución periférica del ojo. La pantalla detallada cubrirá entre 5 y 10 grados visuales mientras la pantalla de fondo tendrá un campo visual hasta 60 grados.

10

El instrumento está provisto de al menos una cámara de pupila para determinar el tamaño de pupila, la distancia pupilar y la dirección de mirada, y un sistema de ejes capaz de variar la posición de los dos caminos ópticos de manera independiente con respecto a la posición de las pupilas de los sujetos. La manipulación debe ser posible al menos en los ejes

- 15 horizontal y vertical. Los dos ejes son perpendiculares entre sí y perpendiculares al eje óptico del subsistema óptico. Cada conjunto óptico tiene su eje óptico. Los tres ejes forman un sistema de eje cartesiano por ojo creando los planos horizontal, sagital y frontal, que son ortogonales entre ellos. Opcionalmente, la manipulación también puede ser rotativa alrededor del punto nodal del ojo alineado, para variar la vergencia. El ojo está alineado
- 20 cuando el plano de pupila del ojo coincide con el plano de salida del conjunto óptico. El plano de salida es un plano frontal, perpendicular al eje óptico.

Integrado en el propio instrumento se encuentra el sistema electrónico de control y procesado de datos. Dicho sistema es el responsable tanto del control de las partes móviles

- 25 como del procesado de imágenes y coordinación de los diferentes tests. Consiste de un elemento de control en tiempo real basado en un microcontrolador, y otro formado por elementos tipo FPGA (Field Programmable Gate Array) y un microprocesador para el procesado ágil de las imágenes y otros datos registrados, así como para la comunicación con el controlador externo, responsable del interfaz de usuario.

30

En la figura 2 se muestra un esquema de una posible configuración del conjunto óptico localizado en las gafas. El esquema se presenta en dos dimensiones, pero el dispositivo objeto de la invención podría disponerse en varios planos y tener pliegues no indicados para encajar en un formato reducido. En referencia a esta figura, el plano de pupila (plano de

- 35 salida) 1 es el plano de interés para manipular y medir la óptica. Cuando las gafas están alineadas de manera correcta hay tres planos conjugados con el plano de pupila: el 5, el 8 y

el 11. Los planos se consiguen utilizando óptica de relé 4 y 6. Los planos 5 y 8 pueden emplearse para manipular la fase de la luz saliendo del test detallado 9. La manipulación de fase puede realizarse con un conjunto de lentes, lentes con foco ajustable, placas de fase, espejos deformables o cristales líquidos (ej. LCoS). En el plano 11 se sitúa una matriz de microlentes utilizada para muestrear el frente de onda en este plano basado, por ejemplo, en el principio de Hartmann-Shack, aunque en otras puestas en práctica el sensor de aberraciones podría ser de otro tipo. En esta configuración, la mayor parte de la luz será reflejada con un ratio de 30/70 (30% transmitido y 70% reflejado) por un divisor de haz 3. Como separador 7 se puede utilizar óptica específica que refleje una banda de luz, igual a la longitud de onda de la fuente de luz 18, mientras transmite el resto del espectro.

La lente 8 es una lente colimadora que manda la imagen creada en la micro-pantalla 9 al infinito. Esta micro-pantalla 9 es de alta resolución (full HD o más grande) tipo MOLED que genera el test detallado, también podrían emplearse pantallas basadas en LCD. Es esencial que la imagen tenga alta resolución para poder muestrear en pasos pequeños alrededor de la agudeza visual 0, expresado en unidades LogMar. Aquí, pasos pequeños refiere a pasos de 0.05 a 0.1 LogMar. La pantalla ocupará una porción pequeña (5°-10°) del campo visual, ocupando la visión foveal del sujeto. Otros requisitos para esta pantalla incluyen el control de la luminancia, contraste, color y dinámica.

Alrededor de la pantalla hay un grupo de LEDs 10 que pueden ser controlados de manera independiente a la pantalla. Los LEDs pueden variar en intensidad y color.

El sensor optoelectrónico CMOS o CCD 12 forma parte del sensor de frente de onda. El sensor 12 debe ser muy sensible, sobre todo en el espectro de infrarrojo cercano, que será la luz empleada para medir el frente de onda en el plano 11. Una lente colimadora de alta apertura numérica 13 manda la luz de la pantalla de fondo 19 a infinito. Los requisitos de resolución de esta pantalla son inferiores a los de la pantalla detallada 9 y podría acercarse a la de la visión periférica. El campo visual es mucho más amplio (hasta 60°) que en la pantalla detallada 9, y tiene que ser regulable en intensidad y color. En la configuración mostrada en la figura 2, la pantalla de fondo 19 es compartida por ambos conjuntos ópticos y está fijada a la montura de las gafas, por lo que será independiente de la manipulación de posición de los conjuntos ópticos. Esta pantalla de fondo 19 tendrá una parte destinada para el ojo derecho y otra para el ojo izquierdo. En función de la distancia pupilar del sujeto estas partes están viñeteadas de manera distinta para asegurar que el test detallado siempre esté en el centro de la imagen del test completo (imagen detallada + imagen de fondo). La

