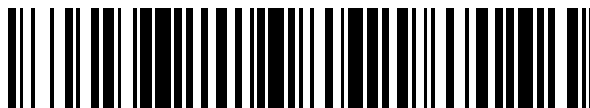


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 990 046**

21 Número de solicitud: 202330407

51 Int. Cl.:

A61B 3/09 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

A61B 3/18 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

24.05.2023

43 Fecha de publicación de la solicitud:

28.11.2024

71 Solicitantes:

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
(100.0%)**

**Avenida de Séneca, 2
28040 Madrid (Madrid) ES**

72 Inventor/es:

**BERNARDEZ VILABOA, Ricardo;
CEDRÚN SÁNCHEZ, Juan;
POVEDANO MONTERO, Francisco Javier y
MARTÍNEZ FLORENTÍN, Gema**

54 Título: **Dispositivo para la medida objetiva de la acomodación**

57 Resumen:

Dispositivo para la medida objetiva de la acomodación.

El dispositivo consiste en una lámina semiespejada plana (2), inclinada 45° con respecto a la base del dispositivo y situada a nivel de la línea de mirada del ojo a evaluar y una serie de elementos situados a lo largo del eje de visión perpendicular a la base del dispositivo: elementos de sujeción de lentes para compensar la ametropía del ojo a evaluar; un disco dentado de lentes de baja potencia (4), un disco dentado de lentes de alta potencia (5) y una lámina con una imagen (6) que se puede retroiluminar, todo ello incluido en una envolvente (1) que presenta un orificio central (11) en la parte central de su cara frontal y en línea con el centro de la lámina semiespejada (2), y con un anillo (8) en la cara opuesta al orificio central (11) para unirse a un biómetro.

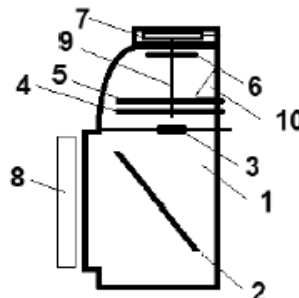


Figura 1

DESCRIPCIÓN

Dispositivo para la medida objetiva de la acomodación

5 Sector de la Técnica

La invención se encuadra en el sector de la Optometría y la Oftalmología. Más concretamente se refiere al control y mejora de la calidad de visión.

10 Estado de la técnica

La medida de la acomodación es una prueba monocular utilizada para controlar la capacidad del ojo humano para cambiar el enfoque a varias distancias. Estas distancias son fijas en la valoración de los problemas acomodativos y corresponden al
15 punto remoto en visión de lejos y al punto próximo en visión próxima.

El equivalente a esas distancias con el ojo compensado, considerando la profundidad de foco del ojo y el punto próximo donde el individuo puede todavía ver bien el optotipo utilizado, corresponden a los límites de la acomodación. Dos son los procedimientos
20 clínicos para la evaluación de la acomodación. Mediante el uso de una tarjeta de lectura con letras de un tamaño reducido, ajustadas a la distancia de la prueba y anteponiendo lentes negativas o cóncavas mientras está compensado el ojo con su refracción en visión lejana. En segundo lugar, realizando una maniobra de acercamiento de la tarjeta de lectura hasta que el ojo vea las letras borrosas sin
25 posibilidad de reenfocarlas por la cercanía al ojo, se obtiene el punto próximo de acomodación o distancia más cercana, donde el ojo ya no puede enfocar cualquier objeto y con el cálculo de la inversa de esa distancia en metros y compensado el ojo con la compensación con lentes, obtenemos el valor de la amplitud de acomodación. Con estos procedimientos se quiere conocer el límite entre los que se encuentra la
30 visión nítida. Esta información permite saber si hay algún problema acomodativo, de forma directa, con la prueba monocular.

