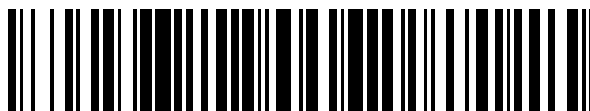


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 380 469**

21 Número de solicitud: 201031526

51 Int. Cl.:
A61B 3/103 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación: **15.10.2010**

43 Fecha de publicación de la solicitud: **14.05.2012**

43 Fecha de publicación del folleto de la solicitud:
14.05.2012

71 Solicitante/s:
**UNIVERSIDAD DE MURCIA
AV. TENIENTE FLORESTA S/N
30003 MURCIA, ES**

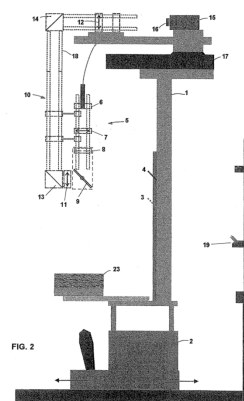
72 Inventor/es:
**JAEKEN, BART y
ARTAL SORIANO, PABLO**

74 Agente/Representante:
de Elzaburu Márquez, Alberto

54 Título: **INSTRUMENTO PARA LA MEDIDA RÁPIDA DE LAS PROPIEDADES ÓPTICAS DEL OJO EN TODO EL CAMPO VISUAL.**

57 Resumen:

Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, incluyendo la refracción y las aberraciones, que comprende un bastidor (1) montado sobre una mesa oftalmológica (2) que se puede orientar en tres direcciones perpendiculares X, Y, Z y con una superficie de apoyo (19) para la cabeza, con un espejo caliente (3) y un espejo largo (4) solidarios al bastidor (1) delante de la cabeza. También comprende un subconjunto de iluminación (5) constituido por un cabezal (6) de fibra óptica, una lente L1 (7), un diafragma (8) D y un divisor (9) de haz BS, y un subconjunto de medida (10) con dos lentes L2 (11) y L3 (12), dos espejos M1 (13) y M2 (14) y una cámara (15) adaptada con una matriz (16) de micro-lentes a su entrada, de tal modo que dicha cámara (15) está colocada en el plano focal de las micro-lentes. El bastidor (1) presenta un motor (17) cuyo eje puede girar alrededor de la dirección Y, al que se acopla un brazo (18) que puede girar con dicho eje, estando los componentes del subconjunto de iluminación (5), los componentes del subconjunto de medida (10) y la cámara (15) con la matriz (16) de micro-lentes montados sobre dicho brazo (18).



ES 2 380 469 A1

DESCRIPCIÓN

Instrumento para la medida rápida de las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual.

Campo de la invención

5 La presente invención se refiere a un instrumento para medir las propiedades ópticas, refracción y aberraciones, del ojo en todo el campo visual, de especial aplicación para la prescripción de nuevos sistemas de corrección, como gafas o lentes de contacto, que puedan controlar la miopía en niños y adolescentes.

Antecedentes de la invención

10 Hoy en día, el interés en la calidad de la visión periférica del ojo humano (es decir, aquella que tiene lugar fuera de la zona central donde se ven los detalles con nitidez) es mayor que nunca. Este interés empezó en los años 70 con la sugerencia de que la visión periférica podía ser un factor importante que influyera en el desarrollo de la miopía (véase, por ejemplo, la publicación de F. Rempt, J. Hoogerheide, y W.P.H. Hoogenboom, "Peripheral Retinoscopy and Skiagram", Ophthalmologica 162, 1-10 (1971), o la publicación de J. Hoogerheide, F. Rempt, y W.P.H. Hoogenboom, "Acquired Myopia in Young Pilots", Ophthalmologica 163, 209-215 (1971)).

15 Para investigar dicha sugerencia varios laboratorios han realizado experimentos con animales, según se puede comprobar en las siguientes publicaciones:

- F. Schaeffel, A. Glasser y H.C. Howland, "Accommodation, refractive error and eye growth in chickens", Vision Res. 28, 639-657 (1988).

- S. Diether y F. Schaeffel, "Local changes in Eye Growth induced by Imposed Local Refractive Error despite Active Accommodation", Vision Res. 37, 659-668 (1997).

20 - E.L. Smith, C. Kee, R. Ramamirham, Y. Qiao-Grider y L. Hung, "Peripheral Vision Can Influence Eye Growth and Refractive Development in Infant Monkeys", Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 46, 3965-3972 (2005).

25 - E.L. Smith, R. Ramamirham, Y. Qiao-Grider, L. Hung, J. Huang, C. Kee, D. Coats y E. Paysse, "Effects of Foveal Ablation on Emmetropization and Form-Deprivation Myopia", Investigative Ophthalmology & Visual Science 48, 3914-3922 (2007). D.O. Mutti, R.I. Sholtz, N.E. Friedman y K. Zadnik, "Peripheral Refraction and Ocular Shape in Children", Investigative Ophthalmology & Visual Science 41, 1022-1030 (2000).

La importancia de la visión periférica en el desarrollo de la miopía se ha reproducido en pruebas en primates y otros animales. En cuanto a los experimentos realizados en el ojo humano, varios grupos de investigación han encontrado correlaciones que pueden indicar que un ojo que tiene relativamente más hipermetropía en la retina periférica que en la fovea tiene más probabilidad de desarrollar miopía, de acuerdo con las siguientes publicaciones:

30 - A. Seidemann, F. Schaeffel, A. Guirao, N. Lopez-Gil y P. Artal, "Peripheral refractive errors in myopic, emmetropic, and hyperopic young subjects", J. Opt. Soc. Am. A 19, 2363-2373 (2002).

