

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 722 473**

21 Número de solicitud: 201930062

51 Int. Cl.:

A61B 3/08

(2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN

B2

22 Fecha de presentación:

28.01.2019

43 Fecha de publicación de la solicitud:

12.08.2019

Fecha de modificación de las reivindicaciones:

12.11.2019

Fecha de concesión:

12.02.2020

45 Fecha de publicación de la concesión:

19.02.2020

73 Titular/es:

**UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
(50.0%)**

**CTRO. APOYO A LA INNOVACION, LA
INVESTIGACIÓN Y LA TRANSFERENCIA DE
TECNOLOGÍA CTT, EDIF 6G, CAMINO DE VERA S/N
46022 VALENCIA (Valencia) ES y
FUNDACION PARA EL FOMENTO DE LA
INVESTIGACION SANITARIA Y BIOMEDICA DE
LA COMUNITAT VALENCIANA (50.0%)**

72 Inventor/es:

**CAMPOS MOLLO, Ezequiel y
BORONAT SEGUÍ, Fernando**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

54 Título: **SISTEMA Y MÉTODO DE MEDIDA DE LA PERCEPCIÓN DE LA PROFUNDIDAD EN LA VISIÓN**

57 Resumen:

Sistema y método de medida de la percepción de la profundidad en la visión.

El sistema comprende, al menos (a) una pantalla de visualización tridimensional (2, 4) configurada para mostrar modelos tridimensionales (10); (b) una cámara o cámaras (5) configuradas para la captura de al menos una imagen del espacio comprendido delante del paciente (1); y (c) una unidad de procesamiento (8, 201, 202) conectada con la cámara o cámaras (5) y que ejecuta un programa o programas que incluyen instrucciones para medir la distancia (D, D') entre un punto del espacio señalado por el paciente (1) con respecto de la propia pantalla de visualización tridimensional (4) o con respecto a los ojos del paciente (1); y donde dicho punto señalado por el paciente (1) está situado virtualmente sobre un punto guía definido en el modelo tridimensional (10) mostrado al paciente (1) en la pantalla de visualización tridimensional (2, 4).

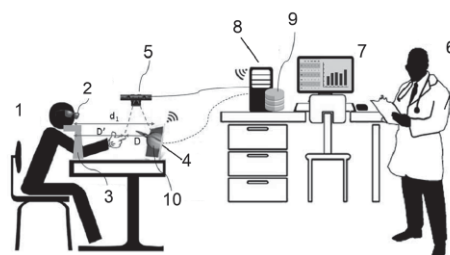


FIG.2

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 41 LP 24/2015.
Dentro de los seis meses siguientes a la publicación de la concesión en el Boletín Oficial de la Propiedad Industrial cualquier persona podrá oponerse a la concesión. La oposición deberá dirigirse a la OEPM en escrito motivado y previo pago de la tasa correspondiente (art. 43 LP 24/2015).

ES 2 722 473 B2

DESCRIPCIÓN

SISTEMA Y MÉTODO DE MEDIDA DE LA PERCEPCIÓN DE LA PROFUNDIDAD EN LA VISIÓN

5

OBJETO DE LA INVENCION

El objeto de la presente invención es un sistema y un método de medida de la percepción de la profundidad mediante técnicas de visión artificial destinada al diagnóstico precoz de alteraciones de la estereopsis o visión estereoscópica.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La visión estereoscópica o estereopsis consiste en el fenómeno de percibir un objeto en relieve o tres dimensiones. Cada uno de los ojos del sistema ocular humano dispone de una perspectiva diferente al objeto al que se está mirando, por lo que las imágenes que se perciben se proyectan de forma dispar en la retina de cada ojo y se recomponen en el cerebro, consiguiendo la sensación de profundidad. Gracias a la visión en estéreo o visión estereoscópica, visión en tres dimensiones (3D) o sensación de profundidad -la terminología que se utilizará a lo largo de la presente memoria descriptiva hablará indistintamente de estos términos debiéndose tomar como sinónimos- se pueden ver los objetos como sólidos en tres dimensiones -anchura, altura y profundidad-. La estereopsis permite apreciar las diferentes distancias y volúmenes de nuestro entorno y realizar juicios precisos sobre la magnitud de esta percepción. Sin embargo, en diversas patologías, la distancia percibida puede variar.

Como es evidente para aquellos que sean expertos en la materia, la percepción de la profundidad permite apreciar las diferentes distancias y volúmenes de nuestro entorno. La mayoría de las acciones que se realizan en la vida cotidiana tienen relación con la visión estereoscópica, particularmente la conducción, donde resulta muy importante calcular las distancias. Una mala estereopsis afectará también a otros aspectos vitales, como trabajo, deporte u ocio.

Alrededor del 5% de la población mundial presenta problemas en la fusión de las imágenes captadas por cada ojo. La ambigüedad en la estimación de la distancia de visión puede conducir a una gran variabilidad de las estimaciones de profundidad.

Estas alteraciones suelen venir dadas por problemas de visión en uno de los ojos o por disfunciones binoculares, por lo que no todas las personas poseen la misma capacidad de convertir la información que reciben en cada ojo en una imagen tridimensional. La ambliopía, también conocida como ojo vago es la agudeza visual reducida que resulta en la visión pobre o indistinta en un ojo que no presenta ninguna alteración anatómica y, por tanto, produce la alteración de la visión tridimensional. Puede ser causada por opacidades de los medios, estrabismo, anisometropía y errores refractivos.

Sin embargo, en entornos de visualización natural, cuando el conflicto entre la información de profundidad de la estereopsis y otras señales de profundidad se eliminan con la experiencia, existe la posibilidad de conseguir un aprendizaje perceptual. La estereoscopia crea una ilusión de profundidad por medio de dos imágenes que corresponden a diferentes vistas de una escena. En los sistemas informáticos, estas imágenes se envían a cada uno de los ojos utilizando soluciones de software y hardware específicas. Esto permite simular uno de los principales mecanismos de la visión humana: la mayoría de los observadores son capaces de procesar las diferencias entre las dos vistas -disparidad binocular- elaborando la percepción de la profundidad. Los observadores con anomalías en esta habilidad perceptual pueden tener dificultades para combinar correctamente las disparidades binoculares horizontales.

En la actualidad, los oftalmólogos, en sus consultas, habitualmente utilizan tests en formato físico -fichas de plástico o papel- para detectar problemas de estereopsis. Así, por ejemplo, el test de Titmus se basa en la observación con unas gafas polarizadas con las que se perciben los objetos con sensación de profundidad: formado por tres test de estereogramas: el test de la mosca, de círculos y de animales. De esa manera, se pueden estudiar diferentes edades. Las desventajas consisten en que los saltos entre un nivel y el siguiente son muy grandes, lo cual no es muy detallista a la hora de detectar alteraciones, así como que se pueden observar a simple vista ciertos detalles que nos conducen a encontrar los objetos en 3D.

El test TNO está dirigido a niños, consta de tres láminas, cada una con un objeto visible en monocular y otro visible mediante unas gafas rojo-verde. Para adultos, cuenta con tres láminas en las que se presenta unos «comecocos» en distintas posiciones y el paciente debe indicar hacia dónde tiene la boca en cada caso.

El test E donde mediante gafas polarizadas se presenta el carácter 'E' en diferentes ángulos y se indica, para cada caso, hacia donde están orientadas «las patas».

5 El test Randot implica para su realización el uso de gafas polarizadas, pudiendo distinguirse varios niveles. En una primera etapa se presentan cuatro cuadros con formas geométricas únicamente visibles con las gafas polarizadas. El paciente debe identificar la forma geométrica. A continuación, se presentan diez series de tres círculos cada uno, de los cuales uno de ellos está en relieve y el paciente debe identificar cuál es. La dificultad aumentará según se avance en los niveles. Por último,
10 se tiene tres series de cinco animales, de los cuáles uno de ellos está en relieve y se debe identificar por el paciente. Este tipo de test está indicado principalmente para niños.