Al utilizar dos tipos de lentes o distancias diferentes de observación, se quiere comprobar el tipo de capacidad acomodativa y por lo tanto, su rango de enfoque que
35 le permita ver nítido a cualquier distancia, donde el ojo tiene que enfocar de inmediato

- para aclarar lo que ve, entre el infinito óptico y el punto próximo de acomodación. Así, con lentes positivas o mirando de lejos, la acomodación se relaja, por lo tanto, si el individuo no es capaz de lograr ver nítido el texto presentado, esto indica que acomoda más de lo necesario. Si un ojo relaja la acomodación, como debería ocurrir en este
- 5 caso, se produce un cambio en el cristalino, de tal manera que se estira, propiciando que la distancia al texto sea mayor. El problema de no poder relajar la acomodación es muy habitual entre jóvenes que se acercan a los dispositivos de forma alarmante y son incapaces de aclarar la imagen cuando levantan la mirada.
- 10 Con lentes negativas o mirando de cerca, se produce el caso contrario. La persona tiene que estimular la acomodación para poder enfocar a una distancia de cerca normalizada. Esto ocurre cuando el cristalino se abomba acercando la superficie anterior al texto. Si esto no se produce es por incapacidad para hacerlo y descubrimos una disfunción por no ver de cerca a pesar del esfuerzo.
- 15 En general, existen métodos subjetivos y métodos objetivos para medir la acomodación.
- Para llevar a cabo las técnicas subjetivas, existen distintos tipos de métodos. Algunos
- 20 ejemplos son los siguientes.
- Método de la lente negativa, medida de amplitud de acomodación por acercamiento y alejamiento. El método de la lente negativa se realiza de forma monocular con un foróptero o dispositivo de refracción con la posibilidad de colocar delante de ambos
- 25 ojos accesorios de medida y lentes esféricas y cilíndricas de valores determinados con potencias que cambian de 0.25 en 0.25 D. El método consiste en añadir lentes negativas en pasos de 0.25 D en cada ojo por separado, partiendo de la refracción del ojo para la mejor agudeza visual con la potencia positiva más alta, hasta la borrosidad mantenida de un optotipo o letras con agudeza visual de 0.8 decimal a 40 cm de
- 30 distancia. Alcanzado este punto de borrosidad, se realizan los cálculos para obtener la amplitud de acomodación monocular teniendo en cuenta las lentes de la refracción, la lente anterior que ha producido esa borrosidad mantenida y la distancia de trabajo como estímulo acomodativo. El resultado final se puede comparar con las ecuaciones lineales de Donders y/o Höffstetter que relacionan el valor de la amplitud de la
- 35 acomodación con la edad.

Los dos métodos de alejamiento y acercamiento son iguales en el punto final de la prueba si bien la maniobra es justamente al revés y consisten en acercar o alejar hacia o desde el ojo, respectivamente, el optotipo de letras o un dispositivo de agudeza visual variable en función de la distancia, hasta la borrosidad mantenida, que coincide con el punto próximo de acomodación. El cálculo de la amplitud de acomodación es la inversa de esa distancia en metros.

Algunos ejemplos de técnicas objetivas son los siguientes.

10

McBrien, N.A. y Millodot, M. evaluaron en 1985 el autorrefractómetro de Canon Autorefract R-1 (American Journal of optometry & Physiological Optics; 62: 786-792). Se trata de un instrumento que trabaja con infrarrojos, basado en el principio de enfoque mediante rejillas, cuyo diseño óptico incluye, en primer lugar, entre dos espejos reflectantes de infrarrojos: filtros para convertir la luz al infrarrojo, luces delanteras para la iluminación de los ojos del sujeto a analizar, y una lente objetivo; a continuación incluye otro espejo reflectante de infrarrojos precedido de filtros y seguido de un espejo de reflexión total. El instrumento incluye también otros espejos, lentes y fotorreceptores. Posteriormente, Pugh, J.R. y Winn, B. realizaron una modificación de este autorrefractómetro para utilizarlo como optómetro de infrarrojos de registro continuo (Ophthalmic and Physiological Optics, 1988, Vol. 8, 460-464) y, concretamente, para la medición continua del nivel de acomodación.

