

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 536 259**

21 Número de solicitud: 201301122

51 Int. Cl.:

A61B 3/02 (2006.01)

G02C 7/06 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN PREVIO

B2

22 Fecha de presentación:

20.11.2013

43 Fecha de publicación de la solicitud:

21.05.2015

Fecha de la concesión:

11.12.2015

45 Fecha de publicación de la concesión:

18.12.2015

73 Titular/es:

UNIVERSIDAD DE SEVILLA (100.0%)
Paseo de las Delicias s/n - Pabellón de Brasil
41013 Sevilla (Sevilla) ES

72 Inventor/es:

CONEJERO DOMÍNGUEZ, Juan José

54 Título: **Procedimiento para la medición de la longitud de progresión real de un paciente para la fabricación de una lente progresiva**

57 Resumen:

La presente invención tiene por objeto un procedimiento para la medición de la longitud de progresión real de un paciente para la fabricación de una lente progresiva que consiste en a) la medida de la distancia del punto de referencia remoto (lejos) hasta el borde inferior del aro de la gafa elegida por el usuario perfectamente adaptada en el rostro; b) la captación de la imagen lateral del usuario con el optotipo; c) calibración del dimensionado de la imagen respecto a las medidas conocidas del optotipo y d) determinación de la distancia real de progresión individualizada en función de la siguiente expresión:

$$Y1 = Y2 \times X1 / X2$$

donde

Y1 = Longitud real de progresión

Y2 = La distancia del punto de referencia del optotipo al eje prioritario de visión remota.

X1 = La distancia normal desde el ápex corneal al plano principal del aro de la montura.

X2 = La distancia desde el ápex corneal al punto de referencia del optotipo.

El área técnica en la que se aplica la invención es la Tecnología Óptica.

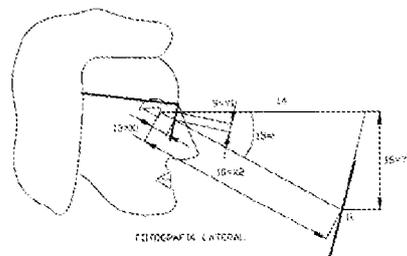


Figura 7

ES 2 536 259 B2

DESCRIPCIÓN

Procedimiento para la medición de la longitud de progresión real de un paciente para la fabricación de una lente progresiva

5

Objeto de la invención

La presente invención tiene por objeto un procedimiento para la medición de la longitud de progresión real de un paciente para la fabricación de una lente progresiva que consiste en a) la medida de la distancia del punto de referencia remoto (lejos) hasta el borde inferior del aro de la gafa elegida por el usuario perfectamente adaptada en el rostro; b) la captación de la imagen lateral del usuario con el optotipo; c) calibración del dimensionado de la imagen respecto a las medidas conocidas del optotipo y d) determinación de la distancia real de progresión individualizada en función de la siguiente expresión:

15

$$Y1 = Y2 \times X1 / X2$$

donde

Y1 = Longitud real de progresión

20

Y2 = La distancia del punto de referencia del optotipo al eje prioritario de visión remota.

X1 = La distancia normal desde el ápex corneal al plano principal del aro de la montura.

X2 = La distancia desde el ápex corneal al punto de referencia del optotipo.

25

El área técnica en la que se aplica la invención es la Tecnología Óptica.

Estado de la técnica

30

Las lentes oftálmicas multifocales progresivas corrigen los defectos visuales en visión lejana, en visión de cerca e intermedias. Hoy en día el 50% de los presbíteros están corregidos con este tipo de lentes.

En la parte superior de la lente (1) de la Figura 1 se sitúa la potencia adecuada para corregir el defecto visual del paciente cuando mira a distancia superior a 6 metros. En

35

la parte inferior (3) la potencia adecuada para la corrección del defecto visual del paciente cuando enfoca a distancias de 30 a 40 cm de su sistema visual. La zona

comprendida entre esta zona superior e inferior de la gafa (2), lo ocupa una progresión de potencias que aumenta desde la zona de visión de lejos a la zona de visión de cerca de forma controlada por el diseño de los fabricantes de lentes oftálmicas.

5 A este recorrido desde la zona superior a la inferior se denomina Inset (5) y tiene una inclinación hacia el puente de la gafa de igual forma a la convergencia natural del ojo cuando pasa de mirar a un objeto de lejos a cerca.

A la diferencia de la potencia media entre el punto de referencia en visión lejana y el de visión cercana se llama adición.

10 Debido a la fabricación de las superficies de forma continua en esta lente, se generan unas zonas marginales (4) a ambos lados de la zona de progresión, que si no son aptas para la correcta visión foveal, si lo son para la visión periférica, a semejanza del propio sistema visual del ser humano.