Finalmente, el test de Lang consiste en una lámina en la que se presentan tres objetos
15 de altas disparidades. Se utilizan de screening en la práctica clínica, recurriéndose a test más complejos en casos en los que se detecte anomalías.

Estas pruebas tienen los siguientes inconvenientes: (1) no se pueden medir agudezas peores que 400-800 segundos de arco (arcsec); (2) disponen de un pequeño número
20 de intervalos de test predefinidos no estandarizados, lo cual puede limitar la precisión de la medición, que utiliza diferentes niveles de disparidad cercana y distante que no se pueden comparar directamente; (3) el efecto de aprendizaje de respuestas fijas puede disminuir la fiabilidad de los test repetitivos; (4) sólo presentan objetos en blanco y negro con alto contraste; y (5) los test basados en el contorno tienen un alto
25 riesgo de proporcionar pistas monoculares.

La experiencia con los test anteriores indica que pueden presentar un número elevado de falsos positivos y negativos. Algunos modelos tienen pistas que pueden favorecer estos errores y también puede influir el grado de iluminación ambiental. Además, en
30 ocasiones, es difícil detectar el grado de estereopsis. Por otro lado, el número de modelos está limitado y algunos están desactualizados, pudiendo resultar poco atractivos para los niños, por lo que puede disminuir su atención al realizar la prueba.

En aras de solucionar los problemas indicados, en el estado de la técnica se conocen
35 distintos métodos y sistemas. Así pues, el documento US2017340200 describe un sistema y un conjunto de métodos para el diagnóstico y corrección de alteraciones

visuales en niños (ambliopía, ojo vago, etcétera) que comprende un casco de realidad virtual, que permite visualizar imágenes o escenas 3D, acoplado con un dispositivo de computación externo (ordenador, teléfono móvil) y que puede comunicarse a su vez con un servidor remoto gestionado por especialistas médicos. El sistema comprende también distintos dispositivos (sensores, cámaras) de seguimiento del paciente (gestos, movimientos de la cabeza, ojos). Entre los diferentes test de diagnóstico de las alteraciones de visión binocular se describe un procedimiento de medida de la percepción de la profundidad. No obstante, este documento presenta ciertas carencias respecto a la presente invención. Así, por ejemplo, el documento US2017340200 no mide la profundidad exacta percibida por el usuario. Además, dicho documento implica el uso de cascos de realidad virtual (HMD o Head Mounted Display) para visualizar en cada ojo por separado imágenes de los modelos 3D, y de sensores de entrada activa por parte del paciente.

El documento de patente WO03098529A2 describe un sistema y método para el tratamiento de la ambliopía mediante una plataforma de realidad virtual o simulación bidimensional o tridimensional inmersiva generada por ordenador que permite medir y registrar la agudeza visual de un paciente que utiliza unas gafas de obturación LCD, un visor o un casco HMD de realidad virtual. Durante el tratamiento, al paciente se le presenta visualmente un objeto seleccionado entre un conjunto de opciones a una distancia programada, objeto que el paciente debe identificar mediante el uso de un puntero u otro mecanismo análogo. Una vez identificado el objeto, el sistema registra la distancia a la que se encuentra. Por otro lado, el sistema, para establecer el escalado de imágenes, determina la distancia entre el paciente y la pantalla de visualización mediante un sensor magnético de posición integrado en sus gafas o de forma alternativa mediante el uso de un soporte para fijar su cabeza y, por tanto, la distancia a la pantalla. El paciente interactúa en tres dimensiones con el sistema de realidad virtual mediante un puntero que incorpora un sensor magnético de posición que facilita su seguimiento (posición y orientación) por el sistema, y le permite seleccionar objetos.

A diferencia del sistema propuesto en dicha patente, el sistema de invención propuesto no está destinado a realizar ningún tipo de tratamiento ni se evalúa la agudeza visual del paciente en un mundo virtual a partir de identificación de objetos 3D detectados por el mismo en dicho mundo, cuando se varía su proximidad al punto de visionado o se cambia su tamaño. Por el contrario, el sistema de invención

propuesto se limita a medir la percepción de profundidad del paciente mediante la visualización de modelos 3D fijos o estáticos (de los que no se puede cambiar la perspectiva de visionado ni el tamaño), de los cuáles, a su vez, tiene que señalar con el dedo en el espacio el punto donde percibe que se encuentra un determinado punto
 5 guía de estos, midiéndose la distancia de dicho dedo al display de visualización (profundidad real percibida por el usuario para el modelo 3D visualizado). El paciente no puede cambiar de posición, estando su cabeza colocada en una mentonera. Tampoco se muestran ni se ocultan, de forma selectiva, imágenes sólo a uno de los ojos en un instante determinado de la prueba.

10 Finalmente, el documento WO2018087408A1 divulga un sistema para medición integral de parámetros clínicos de la función visual que incluye una unidad de visualización para representar una escena con un objeto 3D de características variables como la posición virtual y el volumen virtual del objeto 3D dentro de la
 15 escena; sensores de movimiento para detectar la posición de la cabeza del usuario y distancia a la unidad de visualización; sensores de seguimiento para detectar la posición de las pupilas del usuario y diámetro pupila; una interfaz para la interacción del usuario sobre la escena; medios de procesamiento para analizar la respuesta del usuario en función de los datos de los sensores y de la interfaz con la variación de las
 20 características del objeto 3D; y en función de la estimación de una pluralidad de parámetros clínicos de la función visual relativos a la binocularidad, acomodación, motilidad ocular o visuopercepción. No obstante, este sistema tampoco describe todas y cada una de las características de la invención, tal y como se describe a continuación en la presente memoria descriptiva.

25 DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

Son objeto de la invención un sistema y un método que comprende una pluralidad de modelos tridimensionales para detectar precozmente las alteraciones de la visión estereoscópica estimando, a través de técnicas de procesado de imágenes y de visión
 30 artificial, la magnitud de la percepción de profundidad del paciente cuando se le muestran dichos modelos en una pantalla configurada para emitir imágenes tridimensionales. Está destinada al diagnóstico precoz, así como al registro y seguimiento automatizado de las alteraciones de la visión estereoscópica, particularmente, en pacientes de corta edad.

Este objeto se alcanza con el sistema y método descritos a continuación. En realizaciones dependientes se describen realizaciones particulares o realizaciones preferidas del sistema o del método de la invención.

5 Más concretamente, el sistema de medida de la percepción de la profundidad en la visión de un paciente que comprende, al menos: (a) una pantalla de visualización tridimensional configurada para mostrar modelos tridimensionales previamente almacenados en una base de datos; (b) una cámara o cámaras configuradas para la
10 captura de al menos una imagen del espacio comprendido delante del paciente; y (c) una unidad de procesamiento conectada con la cámara o cámaras y que comprende al menos, un procesador o procesadores y una memoria o memorias, donde se almacenan un programa o programas que, a su vez, están configurados para ejecutarse por el procesador o procesadores, y en donde el programa o programas incluyen instrucciones para medir la distancia entre un punto del espacio señalado por
15 el paciente y un punto guía definido en el modelo tridimensional mostrado al paciente en la pantalla de visualización tridimensional con respecto de la propia pantalla de visualización tridimensional o con respecto a los ojos del paciente. El punto del espacio señalado por el paciente es el que el paciente considera que coincide con el punto guía definido en el modelo tridimensional.