- J. Wallman y J. Winawer, "Homeostasis of Eye Growth and the Question of Myopia", Neuron 43, 447-468 (2004).

35 - D.A. Atchison, N. Pritchard, K.L. Schmid, D.H. Scott, C.E. Jones y J.M. Pope, "Shape of the Retinal Surface in Emmetropia and Myopia", Investigative Ophthalmology & Visual Science 46, 2698-2707 (2005).

- D.O. Mutti, J.R. Hayes, G.L. Mitchell, L.A. Jones, M.L. Moeschberger, S.A. Gotter, R.N. Kleinstein, R.E. Manny, J.D. Twelker y K. Zadnik, "Refractive Error, Axial Length, and Relative Peripheral Refractive Error before and after the Onset of Myopia", Investigative Ophthalmology & Visual Science 48, 2510-2519 (2007).

40 - L. Lundström, A. Mira-Agudelo y P. Artal, "Peripheral optical errors and their change with accommodation differ between emmetropic and myopic eyes", Journal of Vision 9(6):17, 1-11 (2009).

- X. Chen, P. Sankaridurg, L. Donovan, Z. Lin, L. Li, A. Martinez, B. Holden y J. Ge, "Characteristics of peripheral refractive errors of myopic and non-myopic Chinese eyes", Vision Res. 50, 31-35 (2010).

- W.N. Charman, H. Radhakrishnan, "Peripheral refraction and the development of refractive error: a review", Optical. Physiol. Opt. 30, 321-338 (2010).

45 Debido a la hipermetropía en la retina periférica, la imagen se encuentra enfocada detrás de la retina. Para tener esta imagen enfocada, la retina periférica del ojo crece para compensarlo y al mismo tiempo empuja la retina central hacia atrás, produciendo miopía. El primer estudio con niños que llevaban gafas especialmente desarrolladas para eliminar la hipermetropía en la retina periférica con el objeto de prevenir el desarrollo de la miopía se corresponde con la publicación de P.R. Sankaridurg, L. Donovan, S. Varnas, X. Chen, Z. Lin, S. Fisher, A. Ho, J. Ge,

E. Smith y B. A. Holden, *“Progression of Myopia With Spectacle Lenses Designed to Reduce Relative Peripheral Hyperopia: 12 Months Results”*, ARVO 2010 abstract, program # 2206.

La solicitud de patente española 200900692, referida a un “Dispositivo de corrección óptica de refracción en la retina periférica de manera asimétrica para el control de la progresión de la miopía”, desarrolla otra versión de estos dispositivos para la profilaxis y prevención de la miopía en niños y/o adolescentes. En efecto, se trata de un dispositivo óptico modificador de la óptica del ojo en su retina periférica en la profilaxis de la progresión de la miopía, que está constituido por una lente que en su cuadrante nasal-inferior modifica la potencia de la lente de forma progresiva. El resto de los cuadrantes del dispositivo presenta una configuración de cristal graduado o de cristal plano, en función de que el usuario tenga algún defecto visual que requiera corrección óptica, o carezca de dicho defecto, respectivamente. La lente puede ser bien una lente óptica, una lente de contacto o sistemas electro-ópticos.

La técnica más utilizada actualmente para medir las aberraciones oculares está basada en el denominado sensor de frente de onda de Hartmann-Shack. Dicho método se emplea en muchos laboratorios de investigación del mundo entero y es también el más utilizado en los sistemas disponibles comercialmente. Consiste en una matriz de micro-lentes, que está conjugada ópticamente con la pupila del ojo, y una cámara colocada en el plano focal de las micro-lentes. Si un frente de onda plano llega al sensor, la cámara registra una distribución perfectamente regular de puntos, mientras que si se trata de un frente de onda deformado (es decir, con aberraciones), la distribución de los puntos será irregular. Matemáticamente, el desplazamiento de cada punto es directamente proporcional a la derivada del frente de onda sobre cada micro-lente. La aberración de onda se calcula a partir de las imágenes de los puntos.

Para investigar bien el impacto de la visión periférica es importante disponer de instrumentos que sean capaces de medirlo rápidamente y con la precisión necesaria. Anteriormente se han usado instrumentos desarrollados para medir la refracción y/o las aberraciones de la visión central (en la fovea). La única diferencia es que de manera secuencial hacen que el sujeto mire según distintos ángulos mientras se toman medidas con el instrumento fijo. Las medidas requieren mucho tiempo (varios minutos) y con el objeto de disminuir el tiempo, se reduce la cantidad de ángulos, lo que da como resultado una resolución angular pobre. Además, existen dudas sobre si al girar el ojo pueden cambiar las aberraciones por la tensión de los músculos del ojo sobre la óptica del ojo.

Existe una demanda de instrumentos que exploren todos los ángulos del ojo para mejorar las medidas. La principal diferencia entre un sistema estático y un sistema de barrido es que en el primero el sujeto necesita cambiar su línea de visión, y en el segundo es el instrumento el que cambia su posición para medir otros ángulos.

Se conocen dos instrumentos que realizan un barrido para medir la calidad óptica periférica del ojo. El “peripheral photorefractor”, del documento de J. Taberner y F. Schaeffel, *“Fast scanning photoretinoscope for measuring peripheral refraction as a function of accommodation”*, J. Opt. Soc. Am. A. 26, 2206-2210 (2009), es un sistema que sólo mide la refracción del ojo en un meridiano de la pupila. El instrumento se mueve en una traslación lineal girando al mismo tiempo un divisor de haz. El rango de barrido es de 90 grados. Las ventajas del sistema son que su campo de barrido es grande y que la alineación del sujeto es menos crítica; sin embargo, presenta varias desventajas muy importantes. La base de funcionamiento del método es empírica, y la calibración de la reflexión de la luz en el fondo del ojo es vital para obtener resultados correctos. Por otro lado, sólo se puede medir la refracción de un meridiano. Es decir, proporciona medidas muy parciales de la óptica periférica del ojo. Además, debido a su diseño, un espejo se mueve enfrente del sujeto; esto puede ser una fuente de error para sujetos sin experiencia, ya que tenderán a seguirlo durante las medidas.