15 Los fabricantes de lentes progresivas realizan sus diseños con el fin de optimizar sus productos en función de la ametropía a corregir y el uso que el paciente le va a dar minimizando el efecto de las zonas marginales

20 También tienen en cuenta parámetros como la altura de pupila, la distancia nasopupilar de lejos y cerca, la distancia de mirada al objeto de cerca, el ángulo pantoscópico de la gafa, el ángulo de envolverencia de la gafa, la distancia de vértice entre el ápex corneal y el plano del aro de la gafa, la forma de movimiento del ojo respecto a la cabeza en visión intermedia y cerca, e incluso en algunos fabricantes la aberrometría del ojo.

Otro de los parámetros que el fabricante tiene en cuenta a la hora de fabricar la lente progresiva es la longitud del pasillo de progresión tanto en horizontal como en vertical.

25 En el plano horizontal todos los fabricantes diseñan amplios pasillos de progresión, sin que en las zonas marginales aumenten las aberraciones que puedan causar molestias en el porte dinámico que el paciente realiza con la gafa.

En el plano vertical, los distintos fabricantes ofrecen en la actualidad diferentes longitudes de pasillo de progresión, que el profesional de la adaptación escoge de acuerdo con el calibre vertical de la gafa y la altura de la pupila sobre la misma.

30 Así para calibres de gafas pequeños se seleccionan pasillos de progresión cortos. Mientras que para gafas con calibres verticales grandes se pueden seleccionar pasillos mayores. Sin tener en cuenta la longitud del pasillo real del paciente ya que este parámetro no se mide en la actualidad.

Los equipos que los distintos fabricantes tienen comercializado, además de reglillas y artilugios milimetrados son:

- Visualreal de Hoya
- Visualmap de Indo
- 5 - Center XXI de Indo
- Visionprint de Essilor
- Opticenter de Prats

Estos equipos son capaces de medir Distancias nasopupilares de lejos y cerca, altura
10 de pupila en visión lejana, ángulo de envolverencia de la gafa, ángulo pantoscópico, distancia de vértice...

Ninguno toma medida del recorrido real del pasillo de progresión del paciente.

Existen aplicaciones Apps para análisis de los campos visuales (Visualfields Easy) pero tampoco conozco ninguna aplicación para la medida del recorrido real del pasillo
15 de progresión del paciente.

Existen lentes progresivas específicas para ver a distancias medias y cercanas (varilux computer de Essilor, Shamir autograf in touch, Gradal RD Business Office de Zeiss, Hoyalux ID workstyle y Hoyalux Tac 200-400 AddPower, Lifemade work ...) pero ninguno tiene en cuenta la medida del recorrido real del pasillo de progresión del
20 paciente.

Con relación a las patentes existentes existen muchas referencias a las lentes progresivas de distintas marcas realizadas por compañías comerciales como Essilor, Zeiss, Indo, Hoya, etc., destacando por su contenido el "Procedimiento para la fabricación de un cristal de gafa teniendo en cuenta la longitud de progresión individual
25 óptima", con número de publicación 2 229 154.

En este procedimiento se tiene en cuenta la distancia apical de la córnea hasta la montura como factor a tener en cuenta en el procedimiento de fabricación de la lente. La fórmula que aplica se basa en la experiencia de confortabilidad en la lectura que fija en una inclinación de 32° respecto a la horizontal del eje prioritario del punto remoto.

30 Hoy en día, y con el uso de distintos dispositivos electrónicos e informáticos esta distancia es variable en función del hábito de los usuarios.

En definitiva, ningún fabricante solicita la longitud y situación del comienzo y fin del pasillo de progresión en función de las características de uso del paciente, sino del tamaño del calibre vertical de la gafa y de la distancia del ápex corneal a la lente. De

esta forma el adaptador debe enseñar a modificar el hábito de posicionamiento de la cabeza y rotación del ojo, en función del tipo de gafa seleccionada.

Descripción de la invención

5

La invención a la que hace referencia esta memoria parte de las conclusiones obtenidas en un estudio sobre la inadaptación de lentes progresivas, en el que se concluye que un 70% de los rechazos a las lentes progresivas se originan por inadaptaciones en visión intermedia y cerca en el uso habitual del paciente a estas distancias.

10

Se verificó que pacientes con longitud de progresión real entre lejos y cerca del orden de 12 mm se le habían adaptado lentes progresivas con pasillos de progresión de 18 y 20 mm. Ya que el único parámetro que se había tenido en cuenta era el calibre vertical de la gafa. A calibres de gafas más grandes, pasillos de progresión mayores.

15

Teniendo en cuenta que 1 mm de diferencia en el cálculo de la longitud de progresión real del paciente, equivale a 30 mm, en el plano de lectura. Pacientes acostumbrados a bajar la mirada para leer 12 mm., para poder enfocar la lectura tenían que inclinar la cabeza 6 mm más o desplazar el documento 18 cm.