20 En otro aspecto de la invención, el método de medida de la percepción de la profundidad en la visión de un paciente que se implementa en el sistema descrito y que comprende las etapas de: (a) seleccionar, al menos, un modelo tridimensional de, al menos, una secuencia de modelos tridimensionales, cada uno de ellos con al menos
25 un punto guía visualizable por el paciente; (b) señalar por parte del paciente el punto del espacio en frente de éste donde perciba que está situado el punto guía del modelo tridimensional visualizado; (c) medir y almacenar una distancia de la posición señalada por el paciente con respecto de la propia pantalla de visualización tridimensional o con respecto a los ojos del paciente.

30 El uso de la invención implica una mejora de los test de diagnóstico tradicionales basados en fichas de papel y plástico, o en imágenes similares a las usadas en ellos, pero mostradas en pantallas con capacidad 3D. Esto permite estimar la percepción de profundidad medida en milímetros, en relación con la predicción geométrica -
35 percepción de profundidad teórica- generada por los medios estereoscópicos.

La presente invención permite la realización de test novedosos aprovechando las nuevas tecnologías para una recogida y almacenamiento de medidas de forma automática y totalmente transparente al paciente. Los test propuestos están basados en nuevos modelos tridimensionales originales y atractivos para pacientes de corta
 5 edad, creados por ordenador y que emplean técnicas de medidas de distancias basadas en el procesamiento de imágenes captadas por sistemas de visión artificial. Los modelos tridimensionales creados disponen de puntos guía que el paciente debe tocar con la punta del dedo índice, que es un medio de interacción totalmente natural.

10 El sistema de la invención propuesto permite a los facultativos o especialistas recoger datos de medida de la magnitud de la percepción de profundidad por parte de los pacientes, que les facilitarán la emisión de un diagnóstico. Permite la medición y el seguimiento de las alteraciones de la visión estereoscópica de los pacientes con el tiempo, por ejemplo, mientras dure el tratamiento prescrito por el especialista. Se
 15 podrá analizar y evaluar el impacto en el tiempo del aprendizaje perceptual de los mismos sobre la estimación de la magnitud de la percepción de profundidad.

El sistema de invención propuesto proporciona, además, múltiples ventajas adicionales, como, por ejemplo, que no se necesite que el menor tenga que manejar
 20 ningún dispositivo de interacción que desconozca, como un ratón, teclado o mando de juegos. Otra ventaja adicional es el uso de múltiples modelos/animaciones en tres dimensiones realizadas por ordenador con diseños variados y atractivos para los niños, la posibilidad del control de la iluminación, seleccionar varios puntos de referencia a ser señalados por el paciente con el dedo. Además, permite la evaluación
 25 de distintos grados de estereopsis (y su evolución en el tiempo) para un mismo modelo/animación.

A lo largo de la descripción y de las reivindicaciones, la palabra «comprende» y sus variantes no pretenden excluir otras características técnicas, aditivos, componentes o
 30 pasos. Para los expertos en la materia, otros objetos, ventajas y características de la invención se desprenderán en parte de la invención y en parte de la práctica de la invención. Los siguientes ejemplos y dibujos se proporcionan a modo de ilustración y no se pretende que restrinjan la presente invención. Además, la invención cubre todas las posibles combinaciones de realizaciones particulares y preferidas aquí indicadas.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para complementar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, de acuerdo con un ejemplo preferente de realización práctica de la misma, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde, con carácter ilustrativo y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

5

La Figura 1 muestra la base científica en la que está basado el sistema de invención propuesto.

10

La Figura 2 muestra una visión general de una configuración típica del sistema de medida de la profundidad de la visión objeto de la presente invención en una primera realización práctica.

15

La Figura 3 muestra el diagrama de bloques de un sistema más completo, con dos dispositivos, uno para el paciente y otro para el facultativo, con sus correspondientes procesadores y monitores/displays, y el sistema de cámaras, todos conectados por una red de comunicaciones.

20

La Figura 4 presenta la configuración del sistema de detección de distancias mediante visión artificial aplicado a la medida de la percepción de la profundidad en imágenes 3D visualizadas por un paciente en un monitor 3D.

25

La Figura 5 presenta la misma configuración de la figura anterior, pero con un tablero opaco para evitar que el usuario pueda ver su brazo y mano y así evitar que pueda tomar referencias visuales de distancias.

30

La Figura 6 muestra la configuración del sistema de detección de distancias mediante visión artificial aplicado a la medida de la percepción de la profundidad en imágenes 3D visualizadas por un paciente en unas gafas de Realidad Aumentada (RA).

Las Figuras 7 y 8 muestran ejemplos de tres modelos tridimensionales sofisticados a ser utilizados en el sistema de medida de la profundidad de la visión objeto de la presente invención.

35

La Figura 9 muestra dos imágenes especulares de uno de los modelos diseñados (en concreto, del modelo del hada).

La Figura 10 muestra el diagrama de flujo de un posible método a seguir para medir la profundidad percibida por un usuario utilizando el sistema de invención propuesto.

5 REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

En la figura 1 se describe el principio científico que ilustra la presente invención. El plano paralelo (1.1) representado es el plano en el cual ambos ojos ven la misma imagen. En el esquema, se representa la visualización de un objeto situado a una distancia Δd del plano paralelo (1.1). Esta diferencia de profundidad entre un objeto y el plano párelo (1.1) se representa mediante la diferencia de ángulos α y β , denominada agudeza estereoscópica y representada por el parámetro δ . Los sistemas tradicionalmente utilizados en oftalmología presentan fichas de papel o plástico, pantallas o visores de realidad virtual generadas para un valor concreto de δ que se corresponde con una diferencia de profundidad determinada. Además, tenemos que tener en cuenta que:

$$\delta \approx e \Delta d / d^2$$

Es decir que el valor de δ es aproximadamente igual al producto de la distancia entre ojos (e) por la distancia Δd dividido entre el cuadrado de la distancia d que es la distancia entre los ojos y el ángulo α .

Así pues, los usuarios simplemente indican si detectan profundidad o no, pero sin cuantificar ni medir el grado de profundidad detectado, es decir, sin medir a qué distancia de la pantalla están viendo el objeto. En el estado de la técnica, por tanto, no se establece si la distancia detectada por el paciente es igual, inferior o mayor a la que debiera ser (Δd).

Por tanto, el sistema de la invención tiene por objeto medir dicha distancia. Por un lado, el paciente debe señalar de forma natural, i.e., sin ningún elemento artificial ni dispositivo alguno, con la punta de su propio dedo índice, el punto donde visualiza un determinado elemento del modelo 3D que está viendo. Por otro lado, el sistema de la invención mide, de forma automática y transparente para el usuario, la distancia desde la punta del dedo a la pantalla de visualización, comparándola con la que debería corresponder según el diseño del modelo 3D visualizado.

En la figura 2 se muestra el conjunto del sistema. El usuario o paciente (1) está sentado delante de una mesa, bien enfrente de un monitor (4) o bien vistiendo unas gafas de realidad aumentada (gafas RA, 2), sin el monitor (4). Tanto el monitor (4) como las gafas de RA (2) disponen de una pantalla configurada para mostrar modelos en 3D (10) visualizables por el paciente (1) que están almacenados en una base de datos (9).

El paciente (1) apoya su mentón en una mentonera (3). En caso de utilizar el monitor (4), el paciente vestirá unas gafas 3D que podrán ser gafas 3D rojo-verde, gafas polarizadas o gafas 3D activas por obturación. En ese caso, el monitor (4) estará situado a una distancia de la mentonera (3) tal que permita al paciente (1) tocar el monitor (4) con el dedo índice y el brazo prácticamente totalmente extendido.