El otro escáner, correspondiente al documento de X. Wei y L. Thibos, *“Design and validation of a scanning Shack Hartmann aberrometer for measurements of the eye over a wide field of view”*, Optics express 18, 1134-1143 (2010), mide las aberraciones del ojo con la técnica de Hartmann-Shack (HS). Como se ha indicado anteriormente, esta técnica mide el frente de onda que sale el ojo (véanse los documentos de J. Liang, B. Grimm, S. Goelz and J.F. Bille, *“Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor”*, J. Opt. Soc. Am. A 7, 1949-1957 (1994); P. M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goelz, P. Artal, *“Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye”*, J. Opt. Soc. Am. A, 17, 1388-1398 (2000)). Las ventajas del instrumento son que los únicos elementos que se mueven son dos espejos y que se miden todas las aberraciones, además de la refracción. El campo a medir no solamente es la retina nasal y temporal, sino también la retina inferior y superior. Las desventajas son que la densidad de medidas es muy baja y sólo puede medir un campo de 30 grados, que es demasiado poco para tener una buena idea de la visión periférica. Este sistema, ya publicado, cubre poco campo y es lento (para medir sólo 37 ángulos emplea 8 segundos).

Existe, pues, la necesidad de disponer de un instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo, refracción y aberraciones, que sea rápido, robusto, preciso y sencillo, y que permita realizar las medidas en un campo visual amplio.

Sumario de la invención

Así, pues, el objeto de la presente invención es proporcionar un instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual que resuelva los inconvenientes mencionados.

La presente invención se refiere a un nuevo instrumento y a un nuevo modo de aplicación de la técnica que puede aplicarse para conocer mejor la contribución de la visión periférica al desarrollo de la miopía, y que puede ser usado para la prescripción personalizada de nuevos sistemas de gafas para la prevención de la miopía mediante el control de la óptica periférica.

5 La invención proporciona un instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, incluyendo la refracción y las aberraciones, que comprende un bastidor montado sobre una mesa oftalmológica, la cual se puede orientar en tres direcciones perpendiculares X, Y, Z, estando las direcciones X, Z sobre un mismo plano y la dirección Y perpendicular al plano sobre el que se encuentran las direcciones X, Z, teniendo el bastidor una superficie de apoyo para la cabeza del sujeto sobre cuyos ojos van a realizarse las medidas, con un espejo caliente y un espejo largo solidarios al bastidor y situados delante de la cabeza del sujeto, comprendiendo adicionalmente el instrumento un subconjunto de iluminación constituido por un cabezal de fibra óptica, una lente L1, un diafragma D y un divisor de haz BS, y un subconjunto de medida con dos lentes L2 y L3, dos espejos M1 y M2 y una cámara adaptada con una matriz de micro-lentes a su entrada, de tal modo que dicha cámara está colocada en el plano focal de las micro-lentes, en el que el bastidor presenta un motor montado sobre él cuyo eje puede girar alrededor de la dirección Y, al que se acopla un brazo que puede girar con dicho eje, estando los componentes del subconjunto de iluminación, los componentes del subconjunto de medida y la cámara con la matriz de micro-lentes montados sobre dicho brazo.

20 Mediante esta configuración con un brazo giratorio sobre el que se montan los componentes del subconjunto de iluminación, del subconjunto de medida y la cámara con la matriz de micro-lentes se logra que la distancia entre el plano de pupila del ojo del sujeto sobre el que se van a realizar las medidas y los componentes situados en dicho brazo sea la misma para todos los ángulos, siendo el eje de rotación el propio eje del motor.

Otra ventaja de la invención es que el sujeto cuyo ojo va a medirse permanece fijo, sin tener que cambiar su línea de visión.

25 Otra ventaja de la invención es que permite que el sujeto cuyo ojo va a medirse permanezca estático y cómodo, al poder estar provisto el instrumento de una mentonera para el apoyo del mentón.

Otras características y ventajas de la presente invención se desprenderán de la descripción detallada que sigue de una realización ilustrativa de su objeto en relación con las figuras que se acompañan.

Breve descripción de los dibujos

30 A continuación se ilustrará de manera no limitativa el objeto de la presente invención, haciendo referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales:

La figura 1 muestra un esquema de los componentes ópticos del instrumento de la invención.

La figura 2 muestra una vista lateral del instrumento de la invención con sus componentes.

La figura 3 muestra una vista frontal del instrumento de la invención con sus componentes.

Descripción detallada de la invención

35 En la figura 1 se representan esquemáticamente los componentes ópticos que forman el instrumento de la invención, y en las figuras 2 y 3 se representa el instrumento de la invención montado con todos sus componentes.

40 Como se observa en dichas figuras, el instrumento comprende un bastidor 1 montado sobre una mesa oftalmológica 2, la cual se puede orientar en tres direcciones perpendiculares X, Y, Z. Las direcciones X, Z se encuentran sobre un mismo plano y la dirección Y perpendicular al plano sobre el que se encuentran las direcciones X, Z (véase el sistema de ejes representado en la figura 2). El bastidor 1 tiene una superficie de apoyo 19 para la cabeza del sujeto sobre cuyos ojos van a realizarse las medidas. Situados delante de la cabeza del sujeto y solidarios al bastidor 1 hay un espejo caliente 3 y un espejo largo 4.