20

En US5834528, se describe un retinoscopio que utiliza una pluralidad de fuentes de luz infrarroja situadas cada una a una distancia diferente, o excentricidad, del eje óptico de una cámara. Las múltiples fuentes de luz se escanean mientras se observa el reflejo del fondo del ojo. La detección del reflejo depende del desenfoque del ojo con respecto a la cámara, del tamaño de la pupila, de la excentricidad de la fuente de luz con respecto al eje óptico y de la distancia entre la cámara y el sujeto. Las fuentes de luz son, preferentemente, diodos emisores de luz que parpadean repetida y secuencialmente. Se ocluye la mitad de la abertura de la cámara para poder determinar la cantidad y la dirección del desenfoque. Observando qué LED crea una media luna de luz en la pupila, y midiendo el diámetro de la pupila, se determina el desenfoque relativo del ojo.

35

En WO2021/049710A1, se proporciona un dispositivo para determinar la distancia de acomodación del ojo que incluye: un interferómetro configurado para generar una pluralidad de haces láser de frecuencia modulada en diferentes direcciones y para generar una pluralidad de señales interferométricas, utilizando los haces láser
5 reflejados en las superficies reflectantes del ojo; una unidad de procesamiento de señales configurada para generar un espectro de señal utilizando cada una de las señales interferométricas; una unidad configurada para determinar distancias a las superficies reflectantes del ojo para cada uno de los haces láser; una unidad para determinar coordenadas de puntos en cada una de las superficies reflectantes del ojo
10 para cada uno de los haces láser; una unidad de reconstrucción configurada para generar un modelo de estructura interna del ojo basado en las coordenadas de puntos determinadas, y una unidad configurada para determinar, basándose en dicho modelo de estructura interna del ojo, una distancia de acomodación del ojo.

15 WO2021182737A1 se refiere a un aparato para diagnosticar la presbicia que comprende: una barra de medición, con una escala marcada para medir la distancia, que puede alargarse a lo largo de un eje en una dirección, tiene un extremo frontal dispuesto de manera que mira hacia los ojos del sujeto al que se va a medir la presbicia y un extremo posterior conectado a un soporte; una unidad deslizante instalada de
20 forma móvil en la barra de medición y una ranura de instalación para montar una tarjeta para medir la presbicia.

En WO2022/21645A1, se dan a conocer aparatos, sistemas y métodos para evaluar objetivamente la acomodación del ojo. Entre ellos, se difunde un método que
25 comprende la visualización, en una pantalla lejana, de un estímulo objetivo durante una primera duración y la visualización, en una pantalla cercana, del estímulo objetivo durante una segunda duración. El objeto de estímulo mostrado en la pantalla cercana puede proyectarse sobre un primer divisor de haz situado en un ángulo oblicuo con respecto a la pantalla cercana. El objeto de estímulo visualizado en la pantalla lejana
30 puede estar alineado axialmente con el objeto de estímulo proyectado sobre el primer divisor de haz. El método también puede comprender la obtención, en un controlador, de mediciones relativas a los estados refractivos del ojo durante la primera duración y la segunda duración a partir de un dispositivo refractor en comunicación con el controlador y la determinación, mediante el controlador, de una respuesta
35 acomodativa del ojo basada en parte en los respectivos estados refractivos.

Vista la complejidad de los dispositivos disponibles, se presenta un nuevo dispositivo en el que se ha reducido el número y la complejidad de los elementos necesarios para realizar la medición de la acomodación de manera objetiva, evitando la subjetividad de la medición de la acomodación. Además, el dispositivo se puede combinar con un biómetro (dispositivo que sirve para conocer las medidas exactas del ojo) que permite grabaciones de imágenes del interior del ojo y la valoración de los cambios en el grosor del cristalino para la obtención de un valor objetivo.

10 Descripción detallada de la invención

Dispositivo para la medida objetiva de la acomodación.