Sobre un lateral de la mesa y a una distancia de la mentonera de entre 40 y 100 cm (distancia d2 en las figuras 4 y 6) se colocará un sistema de cámaras (5), compuesto por una o varias cámaras, que permitirá medir mediante técnicas de visión artificial la distancia entre la punta del dedo índice y el monitor (4), que se corresponde con la distancia D en la figura 2, o entre la punta del dedo índice y los ojos del paciente (1), que se corresponde con la distancia D' de la figura 2, si se utilizan gafas de RA (2). Por otro lado, el sistema dispone de una unidad de procesamiento de datos (8), conectada con el sistema de cámaras (5), que estaría encargada de ejecutar un programa con algoritmos y técnicas de procesamiento de visión artificial, de procesar los datos de cada medida y de gestionar una base de datos (9) de los pacientes.

La unidad de procesamiento de datos (8) está configurada para controlar las gafas de RA (2), en caso de utilizarse, y uno o dos monitores (4,7). Si el sistema no utiliza gafas de RA (2) y sólo incluye un único monitor (4), cuando el paciente termine, el facultativo (6) podrá visualizar los resultados de los test y los datos del paciente (1) en dicho monitor (4). En caso de que exista un segundo monitor (7), el facultativo (6) podrá visualizar dichos datos en dicho segundo monitor (7). La visualización de los modelos 3D (10) en cada momento puede ser controlada bien por el propio paciente o bien por el facultativo (6).

La unidad de procesamiento (8) comprende al menos, un procesador o procesadores y una memoria o memorias, donde se almacenan un programa o programas que están configurados para ejecutarse por el procesador o procesadores, de tal forma que los

programas incluyen instrucciones para medir la distancia (D, D') entre el dedo del paciente (1) y, al menos, un punto guía mostrado en un modelo 3D (10) mostrado al paciente (1) en la pantalla de visualización incluida en las gafas de RA (2) o en el monitor (4).

5

Los datos son registrados en la base de datos (9) para que el facultativo pueda analizarlos y emitir su diagnóstico, así como para realizar un seguimiento de la evolución del problema con el tiempo. Para ello, el tiempo de realización, así como la duración de cada prueba, también son registrados en una base de datos de pacientes.

10

La base de datos (9) está configurada para almacenar los datos de cada uno de los test realizados a cada paciente (1) en las diferentes sesiones con el facultativo (6). De esta manera, se puede analizar la evolución del paciente a lo largo del tiempo. Para ello, la unidad de procesamiento (8) comprende un programa o programas de gestión de base de datos (por ejemplo, MySQL®) y un programa o programa de gestión de los datos de los pacientes (1) en la misma.

15

En la figura 3, se muestra un diagrama de bloques de un sistema completo, en una realización práctica con dos dispositivos, con un primer dispositivo de paciente (201) y un segundo dispositivo para el facultativo (202) conectados por una red de comunicaciones (203). Los modelos 3D estarían almacenados en el dispositivo del paciente (201) y desde el dispositivo del facultativo (202) se controlarían, mediante intercambio de mensajes a través de la red, la secuencia de visualización de modelos y las tareas a realizar por el paciente (1). Las cámaras (5) y la unidad de procesamiento (8) estarían incluidas en el dispositivo del facultativo (202).

20

25

Además, normalmente, en el dispositivo del facultativo (202) (aunque podría estar también en el dispositivo del paciente (201)) existirá un programa o programas para controlar los parámetros de los test realizados y mostrar y analizar los datos de medida obtenidos, pudiendo incluir incluso gráficos de evolución, generando resultados consistentes que pueden ser particularmente reproducibles para nuevos ensayos. De este modo, el sistema de innovación propuesto, además, también permite evaluar el impacto del aprendizaje perceptual sobre la estimación de la profundidad a partir de la disparidad mientras dure el tratamiento prescrito por el especialista. El análisis también permitiría la comparación con los resultados de múltiples usuarios para realizar estudios poblacionales o dentro de las distintas categorías diagnósticas.

30

35

Desde otro punto de vista, el sistema objeto de la invención, por tanto, comprende una parte lógica y una parte física. La parte lógica comprende, como mínimo, una pluralidad de modelos 3D (10) almacenados en una base de datos (9) junto con las medidas de todos los ensayos realizados por cada uno de los pacientes (1), así como una aplicación de paciente (1) y una aplicación de facultativo (6), generalmente un oftalmólogo. Las dos aplicaciones intercambiarán mensajes entre sí y pueden ejecutarse en un mismo dispositivo -la unidad de procesamiento (8)- o en dos dispositivos separados (201, 202) conectados en red (203).

La lógica incluida para el paciente (1) incluye (a.1) una pluralidad de modelos de objetos/animaciones en 3D; (a.2) una interfaz gráfica que incluye un visor de los objetos y animaciones en 3D, así como su manipulación a distancia por parte de la aplicación para el facultativo; y (a.3) un módulo de comunicaciones con aplicación del facultativo.

Por otro lado, la aplicación para el facultativo (6) incluye (b.1) una interfaz gráfica que incluye una parte de gestión de datos de los pacientes y otra parte gráfica que proporciona al médico la representación gráfica de la evolución de la percepción de la profundidad del paciente medida por el sistema de invención propuesto. Esto último permite analizar la evolución en el tiempo de dicha percepción y la eficacia del tratamiento aplicado al paciente, si es el caso. También incluye (b.2) un módulo de evaluación de la percepción de la profundidad del paciente incluyendo los algoritmos de procesamiento de visión artificial para la medida de distancias; y (b.3) un gestor de la base de datos de pacientes (9), así como un módulo de acceso a base de datos de pacientes (9) y un módulo de comunicaciones con la aplicación para el paciente.

Por otro lado, la parte física del sistema de la invención incluye, como mínimo (a.1) un ordenador del facultativo (6) que incluye una unidad de procesamiento (8, 202) que está configurada para gestionar la base de datos con los datos (9) de los pacientes (1); (a.2) una pantalla configurada para mostrar modelos en 3D (10) que puede tener múltiples configuraciones (un primer monitor (4), un segundo monitor (7), unas gafas de RA (2)); (a.3) unas gafas 3D (por ejemplo, gafas rojo-verde, gafas polarizadas o gafas de obturación, dependiendo del tipo de monitor de visualización empleado), sólo necesarias en caso de visualizarse los modelos 3D en un monitor 3D (4) y no en gafas de RA (2); (a.4) un sistema de cámaras (5) para la captación de imágenes; y (a.5) un

dispositivo para colocar el mentón (3) del paciente (1), colocado a una distancia determinada de la pantalla de visionado (d_1 en la figura 2).

5 En el caso de dividir el sistema en dos unidades de procesamiento (paciente (201), facultativo (202)) serán necesarios interfaces de comunicaciones en los mismos y equipos de interconexión en red, cableada o inalámbrica, como, por ejemplo, un punto de acceso wifi o interfaces Bluetooth.

10 En la figura 4, se presenta la configuración del sistema de detección de distancias mediante visión artificial aplicado a la medida de la percepción de la profundidad en imágenes 3D visualizadas por un paciente en un monitor 3D. El paciente colocará la cabeza apoyada en una mentonera (3), colocada a una distancia d_1 del monitor (4) de visualización de los modelos 3D. Se le mostrará un modelo 3D (10) en el monitor (4) y se le solicitará que intente tocar con la punta del dedo índice un punto guía del modelo 3D (en la figura 4, la punta de la varita mágica del modelo 3D del hada). El sistema descrito anteriormente está configurado para obtener la medida de la distancia entre la punta del dedo y el monitor (4), que es la distancia D en la Figura 4.

20 El procedimiento de cálculo de distancias mediante análisis de imágenes es conocido por cualquier experto en visión artificial por lo que se omite en esta solicitud de invención.