imagen del test completo es la combinación de la imagen de la pantalla detallada y la de la pantalla de fondo y la parte en la que ambas pantallas se solapan estará apagada en la pantalla de fondo para evitar pérdida de contraste de la pantalla detallada. La posición de esta zona variará en función del alineamiento de los conjuntos ópticos. Adicionalmente el test (pantalla detallada y parte de la pantalla de fondo) se puede encender o apagar dependiendo del ojo: solo ojo derecho, solo ojo izquierdo o ambos ojos.

Los separadores de haz 14 y 15 pueden ser separadores por banda de espectro. En el caso del separador 14 se puede separar la luz visible y la luz infrarroja cercana. En el caso del separador 15 se elige la óptica adecuada en función de la longitud de onda del láser de medida 18 y de los LEDs de iluminación del ojo 2. Estos LEDs pueden estar en un plano o en forma de copa frente al ojo, para iluminar el mismo o para generar patrones concéntricos. La longitud de onda de la luz de medida debe estar fuera del espectro visible o de duración ultra corta porque es fundamental que el sujeto no pueda ver esta luz, ya que cualquier distracción puede tener un impacto negativo y alterar el resultado de la medida, porque se podría contraer la pupila del sujeto. Un rango adecuado de la longitud de onda es entre 400 y 980 nm. También es importante que los LEDs de iluminación estén en el rango invisible para evitar la contracción de la pupila del sujeto. Por último, un sistema de lentes 16 proyecta la imagen del ojo sobre un sensor 17 óptico activo (CMOS o CCD).

Los componentes 2, 5, 9, 10, 12, 17, 18 y 19 se conectarán al procesador/controlador interno, donde se realiza gran parte del procesamiento de las imágenes procedentes de las cámaras, así como el control algorítmico de todo el proceso de medida. Dicho procesador/controlador interno está conectado, con cable o de forma inalámbrica, con el controlador externo, que sirve como interface entre el operador y las gafas, y el operador y la base de datos. Adicionalmente podría ser utilizado para procesar partes de los datos adquiridos. Desde aquí el operador arrancará los distintos protocolos para realizar medidas de la visión del sujeto o consultar resultados anteriormente obtenidos.

En una segunda realización (figura 3), se puede añadir un sistema badal 20 para variar la compensación de desenfoque. En esta configuración el plano 5 sigue accesible para la manipulación del cilindro o la manipulación de otras aberraciones. La parte del conjunto óptico agrupado 20 se puede trasladar por el camino óptico compensando de esta manera el desenfoque a través del cual el sujeto está mirando al test detallado.

Otra configuración (figura 4) permite reducir de tres a dos la cantidad de planos conjugados con el plano de pupila por cada ojo. De esta manera hay solamente un plano para manipular la óptica y un plano para medir las aberraciones. Las ventajas de esta configuración son la reducción de componentes y la miniaturización, con la desventaja de que el sensor de frente de onda tiene que tener un rango dinámico más amplio.

En otra puesta en práctica, como se muestra en la figura 5, se podría compartir la cámara (o cámaras) de pupila. La cámara (o conjunto de cámaras) recoge la imagen de los ojos en directo. Están compuestas de una parte optoelectrónica como un CMOS o CCD 17 y una parte óptica 16 para enfocar y opcionalmente un filtro de banda estrecha ajustado a la longitud de onda de los LEDs 2 de iluminación. El divisor de haz 3 en frente del ojo o los ojos funciona, para este ejemplo particular, un 70% en transmisión y un 30% en reflexión, dirigiendo parte de la luz hacia donde se encuentra la lente colimadora de apertura numérica grande 13 y la pantalla de fondo (19) compartida por los dos ojos. La luz que se transmite por el divisor de haz 3 llega a otro divisor de haz 15 pero de otro tipo (10% transmisión y 90% reflexión). La óptica de relé 4 está adaptada en este ejemplo a dos distintos grupos de lentes creando el plano conjugado con la pupila para medir las aberraciones y el plano conjugado con la pupila para manipular la óptica a través de la cual el sujeto está mirando el test detallado. Los conjuntos de lentes pueden tener distintas distancias focales para ajustar la magnificación en función de la aplicación. Por ejemplo, el conjunto de lentes para generar el plano para medir las aberraciones puede tener una reducción mientras el conjunto de lentes para generar el plano de manipulación puede tener una magnificación de uno. Para separar los dos caminos, un espejo frío 7 (que podría ser un espejo caliente cuando los dos caminos están invertidos) transmite la luz de medir en el caso de que la luz esté del espectro infrarrojo cercano y refleja la luz del espectro visible.