45 El instrumento comprende también un subconjunto de iluminación 5 constituido por un cabezal 6 de fibra óptica, una lente 7 (L1), un diafragma 8 (D) y un divisor 9 de haz (BS), un subconjunto de medida 10 con dos lentes 11 (L2) y 12 (L3), dos espejos 13 (M1) y 14 (M2) y una cámara 15 con una matriz 16 de micro-lentes a la entrada de la cámara 15, de tal modo que dicha cámara 15 está colocada en el plano focal de las micro-lentes. El bastidor 1 presenta un motor 17 montado sobre él (situado en la parte superior del bastidor 1 en la realización de las figuras 2 y 3) cuyo eje puede girar alrededor de la dirección Y, al que se acopla un brazo 18 que puede girar con dicho eje. Los componentes del subconjunto de iluminación 5, los componentes del subconjunto de medida 10 y la cámara 15 con la matriz 16 de micro-lentes se encuentran montados sobre dicho brazo 18.

50 La luz de entrada 20 aparece representada en trazo lineal fino y oscuro a partir del cabezal 6 de fibra óptica, y la luz de salida 21 aparece con un trazo generalmente más grueso.

El motor 17 empleado puede ser un servomotor de corriente continua. Asimismo, el movimiento del motor 17 puede estar regido por un controlador para servomotor de corriente continua.

El instrumento puede comprender adicionalmente un puntero láser montado en la mesa oftalmológica 2. El objeto de este elemento es ayudar a que el sujeto fije la mirada en un punto (en este caso, el punto rojo que origina el puntero láser reflejado sobre una superficie situada frente al instrumento).

El brazo 18 que se acopla al eje del motor 17 y sobre el que se montan los componentes del subconjunto de iluminación 5, los componentes del subconjunto de medida 10 y la cámara 15 con la matriz 16 de micro-lentes puede tener forma de L. En la figura 2 se observa que los componentes del subconjunto de iluminación 5 y los componentes del subconjunto de medida 10 se encuentran sobre el brazo vertical; el brazo horizontal permite distanciar dichos componentes la medida deseada con respecto al bastidor 1 del instrumento.

Asimismo, la superficie de apoyo 19 para la cabeza del sujeto sobre cuyos ojos van a realizarse las medidas puede consistir en una mentonera con una parte curvo-cóncava central, que permite fijar la cabeza del sujeto de manera cómoda.

El diseño del instrumento se ha centrado en medir solo un meridiano visual, aunque su uso podría hacerse en todas las direcciones en la retina. Elegimos el meridiano horizontal porque se ha encontrado que este meridiano es el más indicado para estar relacionado con la posibilidad de desarrollar miopía en los estudios realizados hasta ahora. Todavía no está claro el ángulo hasta el cual la visión periférica puede ser importante. Por eso se busca el ángulo lo más grande posible hasta el cual la técnica de Hartmann-Shack (en la que está basado) puede funcionar sin problemas. El límite es alrededor de 35° a 40° de ángulo visual. Para más de 40° en muchos sujetos el tamaño del radio más pequeño de la pupila elíptica resulta ser demasiado pequeño. El instrumento ha sido desarrollado para escanear sobre un campo de 90° y medir los 80° centrales del campo visual. La velocidad de la medida es importante para la precisión de los resultados. Hay varias fuentes dinámicas en el ojo (acomodación, cambios de la capa de lagrime y movimientos micro y macro sacádicos) que pueden influir en la refracción y las aberraciones del ojo. Para reducir el impacto de estas fuentes de error es muy importante que las medidas se hagan rápido (del orden de segundos). También la duración de las medidas es muy importante desde el punto de vista de la utilización en la práctica clínica del instrumento. Una medida integral (81 medidas sobre el meridiano horizontal) lleva 1.8 segundos. Esto da la posibilidad de medir el ojo en el mismo estado varias veces. El promedio da un resultado todavía más preciso.

Se elige una resolución angular de una imagen por ángulo. La resolución alta también mejora la precisión de los resultados. Puesto que se sabe que la variación de las aberraciones cambia con una frecuencia baja, también se sabe que cuando se miden cambios bruscos se debe muy posiblemente a una imagen corrupta, lo cual se puede eliminar sin perder mucha información.

Un gran diferencia entre las medidas estáticas y las medidas que se realizan escaneando se ha explicado anteriormente. Cuando el sujeto no necesita cambiar la dirección de la mirada entre las distintas medidas, el tiempo de medida puede ser más corto y el ojo mantiene durante las medidas la misma tensión de la musculatura del ojo. Puesto que la comodidad del sujeto es muy importante para obtener buenas medidas, se usa en nuestro diseño una mentonera para fijar la cabeza y no hay componentes que se muevan en la línea de fijación del sujeto.

Para la precisión de la medida es importante que la distancia entre el plano de pupila 22 del ojo (PP) y el sensor HS sea igual en todo ángulo. Por eso la base de nuestro instrumento es un movimiento de rotación para que cada punto de un círculo esté exactamente a la misma distancia del centro. El punto de rotación es el centro del motor 17. Este punto está trasladado al PP 22 del ojo con un brazo 18 en la forma L que contiene distintos componentes ópticos. Calcular las dimensiones del sistema es necesario para optimizar diversos parámetros. El radio de rotación es una función de las dimensiones deseadas, el rango angular de barrido, la reducción de la óptica del telescopio, el peso del sistema y el uso de los componentes óptico y mecánico estándar.