20

La presente invención es un procedimiento para poder medir la longitud de progresión real del paciente entre la zona de visión de lejos y la de cerca, e incluso posiciones habituales en visión intermedia (trabajos con ordenador).

25

Con estas medidas independientemente de las características del tamaño de la gafa (excepto que el calibre de la gafa no sea lo suficientemente grande para que quepa el pasillo de progresión), se le está dando al fabricante de la lente progresiva, un dato fundamental para la elaboración personalizada de la misma.

Ahora podremos decir que vamos a adaptar la gafa (montura y lentes) a la forma de converger verticalmente y horizontalmente cuando miramos de lejos a cerca e intermedio.

30

Para la determinación de la longitud de progresión real del paciente se han utilizado los siguientes materiales:

- Gafa donde se va a realizar la adaptación.
- Optotipo con caracteres remarcados en su centro geométrico.
- Regla milimetrada.

- Cámara de fotos de 12 megapíxeles o Tablet con cámara de fotos de alta resolución.
- Ordenador con software de diseño gráfico (AutoCAD 2007).

5 El procedimiento seguido es el siguiente:

En primer lugar se ajusta la gafa perfectamente en el rostro del paciente, mostrando especial atención a la ubicación y ajuste del puente donde el paciente se encuentre más cómodo o donde habitualmente lo lleve.

10 Luego se realiza una fotografía frontal a una distancia aproximada de 60 cm y se sitúa en el mismo plano de la gafa una regla milimetrada para que nos sirva de escala. Se importa dicha fotografía al ordenador y con la ayuda del programa informático acotamos la medida de la distancia del punto de referencia remoto en visión de lejos (altura real de pupila) respecto al borde inferior del aro de la gafa elegida.

15 A continuación, el paciente deberá de soportar el optotipo que deberá situarlo a la distancia normal de lectura. Tiene que fijar su mirada en el centro geométrico del optotipo donde se ha situado un test adecuado a su AV.

20 Realizamos la captación de la imagen lateral mediante una fotografía a una distancia aproximada de 1 metro con el fin que aparezca en el mismo plano el optotipo y la gafa. Las fotografías se importan al programa informático. Calibraremos el dimensionado de la imagen basándonos en las medidas conocidas del optotipo y regla milimetrada. Modificaremos la escala del programa informático.

25 Trazamos en la figura lateral una línea desde el centro geométrico del optotipo hasta el ápice corneal. Y otra línea paralela al frente de la montura, desde el centro de la parte superior al borde de la parte inferior del aro de la gafa. El punto de intersección de ambas rectas nos determinará la posición en el plano del aro de la gafa de la zona de visión en cerca o a la distancia intermedia que se quiera determinar.

30 Con la ayuda del zoom anotamos la distancia entre el punto de intersección de ambos trazos y la parte inferior del aro de la montura. La diferencia entre la medida obtenida y la altura pupilar tomada en la fotografía frontal nos determinará la longitud de progresión real de este paciente en esta montura y a la distancia considerada.

La determinación por tanto de la distancia real de progresión individualizada viene dada por la siguiente expresión que se deduce de la figura 7:

$$Y1 = Y2 \times X1 / X2$$

donde:

Y1 = Longitud real de progresión

Y2 = La distancia del punto de referencia del optotipo al eje prioritario de visión remota.

5 X1 = La distancia normal desde el ápex corneal al plano principal del aro de la montura.

X2 = La distancia desde el ápex corneal al punto de referencia del optotipo.

10 La longitud real de progresión viene caracterizada por la inclinación de la línea prioritaria de mirada en visión próxima respecto a la de visión lejana, y está determinada por el ángulo "i" (15), que es característico de cada individuo, y de la distancia y altura a la que haya colocado el punto de referencia del optotipo. Vendrá determinada por la fórmula:

$$i = \text{arc tg } Y1 / X1 = \text{arc tg } Y2 / X2$$

15

Con el procedimiento descrito, podemos aportar un dato valiosísimo del proceso de adaptación y análisis de las inadaptaciones de las lentes progresivas y, por consecuencia, para la mejora del diseño personalizado en la fabricación de las lentes progresivas.

20 Además de tomar medidas de la longitud de progresión real de lejos a cerca del paciente en la montura seleccionada, se podrá utilizar para medir con precisión la longitud del pasillo de progresión en distancias intermedias.

Breve descripción de las figuras

25 Figura 1.- Muestra las distintas zonas de las que están compuestas las lentes progresivas:

1. Zona de visión de lejos o remoto
2. Zona de visión intermedia
3. Zona de visión próxima o cerca
- 30 4. Zonas marginales o de visión extrafoveal.
5. Recorrido de progresión o inset.