El dispositivo de medida objetiva de la acomodación consiste en un dispositivo óptico con una combinación de lentes en su interior que generan un trazado de rayos específico para obtener imágenes fáciles de modificar para planos variables entre infinito y distancias en visión próxima del ojo evaluado.

El dispositivo de medida objetiva de la acomodación tiene una lámina semiespejada inclinada 45° sobre la línea del ojo que se utiliza para proyectar perpendicularmente a la línea del ojo que se está analizando, una imagen, variable en tamaño, con la ayuda de un juego de discos dentados con lentes positivas y negativas, que, combinadas entre sí, intercalan potencias entre -20 y +20 D.

En la posición más alta del dispositivo, alineada con la lámina semiespejada para visualizar simultáneamente el ojo, se coloca una lámina con imagen, retroiluminada. Esta lámina puede incluir imágenes de letras en forma de optotipo, u otro tipo de imágenes. La imagen atraviesa las lentes de los discos dentados además de un juego de lentes complementarias que sirven para compensar la ametropía del ojo (ninguna, una o dos lentes combinadas, con esfera y cilindro si fuera necesario) y que se sujeta en una pletina doble.

Variando las potencias de las lentes de los discos dentados de lentes y combinándolas se consiguen variaciones del tamaño de la imagen y la activación o relajación de la acomodación.

El dispositivo de la invención incluye los elementos necesarios para que se pueda acoplar a cualquier biómetro. Una opción es utilizar la rosca del anillo externo del objetivo del biómetro, incorporando en el dispositivo de la invención un suplemento en
 5 forma de anillo de anclaje, que se puede adherir al instrumento, con las dimensiones del objetivo del instrumento en su cara externa.

Descripción de las figuras

10 **Figura 1.** Envolvente (1) con lámina semiespejada (2) que incluye una pletina doble (3). Con disco dentado de lentes de baja potencia (4) y disco dentado de lentes de alta potencia (5). Dispone de una lámina con imagen (6) iluminada con lámpara (7) tipo LED. Acompaña al objetivo un anillo (8) para sujeción al biómetro. Los discos dentados de lentes (4, 5) y la pletina doble (3) van unidos por un eje (9) de unión y giro. Se
 15 incluye un prisma (10) que proporciona la lectura de potencia de las lentes.

Figura 2. Envolvente (1) que incluye una pletina doble (3). Con disco de lentes de baja potencia (4) y un disco de lentes de alta potencia (5). Tiene un orificio central (11) para la observación del ojo y una lámina transparente (12) fina para cubrir el orificio central
 20 (11). Encima de los discos de lentes (4,5) tenemos un visor de potencias (13) de las lentes.

Figura 3. Disco de lentes de potencias bajas (4), entre 0 y +2.75 D, o disco de lentes de potencias altas (5), entre +3 a +15 y de -3 a -21 D, con 12 orificios (14), disco interno
 25 (15) y abertura (91) para el paso del eje (9) de unión y giro. Entre las lentes se encuentran unas hendiduras (16) para alinear las lentes necesarias en la línea de mirada respecto a la imagen de la lámina con imagen (6).

Figura 4. Vista superior del dispositivo con la envolvente (1) conteniendo la pletina doble (3) que necesita dos soportes (17) para retener la pletina doble (3) que cuenta con banda de sujeción (18), soporte de lente (19), soldadura (20) y pinzas de sujeción de lentes (21) por ambas caras del soporte de lente (19).
 30

Figura 5. A través de la envolvente (1) salen los discos dentados de lentes (4,5) que se bloquean con la lengüeta (22); la potencia de cada lente se indica en el indicador de las potencias (23).

5 Modo de realización de la invención

La presente invención se ilustra adicionalmente mediante los siguientes ejemplos, los cuales no pretenden ser limitativos de su alcance.

Ejemplo 1.