El brazo 18 L contiene dos partes. Una parte de iluminación 5 y una parte de medida. Es muy importante que el plano focal de L2 coincida siempre con el PP 22 del ojo. Está montado a un motor 17 que puede girar sobre el ángulo RY. Aunque no es deseable tener componentes moviéndose en el campo visual del sujeto, el diseño contiene un espejo largo 4 (LM) y un espejo "caliente" 3 (HM). Ambos componentes son fijos. Puesto que el espejo caliente 3 es el único componente situado enfrente del ojo del sujeto, éste tiene un campo visual abierto. La figura 1 muestra un esquema del sistema.

Un servomotor de corriente continua controlado por un controlador puede tener velocidades de 90°/s. Un láser de diodo (cuya longitud de onda de la luz es de 780 nm) conectado a una fibra óptica sirve como luz de iluminación. La luz entra en el instrumento en el punto F. D da la posibilidad de cambiar el tamaño del haz entre 1 mm para medir y 12 mm para tomar imágenes de referencia. Para disminuir el tamaño del sistema y el peso solo se usa un telescopio (L2-L3) esta usado. ML se monta mediante una montura tipo C a la cámara 15. La cámara 15 puede ser de diversas tecnologías, tamaños de sensor y resoluciones temporales. En el caso del prototipo desarrollado para implementar esta invención tiene una matriz de píxeles de 1024 a 768 con 8 bit resolución y puede medir hasta 117 imágenes por segundo. El motor 17 funciona con un cable de USB y la cámara 15 por un puerto

Ethernet estándar, lo que hace que se pueda usar un ordenador básico. Se diseña un soporte específico para disponer todos los componentes del instrumento montados a una mesa oftalmológica 2 XYZ con mentonera. La mesa da la posibilidad al operador del instrumento de alinear el instrumento al ojo (derecho o izquierdo) del sujeto sin muchas molestias por el lado de sujeto. Las figuras 2 y 3 son dos vistas del sistema.

5 El único componente óptico que no es estándar es el espejo largo 4 (220 x 35 mm). Este componente es necesario ya que no se desea tener componentes que se muevan en la línea de mirada del sujeto. Para la fijación el sujeto necesita mirar a un punto rojo creado por un puntero láser al muro situado enfrente del instrumento. El láser esta fijado a la mesa XYZ y siempre da la posición correcta para la fijación en cualquier posición de la mesa.

10 La alineación del instrumento con el sujeto significa poner el punto focal de L2 en el centro del PP 22. La alineación sigue un protocolo fijo y preestablecido. Se usan dos cámaras. Una muestra la cara/ojos del sujeto. Si la luz de iluminación no entra en el ojo, se puede ver en la imagen de esta cámara, con un punto a la cara del sujeto. Una vez que el alineamiento XY está hecho, se mueve el sistema hasta la posición donde el haz de medida entra en el ojo. Una vez que el haz entra en el ojo, la cámara HS empieza a registrar imágenes. La primera alineación en dirección Z se hace también con la cámara auxiliar. Se acerca el sistema hasta que la cruz dibujada en la pantalla se superpone en la pupila del ojo. Para poner el sistema en su posición correcta, el brazo 18 del sistema se mueve hasta 40°. Cuando la imagen de HS esta en el mismo lugar que la imagen a 0°, el sistema está alineado. Para asegurar que las medidas van a estar bien siempre, se debe poner el sistema también en -40°. Un operador con experiencia puede alinear el instrumento con el sujeto en alrededor de 1 minuto.

20 La grabación de las imágenes está totalmente automatizada. Para controlar el instrumento se desarrolla un programa. El movimiento del motor 17 y la grabación de imágenes con la cámara HS están sincronizados mediante el software. La velocidad de la grabación se calcula para optimizar diversos parámetros, como la intensidad de la iluminación, la velocidad máxima del motor 17, la velocidad máxima de la cámara 15, la sensibilidad de la cámara 15 y los límites del software de sincronización. Para disminuir el tiempo de grabación se mide de manera continua. Este método tiene la desventaja de que no se mide la calidad óptica de un solo punto, sino el resultado de una integración sobre un pequeño camino recorrido. Para reducir el error, el camino de integración nunca es más del 50% de la distancia entre dos medidas. Por eso todas las medidas están aisladas. También el error es muy pequeño porque la densidad de medidas es más alta que la variabilidad de aberraciones ópticas que se están investigando, lo que significa que se integra sobre un campo con valores iguales. El método ofrece más ventajas, ya que no se pierde resolución. La integración reduce el importante problema del moteado coherente ("speckle") que normalmente daña las imágenes tomadas a velocidad alta y da como resultado imágenes de mejor calidad para ser analizadas y procesadas. Además, puesto que el instrumento puede moverse sin parar, no hay perturbaciones de la imagen debidas a vibraciones del motor 17.

35 Los ajustes estándar del sistema se detallan a continuación. El sistema escanea sobre un ángulo de 90°. Solamente en la zona central de 80° las imágenes se graban para evitar perturbaciones de la imagen debidas al paro y arranque del motor 17. La potencia de la iluminación es de menos de 10 μ W, que es varios órdenes de magnitud por debajo de los límites de exposición permitidos para esta longitud de onda. El tiempo de exposición es de 9 ms. Se escanea a 50°/s y se graban imágenes a 50 Hz. Esto significa que una imagen es la integración de un camino de 0.45° de ángulo visual y que hay 0.55° de ángulo visible entre las imágenes. Una medida contiene 81 imágenes de HS y su grabación completa lleva 1.8 segundos. Normalmente se repite la medida 4 veces (324 imágenes de HS) y el resultado es el promedio. El tiempo total para esto es de 7.2 segundos que está todavía en el rango en el que el ojo está en un situación constante.