Figura 2.- Muestra las medidas que se toman en la actualidad sobre el aro de la gafa y la compara con la medida de la longitud de la progresión real del paciente:

- 35 1. Pupila del individuo
3. Zona de visión próxima o cerca de la lente
6. Zona de visión de cerca o próxima del paciente
7. Longitud de la altura de la pupila medida desde el borde inferior del aro de la montura.

- 8. Longitud del pasillo de progresión de la lente
- 9. Longitud del pasillo de progresión real del paciente (Y1).

Figura 3.- Muestra las medidas descritas en el procedimiento para la medición de la longitud de progresión real del paciente.

- 5 1. Pupila del individuo
- 3. Zona de visión próxima o cerca de la lente
- 6. Zona de visión de cerca o próxima del paciente
- 7. Longitud de la altura de la pupila medida desde el borde inferior del aro de la montura.
- 10 8. Longitud del pasillo de progresión de la lente
- 9. Longitud del pasillo de progresión real del paciente (Y1).

Figura 4.- Muestra un frente de gafa completo donde se han tomado las medidas de altura de pupila de ambos ojos en visión lejana.

- 15 1. Pupila del individuo
- 7. Longitud de la altura de la pupila medida desde el borde inferior del aro de la montura.

Figura 5.- Representa toma lateral del paciente observando el punto central del optotipo. Podemos tomar la medida exacta de la distancia usual que el paciente toma para enfocar el optotipo.

- 20 10. Distancia natural de cada individuo en visión próxima (X2).
- 11. Centro geométrico del optotipo
- 12. Ápex corneal
- 25 16. Distancia entre la línea prioritaria de lejos (remoto) y el centro geométrico del optotipo que el paciente ha situado de forma usual. (Y2)

Figura 6.- Muestra el punto de intersección del plano del aro de la gafa con la línea prioritaria de mirada al centro geométrico del opto tipo desde el ápex corneal.

Figura 7.- Representa el cálculo geométrico del pasillo de progresión real con la ayuda del zoom.

- 30 9. Longitud del pasillo de progresión real del paciente. (Y1)
- 10. Distancia ápex corneal – centro geométrico del optotipo. (X2)
- 13. Distancia ápex corneal – lente. (X1)
- 14. Plano horizontal en visión lejano o remoto.
- 15. Ángulo variable dependiendo del individuo y del uso. (i)
- 35 16. Distancia desde el centro del optotipo al plano horizontal. (Y2).

Modo de realización de la invención

La presente invención se ilustra adicionalmente mediante el siguiente ejemplo, a modo
40 ilustrativo y no limitativo.

Se ajusta la gafa perfectamente en el rostro del paciente, mostrando especial atención a la ubicación y ajuste del puente donde el paciente se encuentre más cómodo o

donde habitualmente lo lleve. Observaremos el perfecto alineamiento del frente de la montura respecto a la línea imaginaria que une las dos pupilas.

Se efectúa una fotografía frontal a una distancia aproximada de 60 cm donde deben aparecer todo el frente de la gafa y se sitúa en el mismo plano de la gafa una regla milimetrada para que nos sirva de escala. Se importa dicha fotografía al ordenador y con la ayuda del programa informático acotamos la medida de la distancia del punto de referencia remoto en visión de lejos (altura real de pupila) respecto al borde inferior del aro de la gafa elegida. El resultado de la acotación en el programa informático es de 20 mm.

10 A continuación, el paciente deberá de soportar el optotipo cuyo centro geométrico deberá situarlo a la distancia normal del uso al que vaya destinada la gafa. Tiene que fijar su mirada en el centro geométrico del optotipo donde se ha situado un test adecuado a su AV.

15 Realizamos la captación de la imagen lateral mediante una fotografía a una distancia aproximada de 1 metro con el fin que aparezca en el mismo plano el optotipo y la gafa.

La fotografía se importan al programa informático. Calibraremos el dimensionado de la imagen basándonos en las medidas conocidas del optotipo y regla milimetrada. Modificaremos la escala del programa informático. De esta forma podremos determinar las distancias: $X1 = 12 \text{ mm.}$, $X2 = 40 \text{ mm.}$ y la $Y2 = 35 \text{ mm.}$

Trazamos con el programa informático de diseño sobre la imagen lateral importada una línea desde el centro geométrico del optotipo hasta el ápice corneal. Y otra línea paralela al frente de la montura, desde el centro de la parte superior al borde de la parte inferior del aro de la gafa. Acotando el punto de intersección de ambas rectas, respecto a la medida de la altura de pupila en visión de lejos tomada en la fotografía frontal, nos determinará la longitud $Y1$ (10,5 mm) de progresión real del paciente de lejos a cerca.