- 10 Se realizó un dispositivo para la medida objetiva de la acomodación con una envolvente (1) de material reciclable y rígido, en este caso el poliestireno, elaborada con dos piezas de simetría especular, como se aprecia en la figura 2, de 200 mm de altura, 140 mm de profundidad y 70 mm de anchura cada una para unir las mediante tornillos dando una anchura total de 140 mm y permitiendo así el acceso a su interior
- 15 donde se ubicaron los diferentes elementos que conforman el dispositivo.

En el interior de la envolvente (1) se colocaron:

- una lámina semiespejada plana (2), cuadrada, de 80 mm de lado, inclinada 45° con respecto a la base del dispositivo (figura 1), situada a nivel de la línea de mirada del ojo del sujeto que se quiere evaluar;
- 20 • una pletina doble (3), que se muestra en la figura 4, con dos soportes (17) a los que se engancha una banda de sujeción (18), un soporte de lentes (19) con una soldadura (20) y dos pinzas (21), cada una por una de las caras del soporte de lente (19), para insertar en la pletina doble (3) las lentes que sean necesarias para
- 25 compensar la posible ametropía del ojo a evaluar, situada a 100 mm del centro de la envolvente y a 90° de la línea de mirada del sujeto que se va a evaluar;
- a 20 mm por encima de la pletina doble (3), 2 discos dentados de lentes (4, 5) (figura 3) separados entre sí 2 mm, con potencias diferentes para combinarlas y permitir cambios entre +20 D y – 20 D, siendo los discos de 120 mm de diámetro con 12 orificios (14) de 12 mm de diámetro cada uno, donde se adhieren las lentes de las diferentes potencias, necesarias para obtener la variación de potencias
- 30 indicada;
- 50 mm por encima de los discos dentados de lentes (4, 5) se situó una lámina con imagen (6) en forma de optotipo de E, con unas dimensiones de 5 minutos de

arco para 240 mm totales, impresa en una lámina translúcida; situada entre el ojo y la imagen con el trazado de rayo establecido.

- en la parte superior del dispositivo se situó una lámpara (7) (figura 1) tipo LED para iluminar la lámina con imagen (6) y proyectarla en el ojo del sujeto observado;
- 5 • un eje (9) de unión y giro que une los discos (4, 5) y la pletina doble (3) (figura 1);
- un prisma (10) que proporciona la lectura de potencia de las lentes de los discos dentados de lentes (4, 5) (figura 2);
- un visor de potencias (13) de las lentes situadas en los discos dentados de lentes (4, 5) (figura 2);
- 10 • un orificio central (11) cubierto por una lámina transparente (12) y ubicado en la parte frontal de la envolvente (1) (figura 2), es decir, en la cara más próxima al ojo a evaluar.

De los dos discos dentados de lentes (4, 5), uno es un disco de lentes de baja potencia (4) y el otro es un disco de lentes alta potencia (5). En este ejemplo, cada uno de los
15 discos se diseñó con 12 orificios (14) en los que se encajaron lentes de distintas potencias: entre 0 y +2,75 D en el disco de lentes potencias bajas (4) y entre +3 a +15 y -3 a -21 D en el disco de lentes de potencias altas (5). Para hacerlos dentados, se practicaron hendiduras (16) en la parte externa de los discos dentados de lentes (4,
20 5), realizando una hendidura (16) en cada espacio entre dos orificios (14) para lentes. En el centro de cada uno de los discos dentados (4, 5) se colocó un disco interno (15) como refuerzo de la abertura (91) realizada en el centro de cada disco dentado (4, 5) para el paso del eje (9) de unión y giro (figura 3). Adicionalmente, se incluyó, en posición superior con respecto a los dos discos dentados (4, 5) y en la parte frontal de
25 la envolvente (1) un visor de las potencias de las lentes ubicadas en los dos discos dentados (4, 5) y utilizadas en cada ensayo.