25 Para evitar que el paciente tome como referencia datos de distancias de su brazo/mano que puedan servir para inferir distancias y que no se produzcan medidas falsas, se puede colocar un tablero opaco horizontal unos 10 cm por debajo de los ojos del paciente (1), que le impida ver su brazo/mano pero que no le impida ver el modelo 3D completo, y solicitarle que coloque la punta de su dedo por debajo del tablero a la distancia a la que crea visualizar el punto guía. Este test se representa en la Figura 5.

30 En la figura 6, se presenta la configuración del sistema de detección de distancias mediante visión artificial aplicado a la medida de la percepción de la profundidad en imágenes 3D visualizadas por un paciente en unas gafas de RA (2), es decir, en una realización sin necesidad de un monitor (4). En esta realización, el paciente (1) deberá tocar con la punta de su dedo índice el punto del espacio delante de él donde detecte el punto guía del modelo. El sistema de la invención medirá la distancia entre la punta del dedo y los ojos del paciente (D' en la Figura 6). Para evitar que el usuario vea su

mano y brazo y evitar darle pistas de distancias, se puede utilizar un tablero opaco tal y como se ha comentado anteriormente.

Mediante software de diseño gráfico y animación en 3D profesional, se han modelado, texturizado y renderizado tres personajes originales, desarrollados por los inventores, muy atractivos para niños: pirata, hada y robot. Se trata de modelos 3D de figuras complejas que se sitúan en el plano más distal y que tienen un punto de referencia (punto guía) que el niño (paciente) debe señalar con la punta de su dedo índice. A diferencia de otros sistemas (por ejemplo, en las patentes US2017340200A1 y WO2017040687A1), requiere que el observador estime la cantidad de profundidad y el plano de referencia. El punto guía en cada modelo evita la necesidad de tener que colocar los objetos a diferentes distancias de los ojos del usuario y el cambio del tamaño de los objetos para evitar las pistas monoculares. Tampoco es necesario variar la posición de los objetos o la distancia entre los objetos o la distancia de los objetos a las cámaras. El personaje y el punto guía se muestran de forma que no haya señales monoculares que sean útiles para que el usuario determine la distancia entre los objetos.

Además, este método requiere la sincronización de las coordenadas mano-ojo y reconstrucción potencial del intervalo espacial, lo que hace que se haga un estudio de la percepción de profundidad en condiciones más reales. En las Figuras 7 y 8 se muestran dichos modelos en 3D a ser utilizados en la invención propuesta. La Figura 7a, muestra el modelo de un pirata con un loro volando por delante a una cierta distancia. La Figura 7b, muestra el modelo de un hada con una varita mágica con una estrella en la punta e inclinada hacia delante. La Figura 7c, muestra el modelo de un robot con el puño izquierdo hacia adelante. En la Figura 8, se aprecia cómo cada personaje tiene un objeto con un punto guía de referencia que sobresale del plano distal donde se encuentra situado (loro del pirata, extremo de la varita del hada y una de las extremidades del robot). Cada uno de estos puntos guía se encuentra a una distancia distinta siendo más alejado en el pirata y más próxima en el robot (Figura 8). Por tanto, será más fácil la detección de estereopsis en el primero y más difícil en el último, presentando el hada una dificultad intermedia. Además, dicho punto guía no está justo delante del objeto principal, sino que está, deliberadamente, desplazado a un lado (pico del loro en el modelo del pirata, punta de la varita mágica en el modelo del hada y el extremo del puño en el modelo del robot. En el visor, el objeto saliente de cada modelo (punto guía) se deberá localizar en el centro, equidistante a cada una de

las cámaras laterales que generan la estereopsis, quedando el personaje desplazado a un lado, evitando, así, las pistas monoculares de superposición.

5 Para evitar los sesgos producidos por el desplazamiento del personaje, se deberán realizar varias mediciones alternando imágenes especulares del modelo. En la figura 9, se muestran las dos imágenes especulares del modelo del hada.

10 Tal y como se parecía en la figura 9, los modelos son mostrados con una imagen de fondo que permite realizar una clara separación entre el fondo y el modelo 3D. Un fondo de un color uniforme (por ejemplo, blanco o negro) no es conveniente ya que cambia la apariencia de la escena. Por otro lado, un fondo con un patrón fijo puede proporcionar pistas monoculares. Es por ello que, en el sistema de invención
15 propuesto, se recomienda utilizar un fondo con un patrón de puntos aleatorios simulando ruido blanco (white noise random-dots pattern), tal y como se aprecia en la figura 9.

Además, se recomienda que la habitación donde se realicen los ensayos esté a oscuras para no proporcionar pistas ni distancias de referencia al paciente. Se recomienda que los modelos se visualicen en un monitor de más de 10". Los modelos
20 se deberán escalar automáticamente en el visor 3D para que la percepción de la profundidad de estos por parte del paciente (1) sea independiente del tamaño y resolución del monitor utilizado para su visualización.

Los modelos se presentan secuencialmente, de mayor a menor predicción geométrica, alternando su disposición especular tantas ocasiones como se desee, para obtener
25 medidas fiables. En la figura 10, se muestra un diagrama de flujo en el que se muestran las dos imágenes especulares de cada modelo repetidas veces y se calcula y se guarda el valor medio de todas las medidas realizadas y del tiempo de duración de detección de cada vez. Según el diagrama de flujo de la Figura 10, cada imagen
30 especular de cada modelo se visualiza un número de veces igual a MaxVeces (parámetro a configurar por el facultativo (6)), con lo que se consiguen un total de (2 x MaxVeces) medidas de la profundidad percibida por el paciente para cada modelo 3D (10).

35 En un escenario típico, el propio facultativo (6) con un dispositivo de entrada, por ejemplo, mediante teclado y/o ratón, y mediante una o varias aplicaciones informáticas

incluyendo menús de selección y diferentes opciones de configuración, podrá seleccionar la secuencia de modelos 3D a visualizar por el paciente dándole instrucciones sobre la tarea a realizar durante el visionado de estos. Le indicará al paciente (1) que intente tocar con la punta de los dedos el punto guía del modelo estereoscópico y mantener la punta del dedo en dicho punto. Por ejemplo, si se utiliza un monitor (4) para visualizar los modelos 3D (10), un paciente (1) con ausencia de estereopsis tocará la pantalla del monitor (4) indicando que no percibe la profundidad y que ve el modelo en 2D, en vez de en 3D. Por otro lado, un paciente (1) en presencia de estereopsis percibirá la profundidad y tocará en un punto del espacio alejado de la pantalla, delante de la misma.

El sistema de innovación propuesto permite estimar la percepción de profundidad de dicho paciente, medida en milímetros, y compararla con la predicción geométrica (percepción de profundidad teórica) generada por el modelo que esté visualizando, facilitando el análisis de la correlación que existe a diferentes profundidades geométricas.

A diferencia de los otros test de estereopsis que utilizan un sistema angular, la medida de la percepción de la profundidad en milímetros permitirá definir escalas de la percepción de la profundidad en función de la magnitud del error de percepción en valor absoluto (en mm) o porcentual respecto de la profundidad real.

