

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 641 938**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/10** (2006.01)

**A61B 3/11** (2006.01)

**A61B 3/113** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.02.2010 E 12002380 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.08.2017 EP 2471441**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo para determinar la posición del centro de rotación del ojo**

30 Prioridad:

**26.02.2009 DE 102009010467**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

**14.11.2017**

73 Titular/es:

**CARL ZEISS VISION GMBH (100.0%)  
Turnstrasse 27  
73430 Aalen, DE**

72 Inventor/es:

**KRATZER, TIMO;  
CABEZA-GUILLÉN, JESÚS-MIGUEL y  
KELCH, GERHARD**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 641 938 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Procedimiento y dispositivo para determinar la posición del centro de rotación del ojo

5 La invención se refiere a un procedimiento, a un programa informático y a un dispositivo para determinar la posición del centro de rotación del ojo.

Además se da a conocer un procedimiento para optimizar un cristal de gafas individualizado para un ojo, en el que se determina la posición del centro de rotación del ojo y se usa como parámetro de entrada.

10 Es conocido tener en cuenta diferentes parámetros del sistema ojo/gafas para optimizar cristales de gafas, en particular lentes progresivas individualizadas. Estos parámetros son, por ejemplo, la distancia interpupilar PD, la distancia al vértice corneal HSA, la inclinación pantoscópica  $\alpha$  del cristal de gafas, los ángulos de envoltura  $\alpha_R$ ,  $\alpha_L$  para el cristal de gafas derecho e izquierdo así como la posición del centro de rotación óptico o mecánico del ojo Z', M. Por lentes progresivas individualizadas se entienden lentes progresivas, en las que se tiene en cuenta al menos un parámetro de uso individualizado en el cálculo del cristal de gafas y que se fabrican por medio de tecnología Freeform, tal como se describe, por ejemplo, en la revista óptica alemana DOZ 4 + 5/2000 de W. Grimm y G. Kelch en el artículo "Gradal® Individual: Konzeption, Fertigung und Anpassung", en el documento EP 857 993 B1 y/o el documento EP 562 336 B1.

20 En los cristales de gafas no individualizados, estos parámetros se determinan a partir de valores medios estadísticos de una muestra representativa de la población. Por el contrario, en el caso de cristales de gafas individualizados, los parámetros se miden individualmente en la respectiva persona que lleva las gafas, por ejemplo con denominados sistemas de videocentrado, tal como se producen y se comercializan por el solicitante bajo las denominaciones de tipo "i.Terminal" y "Relaxed Vision Terminal". Sin embargo, estos sistemas de videocentrado hasta la fecha no son capaces de posibilitar una optimización del cristal de gafas con ayuda de la posición del centro de rotación del ojo de una manera suficientemente exacta.

30 Cuando se quiere tener en cuenta la posición del centro de rotación del ojo, ésta puede deducirse de manera conocida de la longitud del ojo a través de la esfera media del cristal de gafas prescrito. Sin embargo, a este respecto se hacen muchas suposiciones, que no coinciden suficientemente con las circunstancias reales.

35 La relación entre la longitud del ojo y la esfera del cristal de gafas prescrito se asume a menudo de manera simplificada como lineal. Sin embargo, éste no es el caso en la realidad, porque tanto la curvatura de la córnea como el cristalino así como la longitud del ojo aumentan parcialmente de manera muy independiente entre sí o se desarrollan de manera diferente.

40 En general es suficiente considerar el centro de rotación del ojo como centro de rotación puntiforme dentro del ojo. Sin embargo, de manera muy general la invención comprende también una región de centro de rotación del ojo extendida, en general aproximadamente esférica. Para la descripción de la invención y del estado de la técnica se parte a continuación por motivos de simplicidad de un centro de rotación del ojo puntiforme, siempre que no se mencione lo contrario.

45 Habitualmente al prescribir unas gafas se procede de tal manera que los cristales de gafas se prescriben y se centran basándose en una refracción subjetiva así como en una medición de videocentrado.