45 Para determinar las aberraciones ópticas a partir de las imágenes de HS se desarrolló un programa que combina distintos algoritmos que se desarrollan para hacer las distintas fases de la elaboración. La primera fase consiste en detectar los puntos en la imagen de HS. La segunda fase consiste en comparar la posición de los puntos midiendo con la posición perfecta. La diferencia entre los dos se usa para determinar la aberración de onda expresada en una serie de polinomios de Zernike. En la última fase los coeficientes se reescalan a una pupila circular de 4 mm. El problema de las pupilas elípticas para las medidas fuera del eje se resuelve mediante el método de un círculo rodeado, como se explica en la publicación de L. Lundström, A. Mira-Agudela y P. Artal, "*Peripheral optical errors and their change with accommodation differ between emmetropic and myopic eyes*", Journal of Vision 9 (6), 1-11 (2009). La refracción se calcula a partir de los coeficientes de segundo orden.

50 Como se ha visto, la técnica básica usada en el instrumento consiste en un sensor H-S. El sistema es capaz de medir todas las aberraciones y la refracción del ojo en un ángulo de 80 grados del campo visual con una resolución de 1 medida por grado. En 1.8 segundos, se pueden medir 81 ángulos distintos. Se utiliza un nuevo método de barrido que da la posibilidad de escanear rápido sobre un ángulo amplio en la retina. Debido a que el método está optimizado desde un punto de vista mecánico para realizar este tipo de medidas, es posible obtener un sistema rápido, robusto, preciso y sencillo.

Con el instrumento de la invención se logra un sistema rápido de medida de la calidad óptica del ojo en la periferia retiniana. Sin movimientos del sujeto, rápido y preciso. Los resultados de refracción y óptica pueden usarse para la prescripción de gafas de control de miopía.

El mismo principio de barrido podría aplicarse a otros sistemas de medida de la óptica del ojo distintos al Hartmman-Shack propuesto aquí.

5 Aunque se han descrito y representado unas realizaciones del invento, es evidente que pueden introducirse en ellas modificaciones comprendidas dentro de su alcance, no debiendo considerarse limitado éste a dichas realizaciones, sino únicamente al contenido de las reivindicaciones siguientes.

REIVINDICACIONES

- 5 1.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, incluyendo la refracción y las aberraciones, que comprende un bastidor (1) montado sobre una mesa oftalmológica (2), la cual se puede orientar en tres direcciones perpendiculares X, Y, Z, estando las direcciones X, Z sobre un mismo plano y la dirección Y perpendicular al plano sobre el que se encuentran las direcciones X, Z, teniendo el bastidor (1) una superficie de apoyo (19) para la cabeza del sujeto sobre cuyos ojos van a realizarse las medidas, con un espejo caliente (3) y un espejo largo (4) solidarios al bastidor (1) y situados delante de la cabeza del sujeto, comprendiendo adicionalmente el instrumento un subconjunto de iluminación (5) constituido por un cabezal (6) de fibra óptica, una lente (7) L1, un diafragma (8) D y un divisor (9) de haz BS, y un subconjunto de medida (10) con dos lentes L2 (11) y L3 (12), dos espejos M1 (13) y M2 (14) y una cámara (15) adaptada con una matriz (16) de micro-lentes a su entrada, de tal modo que dicha cámara (15) está colocada en el plano focal de las micro-lentes, caracterizado porque el bastidor (1) presenta un motor (17) montado sobre él cuyo eje puede girar alrededor de la dirección Y, al que se acopla un brazo (18) que puede girar con dicho eje, estando los componentes del subconjunto de iluminación (5), los componentes del subconjunto de medida (10) y la cámara (15) con la matriz (16) de micro-lentes montados sobre dicho brazo (18).
- 10
- 15 2.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, según la reivindicación 1, caracterizado porque el motor (17) es un servomotor de corriente continua.
- 3.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, según la reivindicación 2, caracterizado porque el movimiento del motor (17) está regido por un controlador para servomotor de corriente continua.
- 20 4.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende adicionalmente un puntero láser montado en la mesa oftalmológica (2).
- 25 5.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el brazo (18) que se acopla al eje del motor (17) y sobre el que se montan los componentes del subconjunto de iluminación (5) y del subconjunto de medida (10) tiene forma de L.
- 6.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque
- la superficie de apoyo (19) para la cabeza del sujeto sobre cuyos ojos van a realizarse las medidas consiste en una mentonera con una parte curvo-cóncava central.
- 30 7.- Instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el motor (17) y la cámara (15) se encuentran conectados a un ordenador.