Como ventajas tendríamos la reducción del número de componentes y la miniaturización. Por el contrario, como desventaja tendríamos el rango dinámico del sensor de frente de onda.

El bloque procesador/controlador consiste a su vez en varios subsistemas:

- Interfaz para control e intercambio de datos con al menos tres pantallas y hasta seis cámaras.
- Subsistema electrónico para el control de la mecánica interna.
- Subsistema electrónico para el control de lentes variables, u otro manipulador electro-óptico, de forma electrónica.

- Subsistema electrónico para el control del movimiento de las lentes cilíndricas para la variación de cilindro.
- Subsistema de control del anillo de LEDs.
- Subsistema de comunicación, cableado e inalámbrico, con el elemento de control externo.

5

El sistema previsto consistirá en una combinación de FPGA, microprocesador y microcontrolador: El subsistema FPGA será el responsable de la adquisición y pre-procesado de las señales capturadas por los sensores CMOS (cámaras), así como de la gestión de las distintas pantallas. Al independizar estos procesos del microprocesador conseguimos una mayor velocidad de actuación, pudiendo actuar en paralelo con cada uno de estos elementos. En algunos casos, como en el sistema de medida y seguimiento de pupila, las imágenes serán procesadas en primer lugar por medio de Sistemas integrados en chip (*SoC System On Chip*) que ofrecerán los datos directamente al subsistema FPGA, por lo que se reduce tiempos de procesado y consumo final, con una consiguiente reducción del calor disipado. El subsistema microcontrolador se encargará de la gestión de los diferentes actuadores, empleando los correspondientes drivers. Del mismo modo que en la adquisición, empleando un sistema basado en microcontrolador podemos tener un control en tiempo real de los diferentes elementos.

10

15

20

Por último, está el elemento principal basado en un microprocesador, que coordina a los diferentes subsistemas, permite el control externo y enlaza con sistemas en la nube. Previsiblemente basado en Linux, ejecutando la aplicación principal de orquestación del proceso, y ofreciendo un interfaz de usuario amigable, que permita llevar a cabo de forma sencilla la configuración y mantenimiento del instrumento. Los resultados obtenidos, junto a otros datos relevantes, se registrarán en una base de datos. El procesado de estos datos mediante técnicas de aprendizaje automático, ofrecerá al operador información relevante de ayuda a la toma de decisiones, así como de mejora continua de la metodología y tener un protocolo enteramente automatizado.

25

30

El instrumento dispone de varios protocolos guiados. Los protocolos guiados son secuencias de acciones que el operador sigue para llegar a un resultado final. Además de ofrecer un protocolo guiado para medir la refracción, se ofrece también un modo completamente automático para realizar dicha medida. Este procedimiento consiste en tres fases:

35

Fase 1. Se realiza la medición objetiva de la refracción del sujeto utilizando un proceso iterativo de medida de aberraciones del ojo en tiempo real y sobrecompensación (añadir

0.5D más a la refracción medida) de la refracción con la óptica adaptativa. Cuando la diferencia entre la refracción medida en el paso x y la medida en el paso $x+1$ (añadiendo 0.5D de corrección) es menor de 0.25D se considera que el proceso se ha estabilizado, y la refracción encontrada se utiliza pues como parámetro de entrada de la siguiente fase.

5

Fase 2. Consiste en una serie de barridos, variando gradualmente la óptica a través de la cual el sujeto está mirando el test detallado, mientras se registran y analizan las métricas del comportamiento del ojo: aberraciones, tamaño de pupila, dirección de mirada y frecuencia de parpadeo. Los barridos y el test se varían en función de los resultados de los análisis del comportamiento del ojo, las características del sujeto y el caso de uso objetivo de la medida. En este análisis se calcula la probabilidad de que la refracción encontrada sea la solución óptima. Cuando esta probabilidad es inferior a un umbral, por ejemplo 3σ , se continúa con la medición del segundo ojo, o en caso de que el segundo ojo ya se haya medido, con fase 3.

10

15

La caracterización del sujeto y la interpretación de los resultados de las medidas determinan el siguiente test visual. Este proceso es continuamente optimizado por análisis de big data. Todos los dispositivos están conectados a un servidor central donde se recogen los resultados de las medidas necesarias para la optimización continua del algoritmo.