Esta cota deberá coincidir con la calculada mediante la expresión:

$$Y1 = Y2 \times X1 / X2$$

30 donde:

$Y1$ = Longitud real de progresión

$Y2$ = La distancia del punto de referencia del optotipo al eje prioritario de visión remota.

$X1$ = La distancia normal desde el ápex corneal al plano principal del aro de la montura.

X2 = La distancia desde el ápex corneal al punto de referencia del optotipo.

$$Y1 = 35 \times 12 / 40 = 10.5 \text{ mm.}$$

- 5 La longitud real de progresión viene caracterizada por la inclinación de la línea prioritaria de mirada en visión próxima respecto a la de visión lejana, y está determinada por el ángulo "i" (15), que es característico de cada paciente, y de la distancia y altura a la que haya colocado el punto de referencia del optotipo. Vendrá determinada por la fórmula:

10

$$i = \text{arc tg } Y1 / X1 = \text{arc tg } Y2 / X2$$

$$i = \text{arctg } 35/40 = 41^\circ$$

15

Referencias

- Industrias de Óptica. Prontuario de adaptación de lentes progresivas. Barcelona. 2006.
- Cuadernos Técnicos de las Tarifas de Hoya (www.hoya.com), Essilor (www.essilor.com), Zeiss (www.zeiss.de), Indo (www.indo.es), Prats, Shamir.
- 20 - Caum i Aregay, Domenech Amigot, Flores Seijas. Tecnología Óptica, Lentes Oftálmicas, diseño y adaptación. 1996:19-20.
- Villegas, Artal. Factores que favorecen la aceptación de las Lentes Progresivas. Ver y Oír. 206. JUNIO 2006: 283-287.
- 25 - Dürsteler J.C. Sistema de diseño de lentes progresivas asistido por ordenador [tesis doctoral]. Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona,; 1991.
- Cho MH, Barnette CB, Aiken B, Shipp M. A clinical study of patient acceptance and satisfaction of Varilux Chu BS, Wood JM, Collins MJ. Influence of presbyopic corrections on driving-related eye and head movements. Optom Vis Sci. 2009 Nov;86(11):E1267-75.
- 30 - Plus and Varilux Infinity lenses. J Am Optom Assoc 1991;62:449-453.
- Gresset J. Subjective evaluation of a new multidesign progressive lens. J Am Optom Assoc 1991;62:691-698.
- Gupta N, Wolffsohn JS, Naroo SA. Comparison of near visual acuity and reading metrics in presbyopia correction. J Cataract Refract Surg. 2009 Aug;35(8):1401-9.
- 35

- Han Y, Ciuffreda KJ, Selenow A, Ali SR. Dynamic interactions of eye and head movements when reading with single-vision and progressive lenses in a simulated computer-based environment. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003;44:1534-1545.
- Jalie M. Progressive lenses, part 2. *Optometry Today* 2005; 17: 35-45.
- 5 - Ophthalmic Optics Files. Progressive Addition Lenses. Essilor International, Paris.
- Vedamurthy I, Harrison WW, Liu Y, Cox I, Schor CM. The influence of first near-spectacle reading correction on accommodation and its interaction with convergence. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2009 Sep;50(9):4215-22. Epub 2009 Mar 5.
- Villegas EA, Artal P. Visual acuity and optical parameters in progressive-power lenses. *Optom Vis Sci* In press.
- 10 - Thibos LN. Where is the optimum far-point for a presbyopic eye?. *J Refract Surg*. 2008 Nov;24(9):970-5.
- Villegas EA, González C, Bourdoncle B, Bonin T, Artal P. Correlation between optical and psychophysical parameters as function of defocus. *Optom Vis Sci* 2002;79:60-67.
- 15 - Villegas EA, Williams DR, Artal P. Is there neural adaptation to the aberrations in progressive power lenses? *IOVS* 2005;46:3617 Suppl. S 2005.
- Wolffsohn JS, Sheppard AL, Vakani S, Davies LN. Accommodative amplitude required for sustained near work. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2011 Sep;31(5):480-6.

REIVINDICACIONES

1.- Procedimiento para la medición de la longitud de progresión real de un paciente para la fabricación de una lente progresiva caracterizado por:

5

a) la medida de la distancia del punto de referencia remoto (lejos) hasta el borde inferior del aro de la gafa elegida por el usuario perfectamente adaptada en el rostro.

b) captación de la imagen lateral del usuario con el optotipo.

10

c) calibración del dimensionado de la imagen respecto a las medidas conocidas del optotipo.

d) determinación de la distancia real de progresión individualizada en función de la siguiente expresión:

15

$$Y1 = Y2 \times X1 / X2$$

donde:

Y1 = Longitud real de progresión

20

Y2 = La distancia del punto de referencia del optotipo al eje prioritario de visión remota.