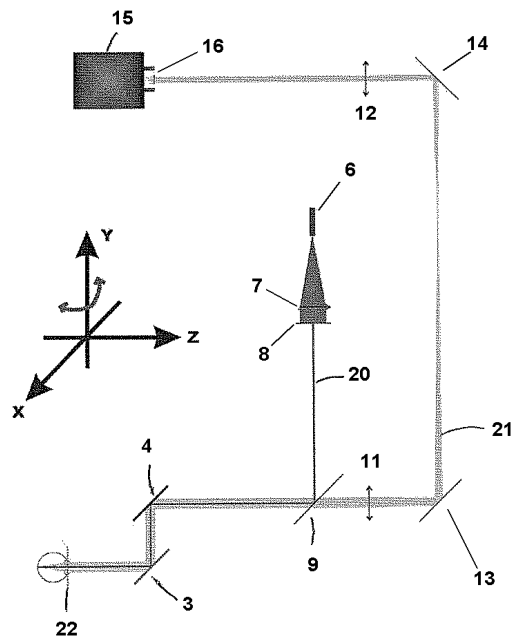


FIG. 1

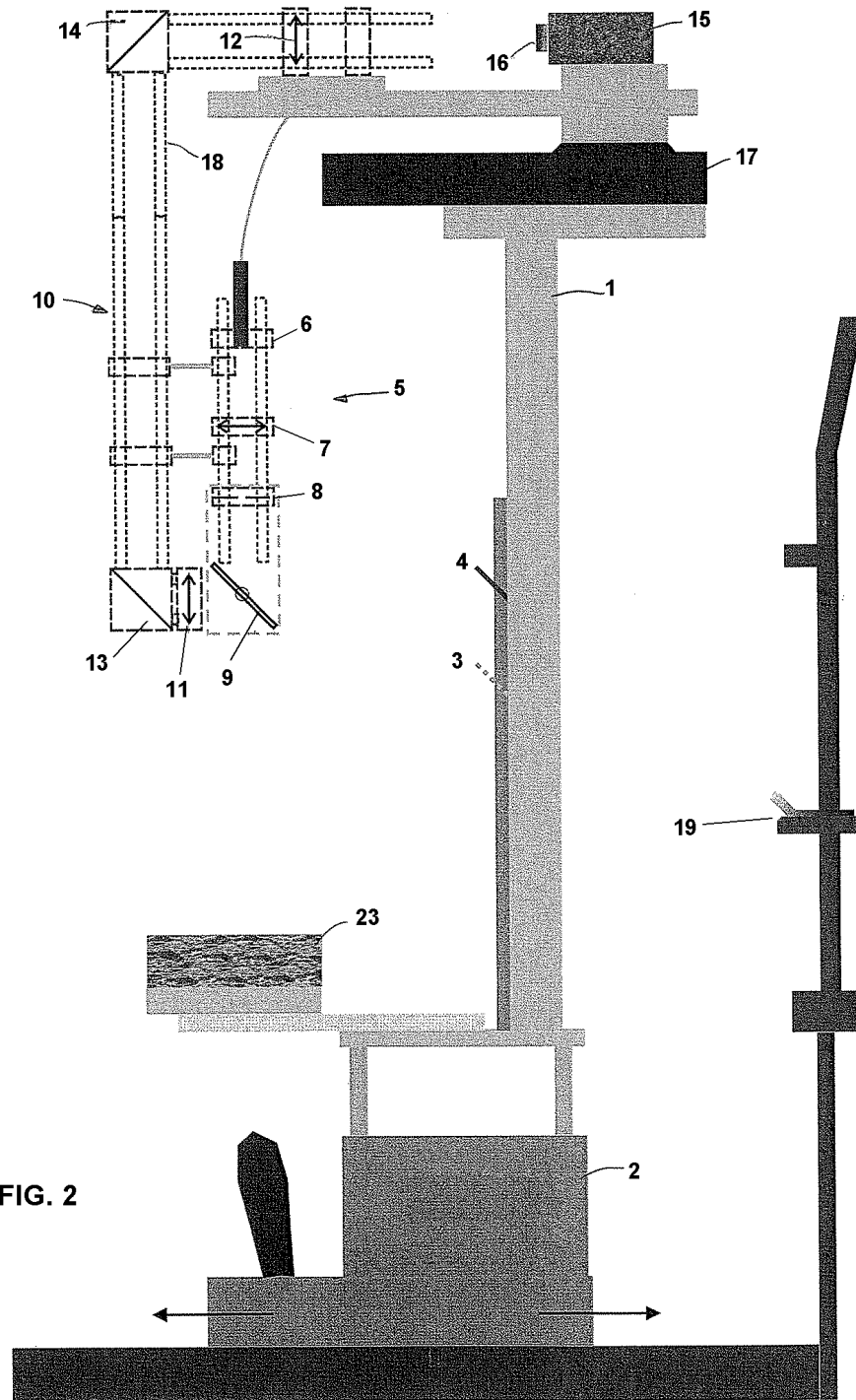


FIG. 2

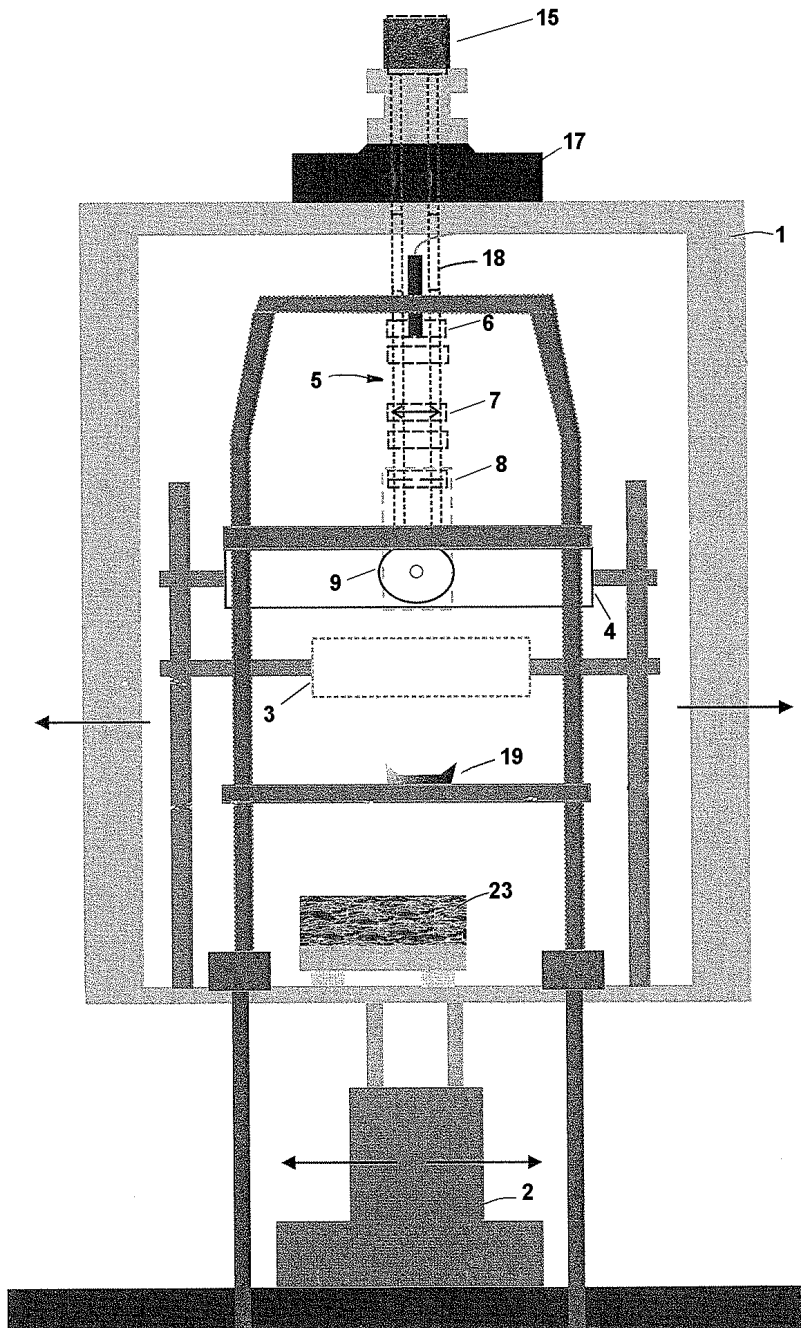


FIG. 3



OFICINA ESPAÑOLA
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

②① N.º solicitud: 201031526

②② Fecha de presentación de la solicitud: 15.10.2010

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: **A61B3/103** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	WEI XIN et al. "Design and validation of a scanning Shack Hartmann aberrometer for measurements of the eye over a wide field of view", Optics express, USA, 18.01.2010, vol. 18, nº 2, páginas 1134-1143.	1-7
A	PRIETO P M et al. "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", Journal of the Optical Society of America, USA, 08.2000, vol. 17, nº 8, páginas 1388-1398.	1-7
A	LUNDSTROM L et al. "Vision evaluation of eccentric refractive correction", Optometry and Vision Science, USA, 11.2007, vol. 84, nº 11, páginas 1046-1052.	1-7
A	PRIETO P M et al. "Measurement of the ocular aberrations with a Hartmann-Shack sensor: Evaluation of performance and limitations, IOVS, 15.03.1998, vol. 39, nº 4, página S396.	1-7
A	Base de datos MEDLINE/NLM, AN NLM19798401, TABERNERO J et al. "Fast scanning photoretinoscope for measuring peripheral refraction as a function of accommodation", resumen.	1-7
A	Base de datos MEDLINE/NLM, AN NLM21045887, FERGUSON R D et al. "Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with integrated wide-field retinal imaging and tracking", resumen.	1-7
A	EP 129559 A2 (CARL ZEISS OPHTHALMIC SYSTEMS) 26.03.2003, todo el documento.	1-7

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

11.04.2012

Examinador

A. Cárdenas Villar

Página

1/4

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)

INVENES, EPODOC, WPI, NPL, INSPEC, BIOSIS, MEDLINE

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 11.04.2012

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)

Reivindicaciones 1 - 7

Reivindicaciones

Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)

Reivindicaciones 1 - 7

Reivindicaciones

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión.-

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

1. Documentos considerados.-

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	WEI XIN et al. "Design and validation of a scanning Shack Hartmann aberrometer for measurements of the eye over a wide field of view", Optics express, USA, 18.01.2010, vol. 18, nº 2, páginas 1134-1143.	