20

Mientras que las fases 1 y 2 son monoculares (solamente un ojo es estimulado a la vez) la fase 3 es de verificación binocular. Ambos ojos son estimulados y la refracción encontrada al final de la fase 2 se emplea como corrección en la óptica adaptativa. El comportamiento de los ojos en su conjunto es analizado de manera análoga a la fase 2 pero ahora con ambos ojos estimulados. Los datos de fase 2 y 3 generan un mapa de la dinámica del sistema visual del sujeto y en conjunto con los datos del sujeto y el objetivo del uso, la corrección óptima está calculada.

25

30

A la vista de esta descripción y figuras, el experto en la materia podrá entender que la invención ha sido descrita según algunas realizaciones preferentes de la misma, pero que múltiples variaciones pueden ser introducidas en dichas realizaciones preferentes, sin exceder el objeto de la invención tal y como ha sido reivindicada.

REIVINDICACIONES

1. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones del ojo de manera automática, que comprende una parte externa fija con un controlador y medios de programa y una parte portátil que comprende unas gafas de realidad virtual, donde las gafas están provistas de:
 - un conjunto de componentes ópticos formando dos caminos ópticos, uno por cada ojo;
 - un sistema de fijación consistente en una pantalla detallada para cada ojo (9) y al menos una pantalla de fondo (19), ambas virtuales, donde la pantalla detallada tiene una resolución varias veces la resolución foveal y la pantalla de fondo tiene una resolución similar a la resolución periférica del ojo;
 - un subsistema de óptica de relé (4) adaptado para generar al menos dos planos conjugados con el plano de pupila del sujeto por cada ojo, un plano para medir y un plano para manipular la fase de la luz de la pantalla detallada (9);
 - medios para manipular dicha fase de la luz (5);
 - medios para variar la posición de los dos caminos ópticos de manera independiente con respecto a la posición de las pupilas de los sujetos al menos en los ejes horizontal y vertical que son perpendiculares entre ellos y perpendiculares con el eje óptico de su subsistema óptico y, opcionalmente, también respecto al punto nodal del ojo alineado en las gafas, caracterizado porque las gafas están provistas además de:
 - al menos una cámara de pupila (16,17) y un conjunto de diodos asociados (2) para iluminar cada ojo para que la cámara de pupila sea capaz de detectar la pupila
 - al menos un sensor de frente de onda cada ojo (11, 12) para medir la refracción y aberraciones del ojo de manera objetiva;
 - una fuente de luz láser o de diodo (18) adaptada para dirigir luz a cada ojo de manera que la luz reflejada es utilizada para determinar la refracción y aberraciones del ojo.
2. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones del ojo según la reivindicación 1 caracterizado porque comprende medios para variar la posición de los caminos ópticos de forma manual o motorizada.
3. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones del ojo según la reivindicación 2 caracterizado porque está provisto de medios de programa para controlar la variación de los caminos ópticos a través de un algoritmo de seguimiento de la mirada.

4. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones del ojo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores caracterizado porque la pantalla detallada (9) cubre entre 5 y 10 grados visuales mientras la pantalla de fondo (19) cubre un campo visual hasta 60 grados.

5

5. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además un sistema badal (20) por cada camino óptico para variar la compensación de desenfoque.

10

6. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además, por cada camino óptico, un conjunto de lentes cilíndricas en monturas rotativas para variar la compensación de cilindro.

15

7. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además, por cada camino óptico, al menos una lente electro-óptica que varía su distancia focal en función de una corriente aplicada para la compensación de desenfoque.

20

8. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además, por cada camino óptico, al menos un sistema electro-óptico como un cristal líquido (LCoS) o espejo deformable para compensar la refracción o aberraciones.

25

9. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones según cualquiera de las reivindicaciones anteriores donde la fuente de luz utilizada para medir el frente de onda es una fuente de pulsos cortos en el espectro visible o infrarrojo.

30

10. Instrumento de realidad virtual para medir la refracción y aberraciones según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende además un controlador con medios de programa adaptados para variar el contenido de las pantallas, cambiar la óptica variable, medir la refracción y aberraciones con una frecuencia de al menos 10 Hz, medir el tamaño de la pupila, la frecuencia de parpadeo y la dirección de mirada con una frecuencia de al menos 10 Hz y procesar el conjunto de datos adquiridos en tiempo real para definir la continuación de la medición y calcular la corrección óptima.

35

11. Procedimiento de medición de las aberraciones y la refracción de un sujeto caracterizado porque la medición se realiza en tiempo real con cualquiera de los instrumentos de las reivindicaciones 1- 10 a la vez que se varía la óptica.