50 A este respecto, resulta desventajoso que no haya ninguna referenciación entre la determinación de la refracción y el centrado, porque ambas operaciones se realizan con diferentes aparatos. Cuando la refracción se determina por ejemplo con un foróptero, puede suceder que el foróptero esté inclinado con un primer ángulo en relación con la línea que une los dos centros pupilares del ojo. Además puede suceder que la montura seleccionada esté girada en relación con esta línea con un segundo ángulo. En el caso más desfavorable los dos ángulos pueden sumarse, lo que puede conducir a una discrepancia de varios grados angulares en los ejes de los cilindros entre la prescripción y la corrección ejecutada de las gafas acabadas.

55 Por el documento WO 2006/106248 A1 se conocen un procedimiento y un dispositivo para determinar la posición del centro de rotación del ojo. En este procedimiento conocido, un sujeto de experimentación mira en un aparato de tipo telescópico. La orientación del aparato en el espacio se determina mediante un sensor operativo tridimensionalmente que se encuentra en el aparato. El sujeto de experimentación porta en su cabeza un sensor de este tipo adicional, que determina la posición y la orientación de su cabeza. En el aparato se encuentra en el lado alejado del sujeto de experimentación una fuente de luz, que irradia un rayo de luz a lo largo de un eje óptico. Entre la fuente de luz y el ojo del sujeto de experimentación se encuentran dos rejillas con marcas centrales. El sujeto de experimentación mueve ahora el aparato hasta que el rayo de luz y las dos marcas coinciden. A partir de los datos de posición determinados a este respecto para el aparato y la cabeza se calcula la posición del eje visual en el espacio. La operación se repite entonces varias veces en diferentes direcciones visuales, de modo que se determinan varios ejes visuales. Su centro de rotación se calcula entonces como la posición del centro de rotación del ojo.

Este modo de proceder conocido tiene la desventaja de que tiene que hacerse un esfuerzo considerable en aparatos independientes. Además, la precisión de medición depende del comportamiento subjetivo del sujeto de experimentación.

5 Por el documento EP 0 825 826 A1 se conocen un procedimiento y un dispositivo para el registro paralelo de información visual. Para determinar la posición del centro de rotación del ojo, en este modo de proceder conocido con una orientación y posición estacionarias de la cabeza del sujeto de experimentación al menos para dos puntos de fijación conocidos, fijados sucesivamente por los ojos, se realiza una determinación de las líneas de fijación. Los  
10 puntos de fijación son dos puntos de marcaje que pueden unirse de manera firme con el soporte de cámaras y sensores para determinar la posición de las pupilas. El centro de rotación del ojo se encuentra entonces en el punto de intersección de las líneas de fijación trazadas a través de los puntos de fijación.

15 El documento EP 1 837 699 A1 describe un procedimiento para determinar una lente oftálmica progresiva para una persona que lleva gafas, que ha recibido una prescripción de visión de lejos y para el que se ha prescrito una adición de cerca. El procedimiento comprende, entre otros, la etapa de determinar la longitud axial del ojo de la persona que lleva gafas. La longitud axial del ojo se determina con ayuda de la prescripción de visión de lejos y del radio de la córnea del usuario. Además, la posición del centro de rotación del ojo se calcula con ayuda de la longitud axial del  
20 ojo.

La invención se basa en el objetivo de poner a disposición otros procedimientos para determinar la posición del centro de rotación del ojo.

25 Además se pretende proporcionar un procedimiento que haga posible, al registrar parámetros del sistema ojo/gafas con varias mediciones diferentes, en particular usando diferentes aparatos, encontrar una referencia espacial común para los valores de medición.

En el procedimiento según la invención, este objetivo se alcanza mediante las etapas indicadas en la reivindicación  
30 1.