REIVINDICACIONES

1.- Un sistema de medida de la percepción de la profundidad en la visión de un paciente (1) que comprende:

- 5 - al menos una pantalla de visualización tridimensional (2,4) configurada para mostrar modelos tridimensionales (10) previamente almacenados en una base de datos (9);
- una cámara o cámaras (5) configuradas para la captura de al menos una imagen del espacio comprendido delante del paciente (1);
- 10 - un dispositivo configurado para colocar la cabeza o mentón (3) del paciente (1) configurado para evitar los movimientos de la cabeza o mentón sin impedir la visión del espacio comprendido delante del paciente (1); y
- una unidad de procesamiento (8, 201, 202) conectada con la cámara o cámaras (5) y que comprende al menos, un procesador o procesadores y una
- 15 memoria o memorias, donde se almacenan un programa o programas que, a su vez, están configurados para ejecutarse por el procesador o procesadores, y que se caracteriza porque el programa o programas incluyen instrucciones para medir la distancia (D, D') entre un punto del espacio señalado por el paciente (1) con respecto de la propia pantalla de visualización tridimensional (4) o con
- 20 respecto a los ojos del paciente (1); y un punto guía definido en el modelo tridimensional (10) mostrado al paciente (1) en la pantalla de visualización tridimensional (2,4).

2.- El sistema de medida de acuerdo con la reivindicación 1 donde el programa o programas incluyen instrucciones para estimar la percepción de profundidad del paciente (1) medida en milímetros, y compararla con la predicción geométrica que es la percepción de profundidad teórica generada por el modelo tridimensional (10) que esté visualizando el paciente (1).

3.- El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2 donde la pantalla tridimensional está incluida en un monitor (4) donde se muestran los modelos tridimensionales (10) que son visualizables por el paciente (1) a través de unas gafas de visión tridimensional seleccionadas entre gafas rojo-verde, gafas polarizadas o gafas por obturación.

35

4.- El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2 donde la pantalla tridimensional está incluida en unas gafas de realidad aumentada (2).

5 5.- El sistema de acuerdo con la reivindicación 4 que incluye un segundo monitor (7) visualizable por un facultativo (6) que gestiona un ensayo con el paciente (1) y configurado para mostrar al facultativo un interfaz gráfico de una aplicación con las medidas realizadas de percepción de profundidad instantáneas.

10 6.- El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende, al menos, un dispositivo de control de entrada de datos manejable por el facultativo (6).

15 7.- El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores donde la unidad de procesamiento comprende una unidad de paciente (201) y una unidad de facultativo (202) separadas entre sí y conectadas mediante una red de datos (203) en una arquitectura distribuida.

20 8.- El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores que comprende un tablero opaco horizontal situado por debajo de los ojos del paciente (1) sin impedir su visión frontal.

25 9.- El sistema de acuerdo una cualquiera de las reivindicaciones anteriores donde el paciente (1) señala el punto en el espacio coincidente virtualmente con el punto guía del modelo tridimensional (10) mediante un dedo o un puntero detectable por la cámara o cámaras (5) manejado por el propio paciente (1).

30 10.- El sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el modelo tridimensional (10) comprende un fondo con un patrón de puntos aleatorios simulando ruido blanco.

35 11.- Un método de medida de la percepción de la profundidad en la visión de un paciente (1) que se implementa en el sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10 y que comprende las etapas de: (a) seleccionar, al menos, un modelo tridimensional (10) de, al menos, una secuencia de modelos tridimensionales (10), cada uno de ellos con al menos un punto guía visualizable por el paciente; (b) señalar por parte del paciente (1) el punto del espacio en frente de éste donde perciba

que está situado el punto guía del modelo tridimensional (10) visualizado; (c) medir y almacenar una distancia (D, D') entre la posición señalada por el paciente (1) con respecto de la propia pantalla de visualización tridimensional (4) o con respecto a los ojos del paciente (1).

5

12.- El método de acuerdo con la reivindicación 11 que comprende una etapa de estimar la percepción de profundidad del paciente (1) medida en milímetros, y compararla con la predicción geométrica que es la percepción de profundidad teórica generada por el modelo tridimensional (10) que esté visualizando el paciente (1).

10

13.- El método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 11 o 12 que comprende repetir las etapas (a) – (c) una cantidad de veces predefinida por un facultativo (6).

15

14.- El método de medida de la reivindicación 13 que comprende calcular para cada modelo tridimensional (10) los valores medios de las medidas tomadas y los tiempos de duración de la toma de cada medida.