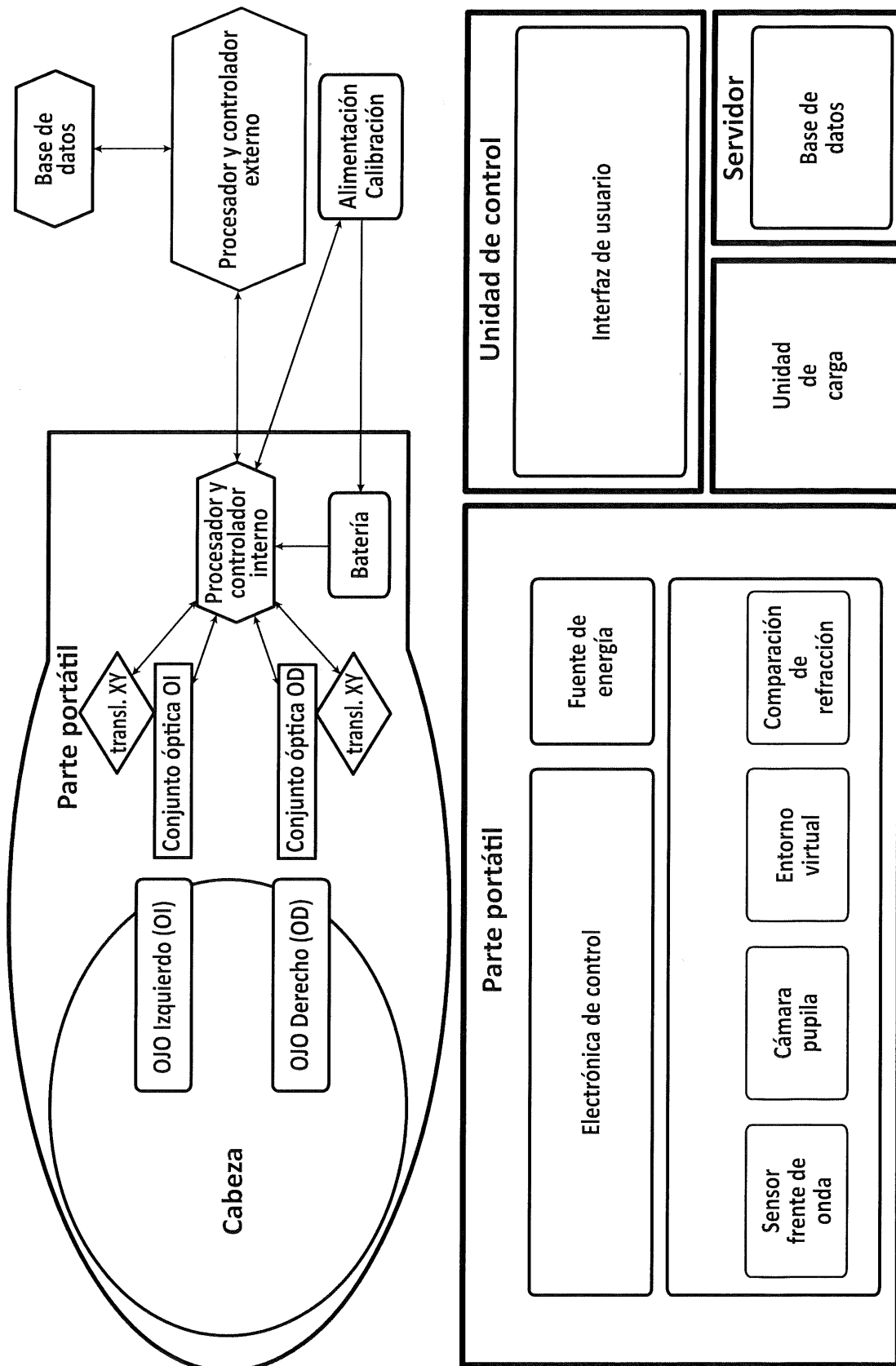