La curvatura media de la córnea describe el valor medio de la curvatura de la córnea en la región del vértice corneal, en general en una región circular con el radio de 4 mm alrededor del vértice corneal. El error de fase del ojo es la desviación de la fase de un frente de onda que sale del ojo con respecto a una onda de referencia, en este caso generalmente con respecto a un frente de onda plano. El error de fase medio describe la curvatura media del frente  
35 de onda. La longitud del ojo es la longitud geométrica del ojo entre el vértice corneal y la fovea. Por la posición del centro de rotación del ojo se entiende de manera muy general la ubicación del centro de rotación óptico del ojo. Como centro de rotación óptico del ojo (abreviatura Z') se asume, por ejemplo según la norma DIN 5340-43, el punto de corte de la perpendicular desde el centro de rotación mecánico del ojo con la línea de fijación prolongada hacia el interior del ojo en el caso de una mirada en línea recta hacia un punto alejado en el infinito con una postura de la  
40 cabeza y corporal no forzada. El centro de rotación mecánico del ojo (abreviatura M) es, por ejemplo según la norma DIN 5340 - 42, aquel punto en el ojo, que menos se desplaza en el caso de movimientos oculares.

El objetivo en el que se basa la invención se alcanza además mediante un dispositivo para realizar el procedimiento mencionado anteriormente.

45 En particular, un primero de los dispositivos mencionados al principio para determinar la posición del centro de rotación del ojo en un ojo de un sujeto de experimentación se caracteriza por:

- 50 a) una unidad de determinación de la curvatura para determinar la curvatura media de la córnea del ojo;
- b) una unidad de medición del error de fase para determinar el error de fase medio del ojo, determinándose la curvatura media (KH) y el error de fase medio (PF) de manera referenciada en el espacio, es decir con respecto a un determinado eje o al centro de la pupila
- 55 c) una unidad de cálculo de la longitud del ojo para determinar la longitud del ojo a partir de la curvatura media y del error de fase medio; y
- d) una unidad de determinación del centro de rotación del ojo para determinar la posición del centro de rotación del ojo a partir de la longitud del ojo.

60 La unidad de determinación de la curvatura puede ser, por ejemplo, un videoqueratógrafo o un queratómetro. La unidad de medición del error de fase puede estar configurada, por ejemplo, como autorrefractor o sensor de frente de onda. La unidad de cálculo de la longitud del ojo y la unidad de determinación del centro de rotación del ojo pueden estar realizadas, por ejemplo, de manera conjunta en forma de un ordenador personal habitual en el  
65 comercio.

El objetivo en el que se basa la invención se alcanza completamente de esta manera.

5 El procedimiento anterior se caracteriza porque la posición del centro de rotación del ojo puede determinarse de manera aún más exacta que lo convencional. De este modo es posible una optimización aún mejor en particular de lentes progresivas individualizadas, cuando se tiene en cuenta la posición del centro de rotación del ojo en el cálculo y la producción de la topografía superficial de las lentes progresivas individualizadas.

10 La curvatura media de la córnea y el error de fase medio del ojo pueden determinarse sin limitación en los puntos de intersección de un eje dado con las mediciones tridimensionales de la topografía de la córnea o de los errores de frente de onda del ojo.

Mediante el procedimiento se hace posible conseguir la optimización aún mejor mencionada anteriormente por medio de una modificación sólo ligera de sistemas conocidos.

15 En el procedimiento según la invención, la posición del centro de rotación del ojo ADL puede determinarse a partir de la longitud del ojo LA según la relación:

$$ADL = k_3 LA \quad (1)$$

20 A este respecto, la magnitud indicada en metros ADL indica la distancia entre el vértice corneal que se encuentra sobre la línea de fijación y el centro de rotación óptico del ojo Z'.  $k_3$  es un parámetro predeterminable adimensional.

25 Este parámetro  $k_3$  puede seleccionarse, por ejemplo, siguiendo la teoría de Gullstrand como 13,5/23,8. Sin embargo, en general pueden admitirse desviaciones con respecto a este valor de por ejemplo  $\pm$  el 10% o el 5%.