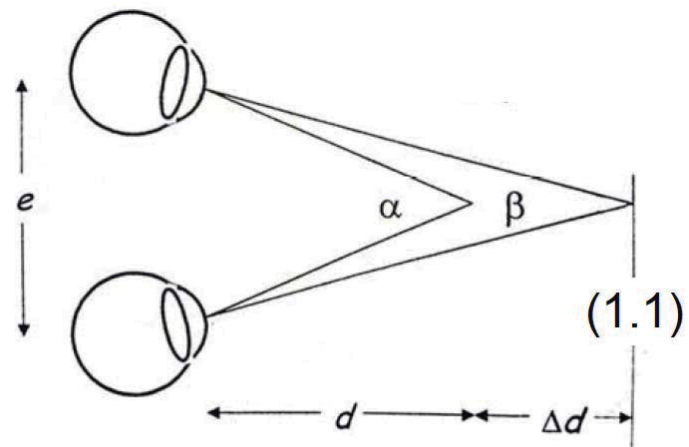


FIG.1

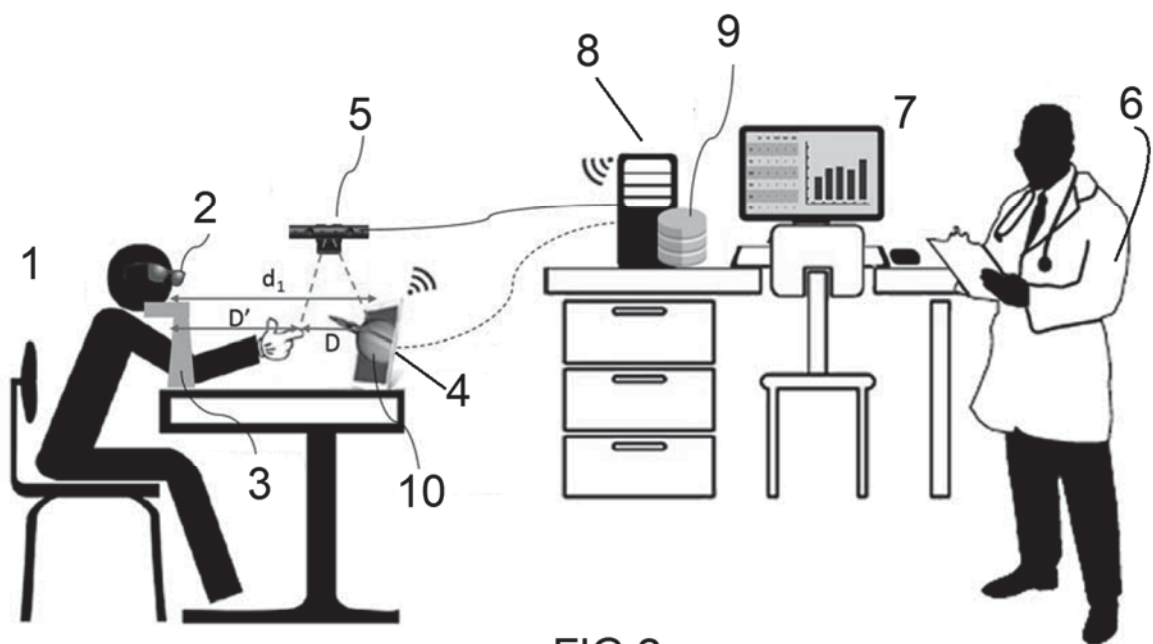


FIG.2

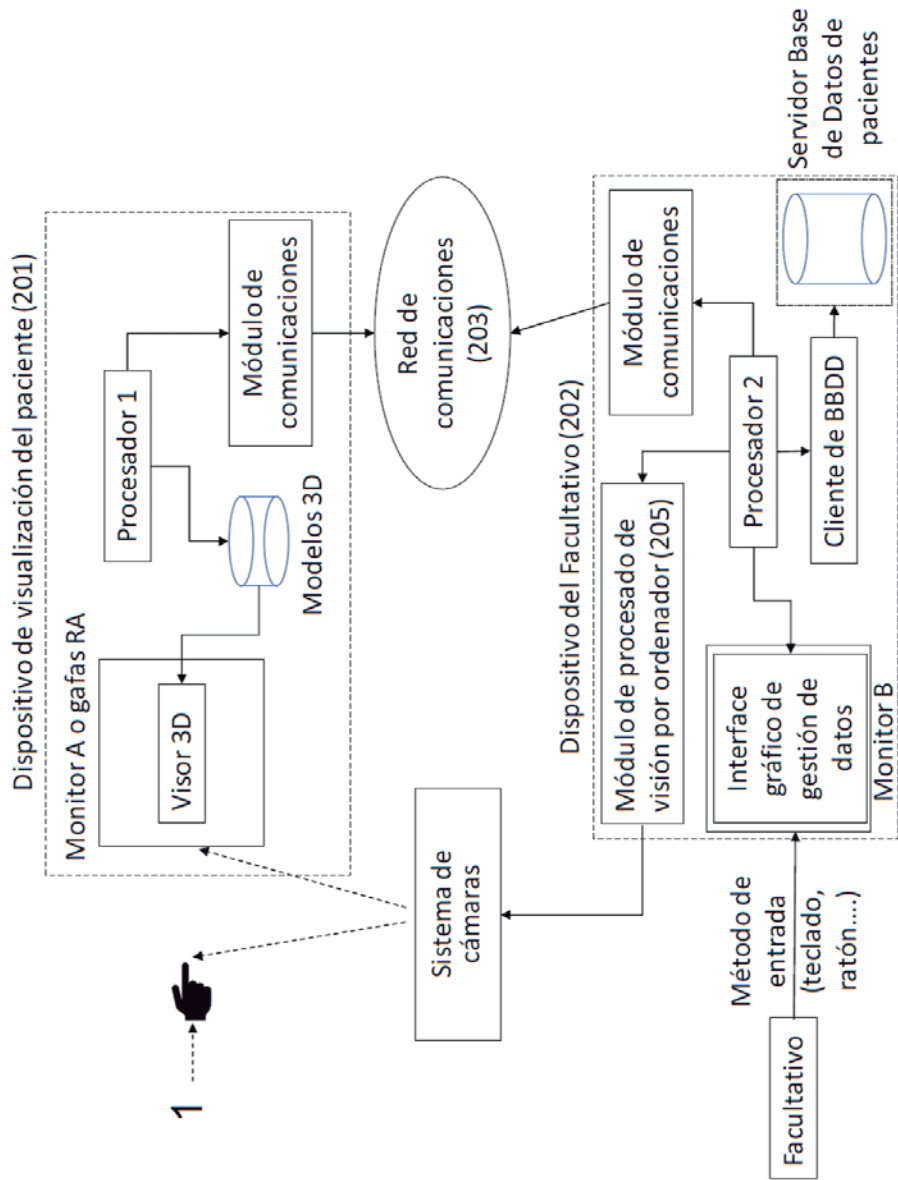


FIG.3

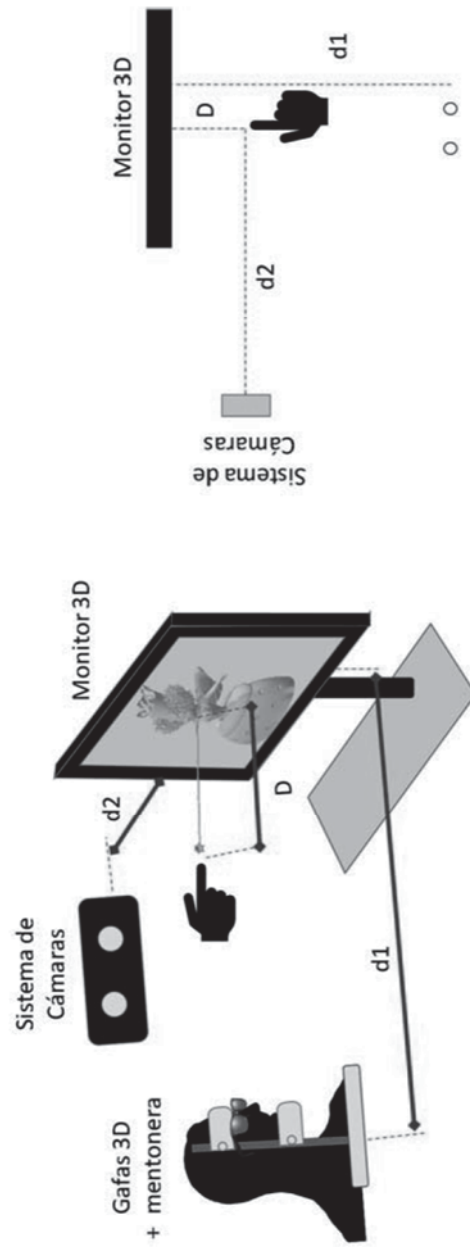


FIG.4

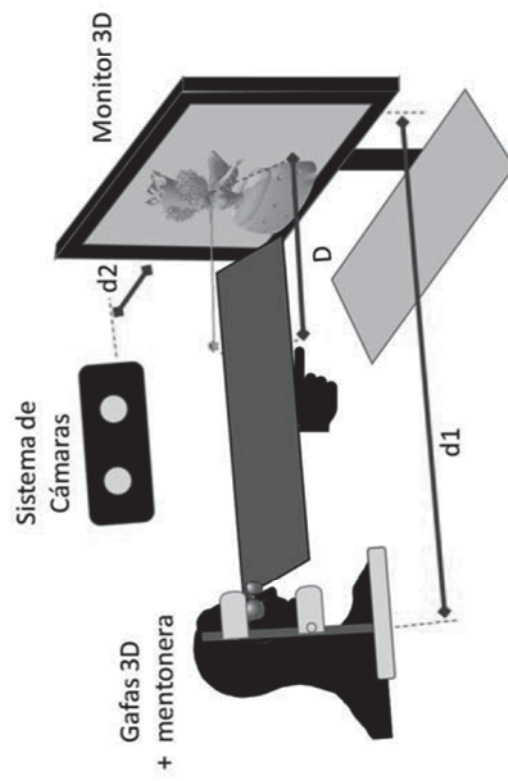


FIG.5

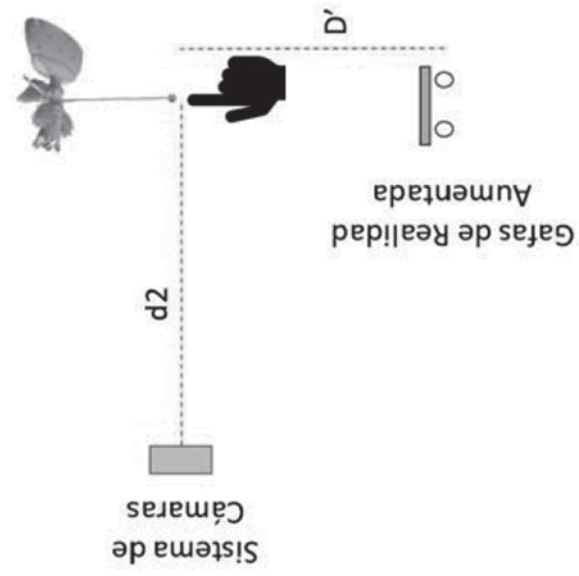


FIG.6