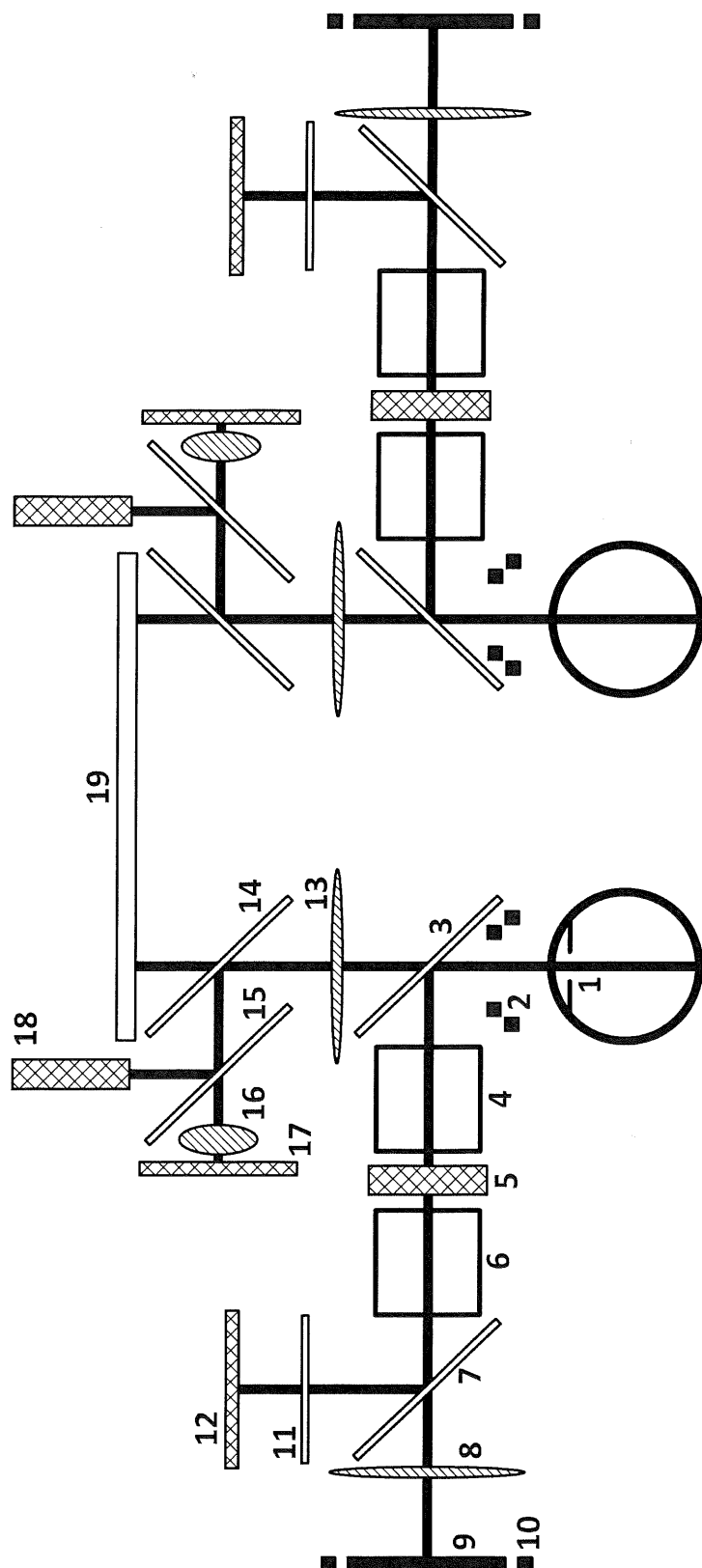