Para cambiar la potencia de la lente seleccionada de los discos dentados de lentes (4, 5), basta con hacer girar el disco dentado (4 y/o 5). Para que se mantenga fijo, se
30 incluyó en la parte interna de la envolvente (1), una lengüeta (22) que se inserta en la hendidura (16) que se seleccione. Por otro lado, en los discos dentados de lentes (4, 5), en el espacio entre los orificios (14) y el disco interno (15), se indicaron las potencias de las respectivas lentes en el espacio que denominamos indicador de potencias (23) y que se pueden observar a través del visor de potencias (13) de las
35 lentes (figura 5).

En la parte frontal de la envoltura (1) se practicó un orificio (11) de 90 mm de diámetro cuyo centro se encuentra en línea con el centro de la lámina semiespejada (2) y en línea con el ojo que se quiere evaluar; este orificio (11) se cubrió con una lámina
5 transparente (12), fina y con antirreflejante.

Se añadió un elemento adicional: un anillo (8) de 100 mm de diámetro interior de poliestireno, diseñado de tal forma que permitió la adhesión del dispositivo de la invención a un biómetro. Para ello, el anillo (8) se elaboró con una rosca interior para
10 poder enroscar el dispositivo al biómetro.

De esta manera, el dispositivo se puede unir al objetivo de un biómetro y se pueden interponer imágenes entre el ojo y la lámina con imagen (6) a una distancia relativa (en el sentido de que al variar el tamaño de la imagen se modifica la distancia relativa
15 entre puntos) a 40 cm que se va a modificar con lentes, es decir, se trata de reducir el tamaño de la imagen para que aparente estar más lejos a mayor potencia negativa para hacer variar la pupila y el cristalino en función de la acomodación. Se observarán variaciones en la curvatura y grosor del cristalino confirmando una respuesta, o no, adecuada al estímulo a la distancia establecida (40 cm). Esto nos proporciona las
20 medidas de grosor de cristalino y la confirmación de una adecuada amplitud de acomodación o, por el contrario, de una inadecuada amplitud de acomodación, problema que afecta al rendimiento visual en cerca.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la medida objetiva de la acomodación que consiste en una lámina semiespejada plana (2), inclinada 45° con respecto a la base del dispositivo y situada a nivel de la línea de mirada del ojo del sujeto que se quiere evaluar, y los siguientes elementos situados a lo largo del eje de visión perpendicular a la base del dispositivo:
 - elementos de sujeción de lentes necesarias para compensar la ametropía del ojo a evaluar;
 - un disco dentado de lentes de baja potencia (4) y un disco dentado de lentes de alta potencia (5) cada uno de los cuales soporta lentes de distintas potencias;
 - una lámina con una imagen (6);
 - una lámpara (7) con la que retroiluminar la lámina con una imagen (6);
 - un eje (9) de unión y giro que une los discos dentados (4, 5) y los elementos de sujeción de las lentes necesarias para compensar la ametropía del ojo a evaluar;todo ello incluido en una envolvente (1) que cuenta con un orificio central (11) ubicado en la parte central de su cara frontal y cuyo centro está en línea con el centro de la lámina semiespejada (2), y con un anillo (8) en la cara opuesta al orificio central (11) para unirse a un biómetro.
2. Dispositivo según la reivindicación 1 en el que los elementos de sujeción de lentes necesarias para compensar la ametropía son: una pletina doble (3) con dos soportes (17) a los que se engancha una banda de sujeción (18), un soporte de lentes (19) con una soldadura (20) y dos pinzas (21), cada una por una de las caras del soporte de lente (19).
3. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que el disco dentado de lentes de baja potencia (4) y/o el disco dentado de lentes de alta potencia (5) presentan orificios (14) en los que se insertan lentes de distintas potencias y hendiduras (16) entre cada dos orificios (14) que coinciden con una lengüeta (22) ubicada en la parte interior de la envolvente (1) para mantener en posición fija cada disco dentado (4,5).
4. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores que incluye indicadores de potencias (23) en los discos dentados (4,5), un prisma (10) que

proporciona la lectura de potencia de las lentes de los discos dentados de lentes (4, 5) y un visor de potencias (13) en el exterior de la envolverte (1).

5. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que las lentes
5 positivas y las lentes negativas de los discos dentados (4,5) combinadas entre sí intercalan potencias entre -20 y +20 D.

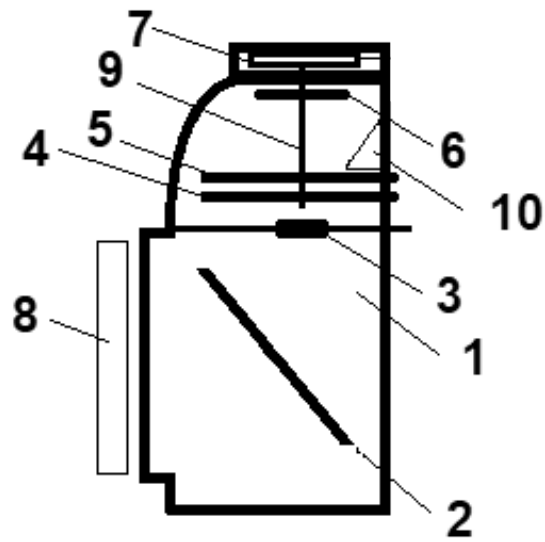


Figura 1

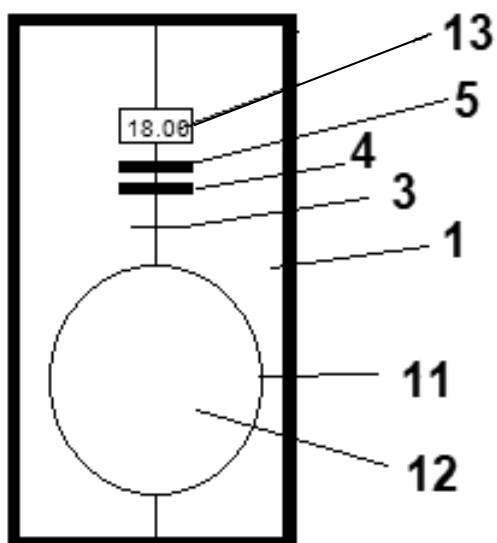


Figura 2

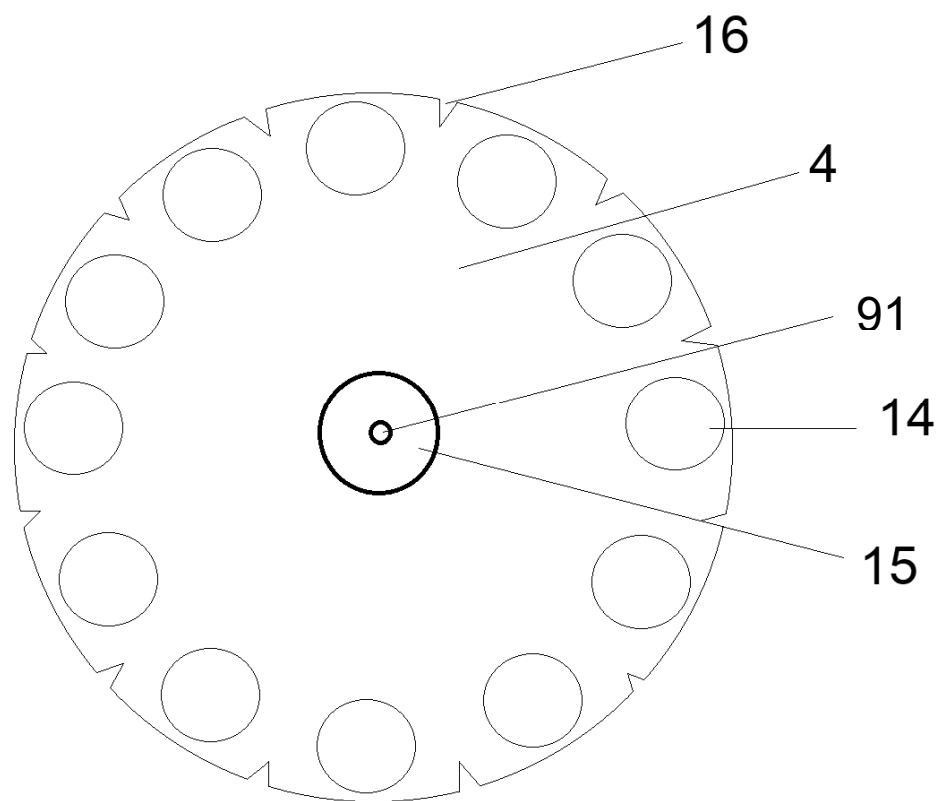


Figura 3

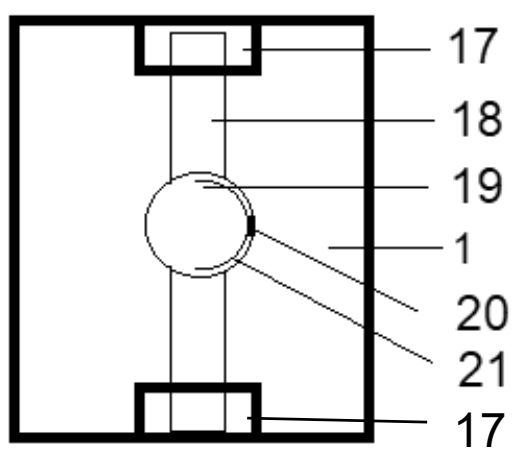


Figura 4

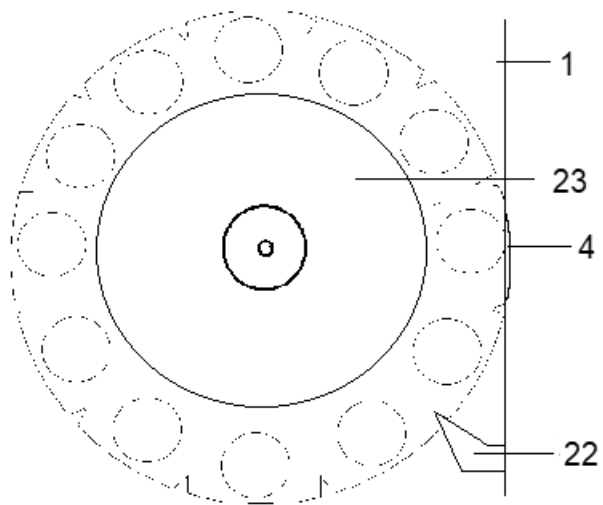


Figura 5



21 N.º solicitud: 202330407
22 Fecha de presentación de la solicitud: 24.05.2023
32 Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

51 Int. cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	56 Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
Y	US 2005122474 A1 (KORETZ, JANE F.) 09/06/2005, figuras 1-6, reivindicación 1.	1-5
Y	SCHACHAR, RONALD A. et al.: "Image registration reveals central lens thickness minimally increases during accommodation". Clinical ophthalmology (Auckland, N.Z.) New Zealand 2017, 30/11/2016, Vol. 11, Páginas 1625 - 1636 [en línea] [recuperado el 23/04/2024], ISSN 1177-5467 (Print), <DOI: doi:10.2147/OPHTH.S144238 pubmed: 28979092>. pág. 1627, figura 1.	1-5
A	EP 2272418 (UNIVERSITAT POLITECNICA DE CATALUNYA) 12/01/2011, párrafo 31.	1-5
A	US 2004041980 A1 (LAGUETTE, STEPHEN W.) 04/03/2004, Todo el documento.	1-5
A	ES 1263065 U (UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID) 18/03/2021, figura 4, reivindicación 1.	1-5
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 08.05.2024	Examinador C. Ortiz Martínez	Página 1/2

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

A61B3/09 (2006.01)

A61B3/10 (2006.01)

A61B3/00 (2006.01)

A61B3/18 (2006.01)

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

A61B

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

AbS, WPIAP, Internet