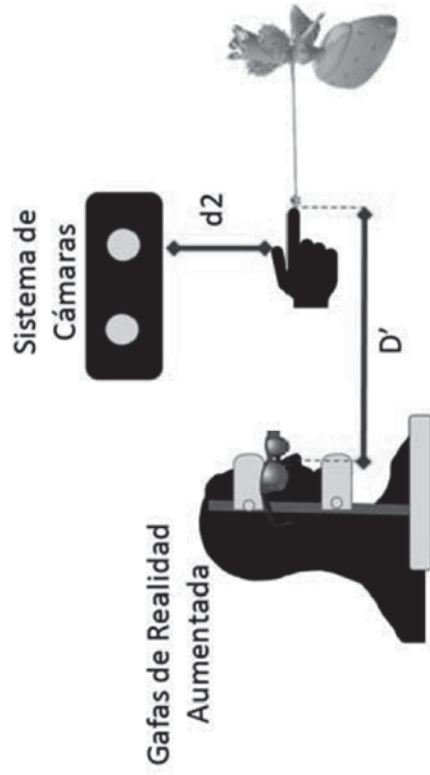




FIG.7

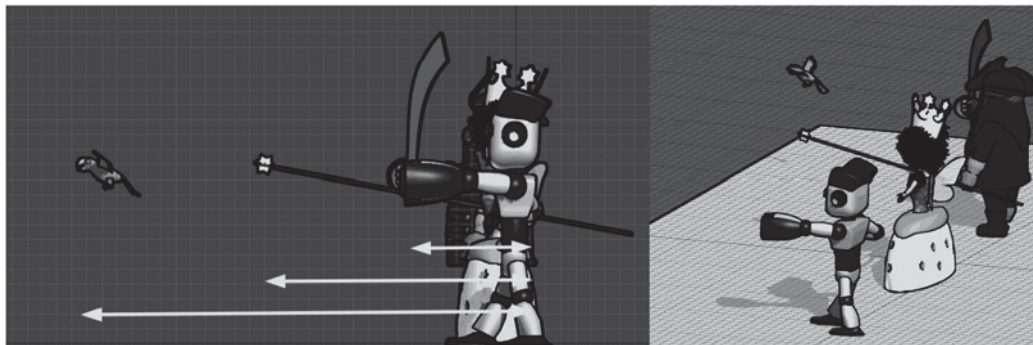


FIG.8

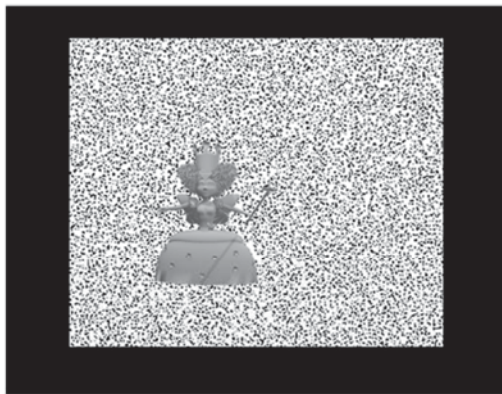


Imagen especular del hada.
Situada a la izquierda

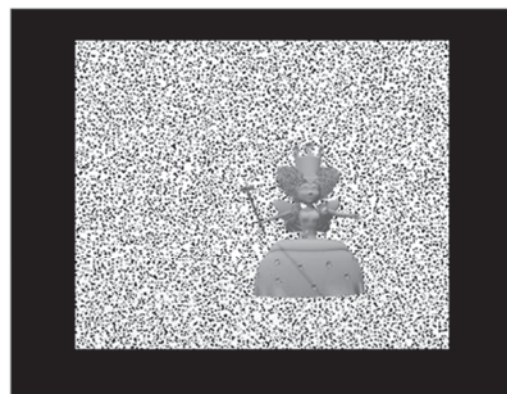


Imagen especular del hada.
Situada a la derecha

FIG.9

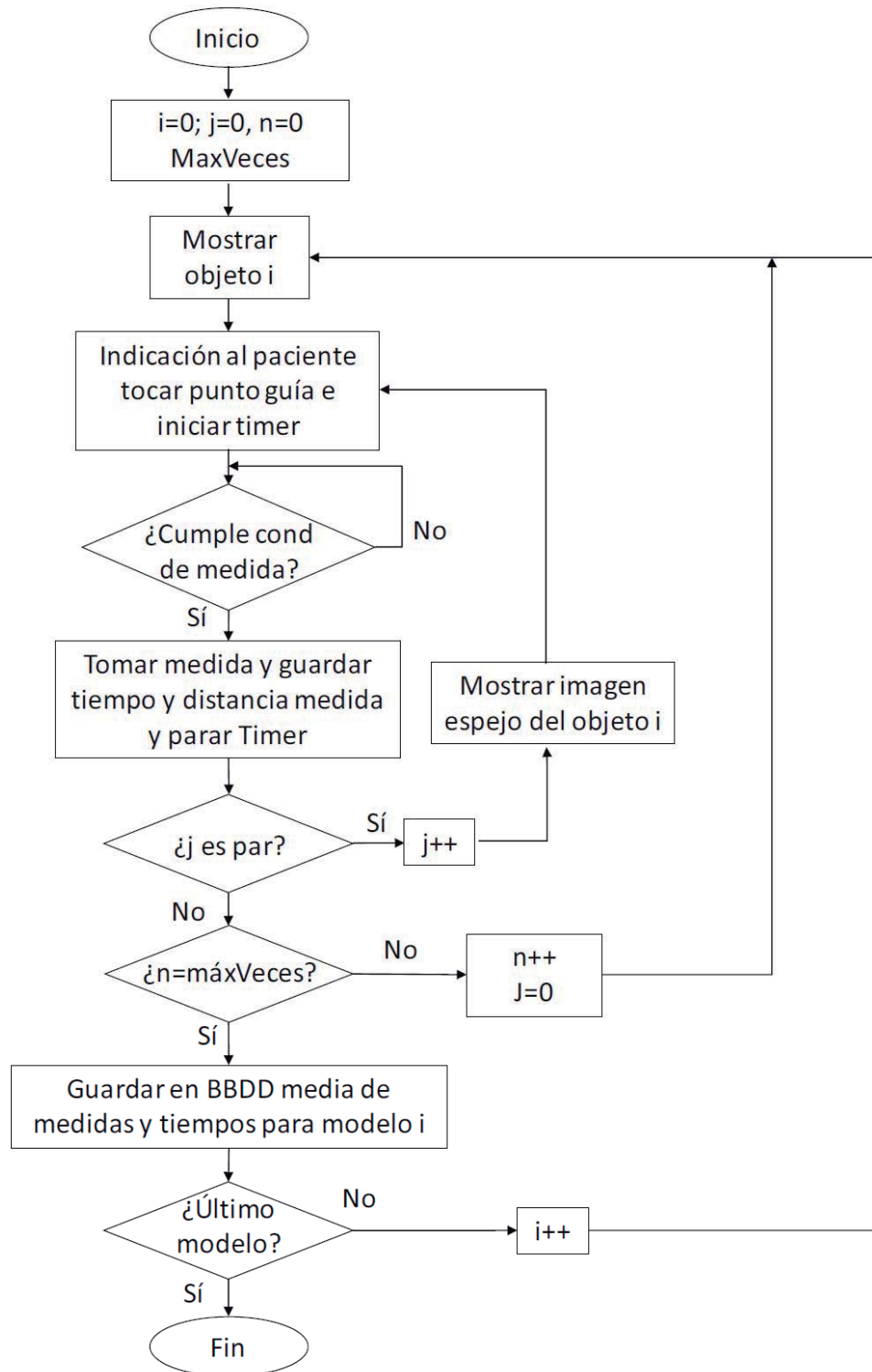


FIG.10