X1 = La distancia normal desde el ápex corneal al plano principal del aro de la montura.

X2 = La distancia desde el ápex corneal al punto de referencia del optotipo.

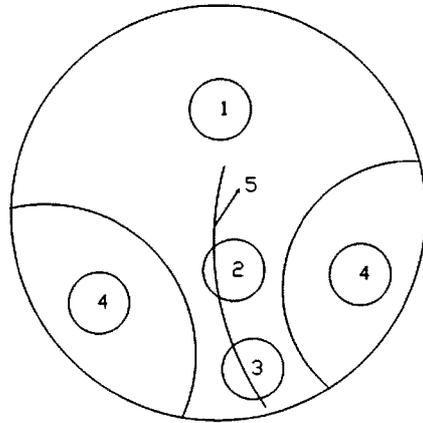
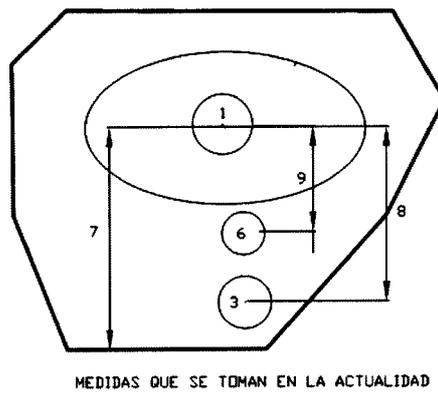
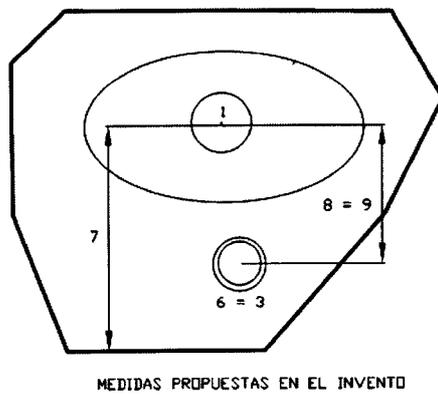