En este procedimiento, la longitud del ojo LA puede determinarse, por ejemplo, a partir de la curvatura media KH y del error de fase medio PF según la relación:

$$LA = (k_1 - PF) KH / k_2 \quad (2)$$

30 La curvatura media KH se indica en general en milímetros y el error de fase medio se indica en general en la dimensión dioptrías. Los parámetros  $k_1$  y  $k_2$  pueden básicamente predeterminarse libremente.  $k_1$  tiene la dimensión del error de fase, concretamente dioptrías,  $k_2$  tiene igualmente la dimensión dioptrías.

35 Si se sigue una teoría de los inventores, entonces  $k_1$  se selecciona como 52,634 dpt y  $k_2$  se selecciona como 17,395 dpt, sin embargo en general pueden admitirse desviaciones con respecto a estos valores de  $\pm$  el 10% o  $\pm$  el 5%. Esta medida tiene la ventaja de que para la gran mayoría de la población se garantiza una determinación óptima de la posición del centro de rotación del ojo.

40 En este procedimiento, en general es suficiente determinar en la etapa a) la curvatura media KH de la córnea en la región de la abertura de la pupila. Dado que la dilatación de la abertura de la pupila depende de claridad del entorno, habitualmente se toma la región con un diámetro de 8 mm alrededor del centro de la pupila.

45 Dado que en el caso de la curvatura KH de la córnea y del error de fase PF del ojo éstos dependen especialmente de la región alrededor del eje óptico, en general en la etapa a) se determinará la curvatura media KH de la córnea y en la etapa b) el error de fase PF en cada caso en la región alrededor del eje óptico y/o en la región alrededor de la línea de fijación y/o en la región alrededor del eje visual del ojo. Radios típicos alrededor de estos ejes son de 4 mm. En general también son suficientes radios de hasta 2 mm o incluso 1 mm. Como eje óptico del ojo puede suponerse por ejemplo la normal propuesta en la norma DIN 5340 - sobre la superficie anterior de la córnea, cuya prolongación al interior del ojo tiene la menor distancia con respecto a los centros de curvatura de las demás superficies de refracción del ojo. Como eje visual (línea visual) puede usarse la recta de unión propuesta según la norma DIN 5340 - 360 entre el punto objeto representado de manera centrada y su punto de imagen sobre la retina. Como línea de fijación puede usarse, por ejemplo, la recta de unión propuesta en la norma DIN 5340 - 159 entre el punto objeto representado en el centro foveal y el centro de la pupila de entrada del ojo.

55 Estas medidas indicadas anteriormente tienen la ventaja de que se mejora la determinación de dichos valores, al determinarse estos valores de manera referenciada entre sí en el espacio, es decir con respecto a un determinado eje o al centro de la pupila.

60 El error de fase puede medirse, por ejemplo, por medio de un autorrefractor de frente de onda según el procedimiento de Hartmann-Shack. A partir de la distribución de errores de fase medida con ayuda del autorrefractor de frente de onda se forma entonces un valor medio. Este valor medio representa el error de fase medio PF. La determinación del error de fase con ayuda de un autorrefractor de frente de onda tiene la ventaja de que se tienen en cuenta variaciones locales del error de fase. En lugar de un autorrefractor de frente de onda también puede usarse un autorrefractómetro.

Un programa informático con código de programa puede estar configurado para la realización del procedimiento descrito anteriormente, cuando el programa se ejecuta en un ordenador de un dispositivo, que comprende una unidad de determinación de la curvatura, una unidad de medición del error de fase, una unidad de cálculo de la longitud del ojo y una unidad de determinación del centro de rotación del ojo. El programa informático puede estar almacenado, por ejemplo, en un soporte de datos legible por máquina.

Se obtienen ventajas adicionales de la descripción y de los dibujos adjuntos.

Se entiende que las características mencionadas anteriormente y las que aún se explicarán a continuación no sólo pueden usarse en la combinación indicada en cada caso, sino también en otras combinaciones o individualmente, sin apartarse del alcance de la presente invención.