FIG. 1

**FIG. 2**

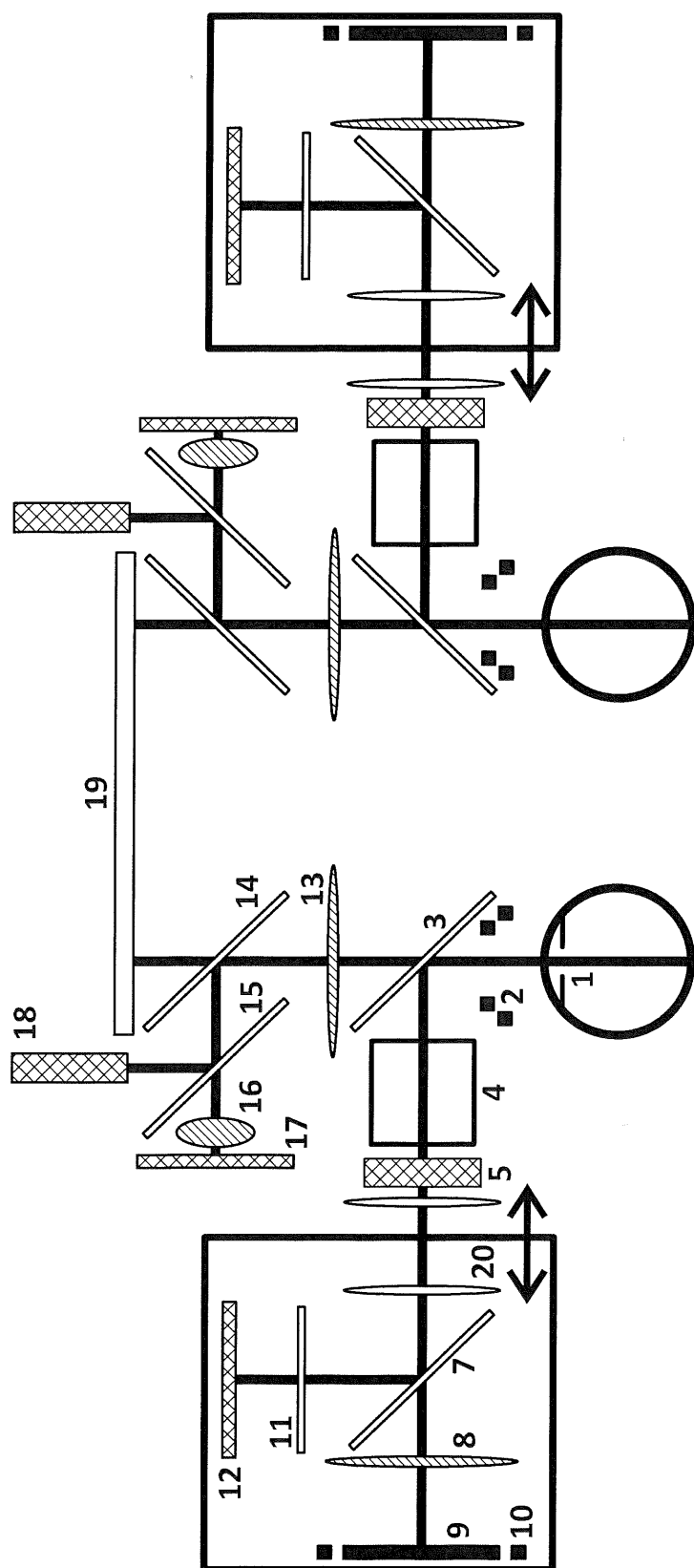
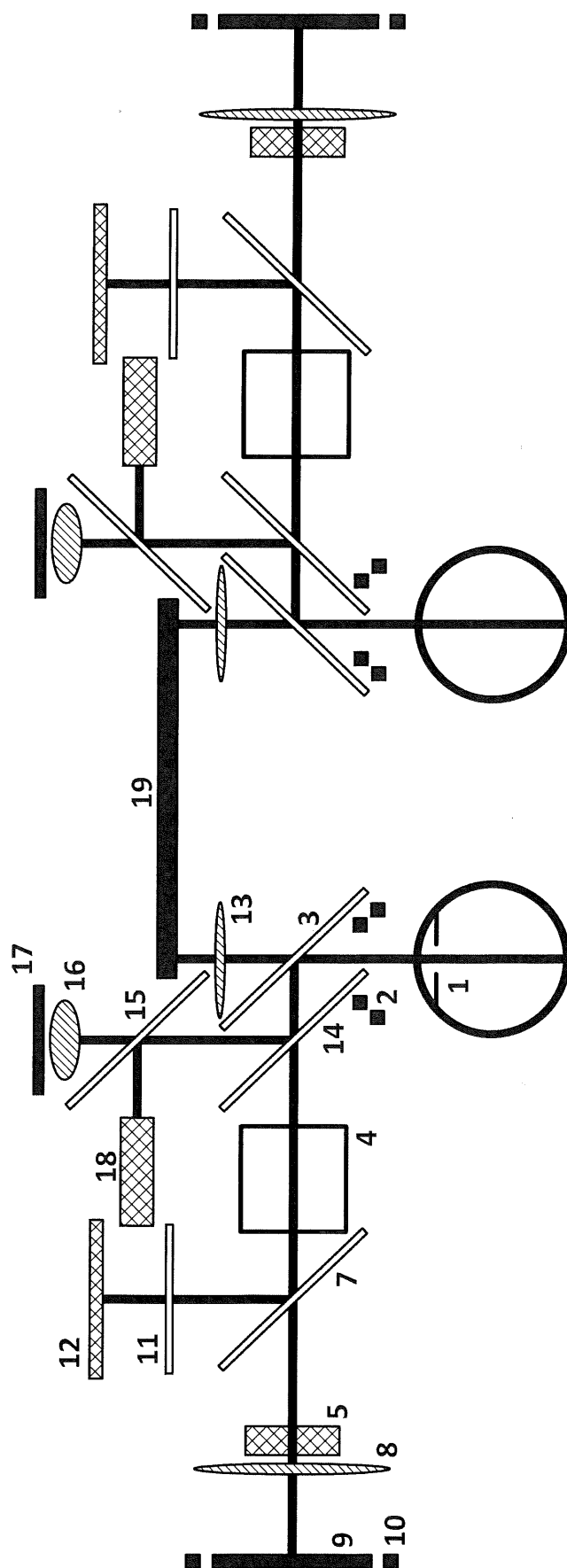