Figura 1



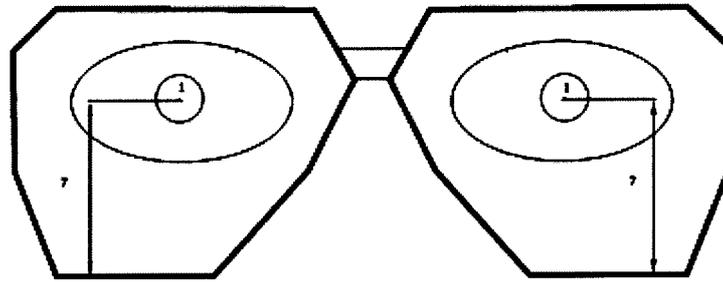
MEDIDAS QUE SE TOMAN EN LA ACTUALIDAD

Figura 2



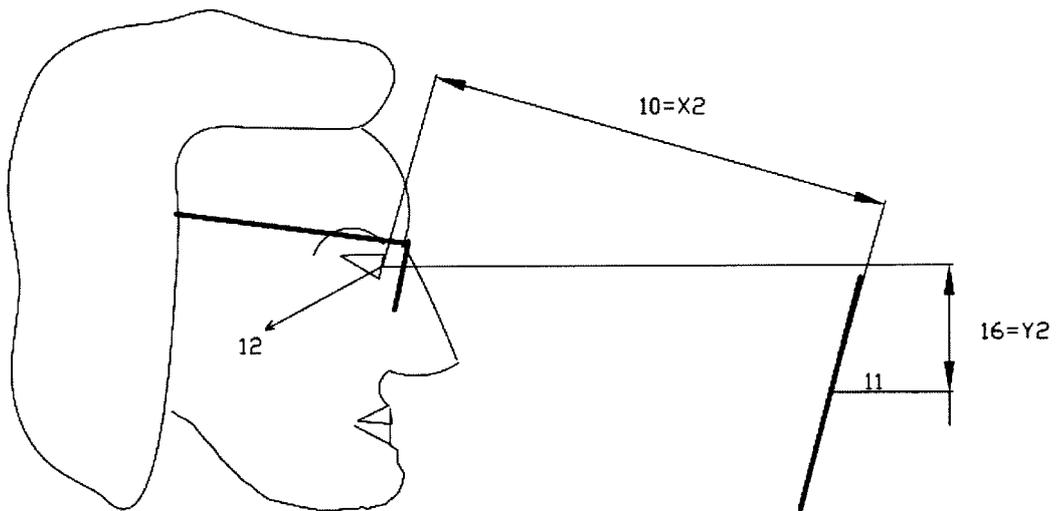
MEDIDAS PROPUESTAS EN EL INVENTO

Figura 3



MEMBR DE LA ALURA DE PUPILA EN VISION LEJANA

Figura 4



FOTOGRAFIA LATERAL

Figura 5

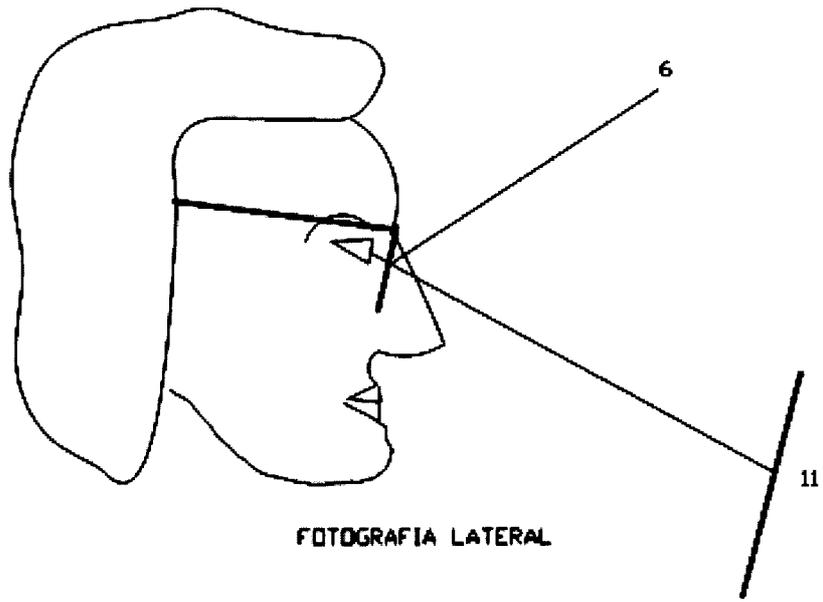


Figura 6

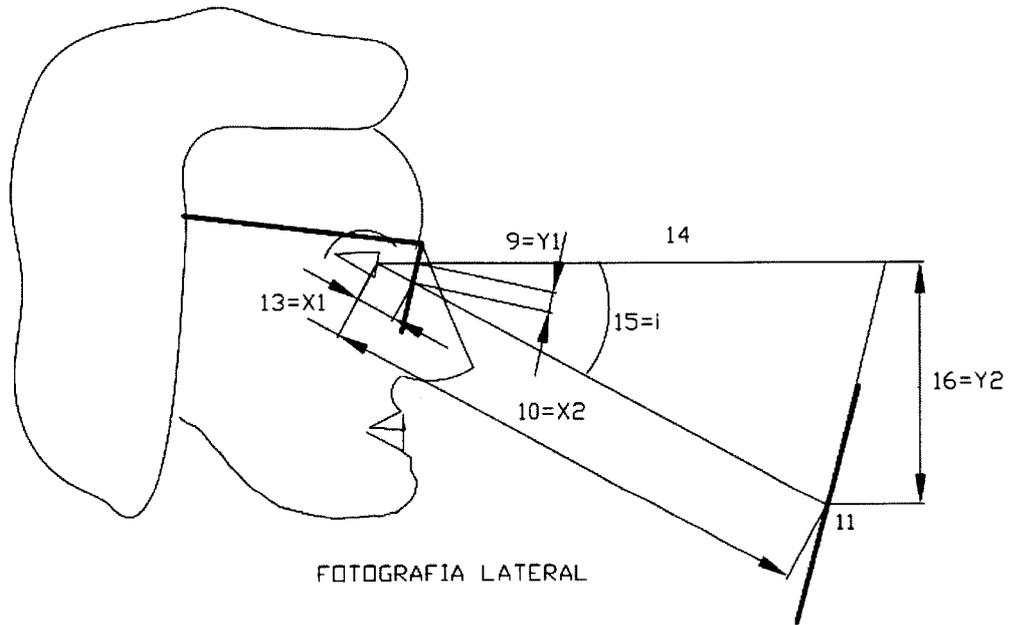


Figura 7



OFICINA ESPAÑOLA
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

21 N.º solicitud: 201301122

22 Fecha de presentación de la solicitud: 20.11.2013

32 Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

5 Int. Cl.: **A61B3/02** (2006.01)
G02C7/06 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	56 Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	CONEJERO, J. J.: "Análisis de adaptación de lentes progresivas para la corrección de la presbicia" (Tesis Doctoral), Universidad de Sevilla, Facultad de Farmacia, Departamento de Farmacia y Tecnología Farmacéutica, abril de 2012, páginas 109-112.	1
A	WO 2012038676 A1 (ACEP FRANCE) 29.03.2012, todo el documento.	1
A	US 20100149486 A1 (SAYAG, J.-F.) 17.06.2010, resumen; párrafos [0001]-[0004],[0007]-[0009],[0019]-[0029]; figuras.	1
A	EP 2392962 A1 (SEIKO EPSON CORPORATION) 07.12.2011, todo el documento.	1
A	US 20130027659 A1 (SHAW, P.) 31.01.2013, resumen; párrafos [0007]-[0010],[0070],[0073]-[0074]; figura 2.	1
A	ES 2229154 T3 (RODENSTOCK GMBH) 16.04.2005, todo el documento.	1
A	EP 1038495 A2 (NIDEK CO., LTD.) 27.09.2000, todo el documento.	1

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
06.05.2015

Examinador
Ó. González Peñalba

Página
1/4

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

A61B, G02C

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

INVENES, EPODOC, WPI, INSPEC

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 06.05.2015

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1	SI
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones 1	SI
	Reivindicaciones	NO

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	CONEJERO, J. J.: "Análisis de adaptación de lentes progresivas para la corrección de la presbicia" (Tesis Doctoral), Universidad de Sevilla, Facultad de Farmacia, Departamento de Farmacia y Tecnología Farmacéutica, abril de 2012, páginas 109-112.	abril 2012
D02	WO 2012038676 A1 (ACEP FRANCE)	29.03.2012
D03	US 20100149486 A1 (SAYAG, J.-F.)	17.06.2010

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

Se ha considerado, dentro del plazo de tiempo establecido al efecto, que la invención definida en la reivindicación única de la presente Solicitud tiene novedad y actividad inventiva por no estar comprendida en el estado de la técnica ni poder deducirse de este de un modo evidente por un experto en la materia.