En los dibujos se representan ejemplos de realización de la invención y se explican más detalladamente en la siguiente descripción. Muestran:

- la Figura 1 una primera vista lateral esquemática de un ojo girado hacia arriba para explicar diferentes direcciones visuales y centros de rotación y la posición del centro de rotación del ojo;
- la Figura 2 una segunda vista lateral esquemática de un ojo dirigido en línea recta con un cristal de gafas colocado delante para explicar parámetros adicionales del ojo;
- la Figura 3 una vista delantera de un ojo para explicar determinadas regiones del ojo;
- la Figura 4 una tercera vista lateral esquemática de un ojo dirigido en línea recta para explicar la medición del error de fase del ojo con ayuda de un autorrefractor de frente de onda;
- la Figura 5 un diagrama, como el que puede usarse en el contexto del primer procedimiento de la presente invención, para determinar la posición del centro de rotación del ojo;
- la Figura 6 un dispositivo para determinar la posición del centro de rotación del ojo en un ojo de un sujeto de experimentación según la invención;

En las figuras 1 y 2, 10 designa un ojo. El ojo 10 tiene un cuerpo vítreo 12, una córnea 14, un iris 16, una pupila 17 así como un cristalino 18.

Cuando el ojo 10 realiza un movimiento de rotación, entonces éste no se produce exactamente alrededor de un centro de rotación en el espacio. Más bien existe sólo una región aproximadamente esférica, en la que se encuentran los centros de rotación momentáneos. El punto que experimenta la menor variación de posición durante los movimientos oculares se denomina centro de rotación mecánico del ojo M (véase la norma DIN 5340 - 42).

Con GL se designa el eje visual (línea visual). Es, según la norma DIN 5340 – 360, la recta de unión entre un punto objeto fijo y el punto de imagen conjugado con el mismo en el centro de la fovea central 11.

Con FL se designa la línea de fijación (línea de mira). Es, según la norma DIN 5340 – 159, la recta de unión entre el punto objeto representado de manera centrada y el centro de la pupila de entrada 17.

OA designa el eje óptico.

Con Z' se designa el centro de rotación óptico del ojo. Es, según la norma DIN 5340 – 43, el punto de corte de la perpendicular del centro de rotación mecánico del ojo M con la línea de fijación FL.

El ángulo entre el eje óptico OA y la línea de fijación FL se designa en la Figura 1 con  $\gamma$ . El ángulo  $\gamma$  está dibujado en este caso sólo en un plano, pero simboliza un ángulo sólido arriba/abajo y a la derecha/izquierda.

En la Figura 2 está dispuesto un cristal de gafas 20 delante del ojo 10. El cristal de gafas tiene en el lado dirigido hacia el ojo 10 una superficie trasera 22. La distancia de la superficie trasera 22 con respecto al ápice corneal 15 medida en la dirección visual en perpendicular al plano de la montura se designa distancia al vértice corneal HSA (véase la norma DIN EN ISO 13666 - 5.27). La distancia del vértice corneal 15 con respecto al centro de rotación óptico del ojo Z' indica la posición del centro de rotación del ojo ADL con respecto al ápice corneal 15.

La posición del centro de rotación del ojo ADL es un parámetro importante en el cálculo del cristal de gafas 20. El cristal de gafas 20 se optimiza siempre de tal manera que para cada dirección visual del ojo 10 presenta las propiedades de formación de imágenes óptimas.

La Figura 3 muestra una vista delantera del ojo 10. En el iris 17 se reconoce una estructura característica así como junto al iris 17 en la esclerótica 24 una estructura de pequeños vasos sanguíneos.

Ejemplo de realización:

5 En un ejemplo de realización de un procedimiento según la invención, la posición del centro de rotación del ojo ADL se determina basándose en un modelo de ojo y en una estimación de la longitud del ojo LA. La Figura 6 muestra un dispositivo 120 según la invención para la realización del procedimiento. El procedimiento comprende las siguientes etapas:

10 En una primera etapa 1a) se determina con un aparato 122, concretamente por medio de un escáner adecuado, la topografía de la córnea 14 y a partir de la misma la curvatura media KH de la córnea 14. En esta medición puede determinarse al mismo tiempo la posición del centro de la pupila 17 así como adicionalmente la posición del vértice de la córnea 14.