Fig. 3

**FIG. 4**

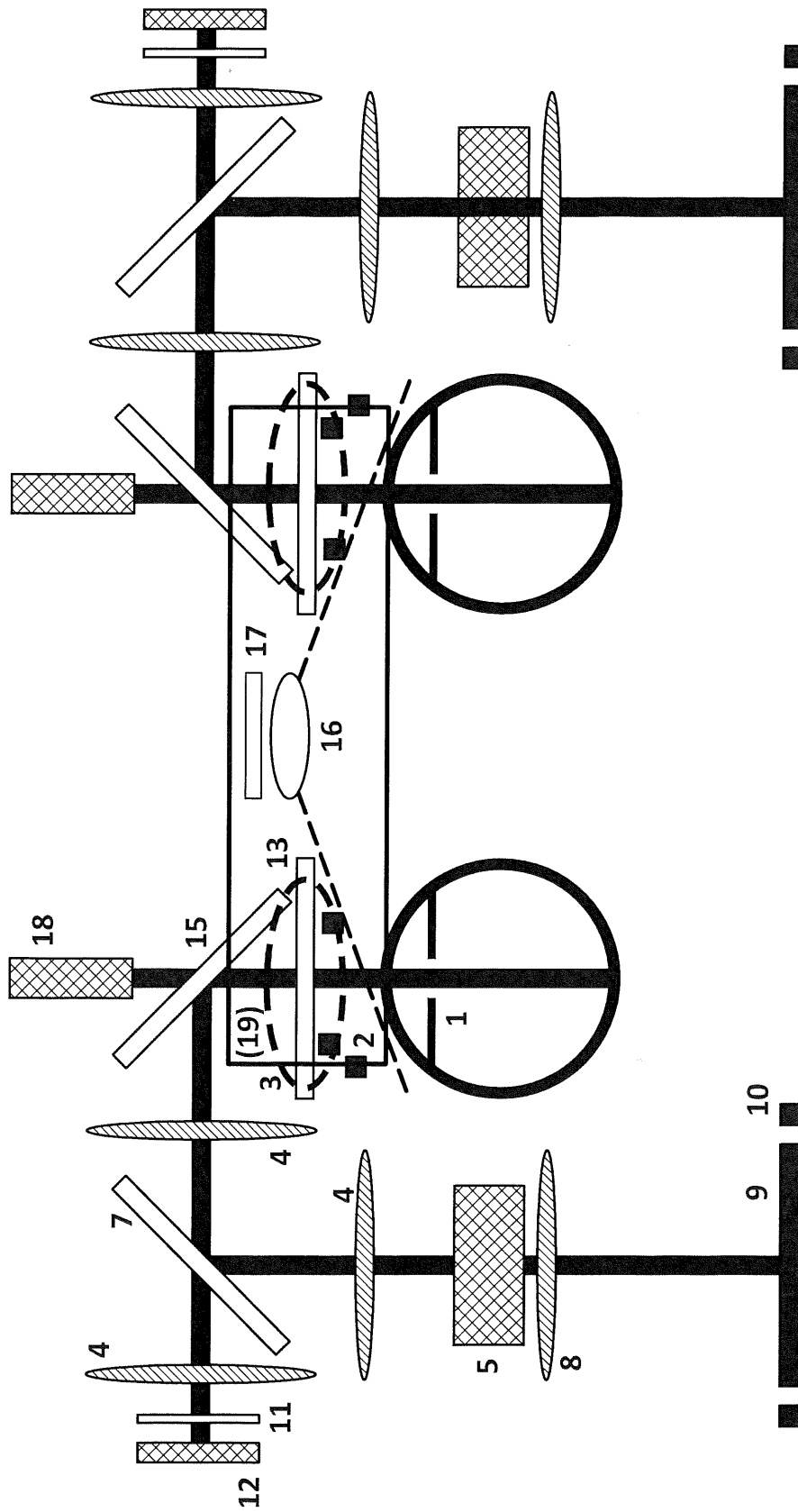


FIG. 5



- ②① N.º solicitud: 201830558
②② Fecha de presentación de la solicitud: 08.06.2018
③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤① Int. Cl.: **A61B3/103** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	US 2012/0287398 A1 (BAKER, C. et al.) 15/11/2012, resumen; párrafos [0002]-[0005], [0009], [0024]-[0026], [0041]-[0090]; Figuras 4, 6, 8 y 9.	1-11
X	US 2008/0018855 A1 (LARICHEV, A. et al.) 24/01/2008, resumen; párrafos [0043]-[0054], [0059]-[0062], [0067]-[0068], [0070], [0086]-[0097], [0101]-[0103]; figuras 1-4.	1-11
A	WO 2016/149416 A1 (MAGIC LEAP, INC.) 22/09/2016, Todo el documento.	1-11
A	US 2017/0323485 A1 (SAMEC, N.) 09/11/2017.	-

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
22.03.2019

Examinador
Ó. González Peñalba

Página
1/2

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61B, G02B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, INSPEC