Se han encontrado en el estado de la técnica numerosos documentos que describen métodos para la medición parámetros oftalmológicos, como la longitud del pasillo de progresión real de lentes progresivas, mediante la captación de imágenes, su calibración y el tratamiento geométrico de los datos que de ellas se obtienen. Así, por ejemplo, el documento D01, del propio Solicitante, citado en el Informe sobre el Estado de la Técnica (IET) con la categoría A como mero reflejo del estado del sector de la oftalmología y considerado el antecedente tecnológico más próximo al objeto definido en dicha reivindicación única, describe un método de medición de la longitud del pasillo de progresión real también basado, como en la invención, en dos tomas de imagen, una frontal y otra lateral, de la actitud de visión del paciente, también con elementos accesorios de calibración dimensional para las mediciones posteriores, pero en el que, a diferencia de la invención, dichas mediciones son directas sobre la imagen calibrada, sin utilizar semejanza de triángulos para un cálculo indirecto con otros valores medidos. Esta diferencia de la invención, que emplea datos de un triángulo semejante al que contiene el parámetro buscado (la longitud del pasillo de progresión) y no cálculos directos sobre este triángulo en sí, es esencial por cuanto, al ser las dimensiones del triángulo semejante mucho mayores, resuelve, o al menos mejora, un problema de falta de precisión en la medida, no resuelto ni tan siquiera contemplado en D01, por lo que cabe concluir que dicha reivindicación única tiene novedad y actividad inventiva con respecto a este documento, de acuerdo con los Artículos 6 y 8 de la vigente Ley de Patentes.

Por su parte, los documentos D02 y D03, también citados en el IET con la categoría A y considerados entre los más próximos a la invención, describen asimismo métodos optométricos que incluyen la medida del pasillo de progresión de una lente progresiva, basados igualmente en cálculos sobre datos dimensionales de imagen, pero en los que no hay cámara lateral, sino que se emplean dos tomas frontales, bien con dos cámaras, como en D02, o bien con una sola cámara, como en D03, para registrar, respectivamente con cada toma, las actitudes de visión de lejos y de cerca del paciente. No se utiliza, por tanto, como dato medido la distancia entre el ojo y el optotipo en la visión cercana, que se obtiene (en D02) en complejos cálculos intermedios, ni la distancia entre el punto de visión lejana y el punto de referencia del optotipo, que sencillamente se elude por no ser necesaria en los cálculos trigonométricos directos empleados, ni tampoco se recurre a semejanza de triángulos utilizando un triángulo más grande para obtener un parámetro incluso en uno más pequeño, diferencias, todas ellas, que confieren a la invención novedad y actividad inventiva con respecto a estos dos documentos, según los mencionados Arts. 6 y 8 LP.

No se han encontrado, en definitiva, documentos que reúnan las mismas características esenciales de la invención y permitan solucionar de igual manera los problemas referidos y resueltos en ella, por lo que cabe concluir que la invención tiene novedad y actividad inventiva con respecto al estado de la técnica considerado.