D02	PRIETO P M et al. "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", Journal of the Optical Society of America, USA, 08.2000, vol. 17, nº 8, páginas 1388-1398.	
D03	LUNDSTROM L et al. "Vision evaluation of eccentric refractive correction", Optometry and Vision Science, USA, 11.2007, vol. 84, nº 11, páginas 1046-1052.	
D04	PRIETO P M et al. "Measurement of the ocular aberrations with a Hartmann-Shack sensor: Evaluation of performance and limitations, IOVS, 15.03.1998, vol. 39, nº 4, página S396.	
D05	Base de datos MEDLINE/NLM, AN NLM19798401, TABERNERO J et al. "Fast scanning photoretinoscope for measuring peripheral refraction as a function of accommodation", resumen.	
D06	Base de datos MEDLINE/NLM, AN NLM21045887, FERGUSON R D et al. "Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with integrated wide-field retinal imaging and tracking", resumen.	
D07	EP 129559 A2 (CARL ZEISS OPHTHALMIC SYSTEMS) 26.03.2003	26.03.2003

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

La solicitud de patente en estudio contiene una reivindicación independiente, la nº 1, que se refiere a un instrumento para medir las propiedades ópticas del ojo (refracción y aberraciones) en todo el campo visual y en donde se detallan sus características y configuración. Las reivindicaciones dependientes 2 – 7 se refieren a las características técnicas de algunos de sus componentes.

Los documentos D01 – D07 reflejan diferentes aspectos del estado de la técnica relacionados con la medición de la refracción y aberraciones oculares. Como se puede ver en estos documentos es común en el estado de la técnica la utilización del sensor de frente de onda de Hartmann-Shack para la medición de las aberraciones oculares; por otra parte los documentos D01 y D05 (citados por el propio solicitante) citan instrumentos que realizan una operación de barrido para medir la calidad óptica del ojo, pero en ninguno de los documentos citados en este informe se encuentran todas las características técnicas necesarias para medir las propiedades ópticas del ojo en todo el campo visual y conseguir el efecto técnico planteado en la solicitud en estudio, considerándose que dicha solicitud presenta, por tanto, novedad y actividad inventiva según lo especificado en los artículos 6 y 8 de la Ley de Patentes.