15 En una segunda etapa 1b) se determinan los errores de fase y el valor medio del error de fase PF del ojo 10. Para ello se usa por ejemplo un autorrefractor de frente de onda 124 de tipo constructivo conocido, que determina la distribución de los errores de fase por toda la abertura de la pupila 17 del ojo 10, tal como se representa en la Figura 4. La distribución de errores de fase puede determinarse, por ejemplo, con el denominado procedimiento de Hartmann-Shack convencional. Este procedimiento se basa en la comparación de un frente de onda 42 dispersado en la retina 13 y que atraviesa el ojo con el frente de onda 41 antes de la dispersión y el paso a través del ojo. A este respecto, también puede determinarse la posición del centro de la pupila 17. Las dos mediciones pueden realizarse dado el caso también con dos disposiciones de medición diferentes en un aparato (por este motivo, la Figura 6 muestra dos aparatos idénticos 122, 124). Un ordenador 126 calcula entonces a partir de la distribución de los errores de fase por la ubicación el valor medio aritmético del error de fase PF del ojo 10 del sujeto de experimentación.

30 Para producir en las dos etapas mencionadas anteriormente un sistema de referencia común para las posiciones medidas, según la invención puede producirse adicionalmente en cada una de las dos etapas 1a) y 1b) una toma fotográfica, que registra por ejemplo las estructuras representadas en la Figura 3 del iris 17 o de los vasos sanguíneos en la esclerótica 24. Estas estructuras pueden usarse entonces como sistema de referencia para las posiciones del centro de la pupila y del vértice corneal así como parámetros adicionales.

35 A partir de los valores KH y PF así determinados se determina ahora en una tercera etapa 1c) la longitud del ojo LA. Para ello puede usarse la relación

$$LA = (k_1 - KR)KH/k_2,$$

40 cuyas constantes  $k_1$  y  $k_2$  se obtienen de un modelo, que se crea/se ha creado mediante mediciones en un gran número de ojos.

45 La Figura 5 muestra para ello un diagrama 30 con la relación entre el cociente de la longitud del ojo y la curvatura de la córnea (eje de abscisas LA/KH) y el error de fase del ojo (eje de ordenadas PF). Los puntos designan los resultados de mediciones reales en personas de prueba. La recta de regresión 34 reproduce la relación lineal entre los valores de medición.

A partir de la evolución de las rectas 34 pueden deducirse las constantes  $k_1$  y  $k_2$  tal como sigue:

$$k_1 = 52,634 \text{ dpt}$$

$$k_2 = 17,395 \text{ dpt}$$

50 Con la longitud del ojo LA así determinada puede determinarse en una cuarta etapa 1d) la posición del centro de rotación del ojo ADL según la relación

$$ADL = k_3 LA,$$

55 siendo aplicable por ejemplo según Gullstrand como valor empírico:

$$k_3 = 13,5/23,8$$

60 La posición del centro de rotación del ojo ADL determinada de esta manera puede usarse como parámetro de entrada en el cálculo de un cristal de gafas optimizado individualmente.

Preferiblemente, en la etapa a) se determina la curvatura media KH de la córnea 14 en la región de la abertura de la pupila. Alternativa o adicionalmente, en la etapa a) puede determinarse la curvatura media KH de la córnea 14 y en la etapa b) el error de fase PF en cada caso en la región alrededor de un eje OA, GL del ojo 10. La curvatura media KH de la córnea 14 se determina a este respecto en particular en una región con el diámetro de 12 mm alrededor del vértice corneal, el error de fase medio PF en una región correspondiente alrededor del centro de la pupila. Los dos valores se referencian de esta manera en el espacio, es decir por ejemplo ambos se refieren a un determinado eje característico OA o GL o al centro de la pupila.

10 **Lista de números de referencia**

10	ojo
11	fóvea central
12	cuerpo vítreo
15	13 plano de la retina
	14 córnea
	15 vértice corneal
	16 iris
	17 pupila
20	18 cristalino
	19 limbo
	20 cristal de gafas
	22 superficie trasera
	24 esclerótica
25	30 diagrama
	32 punto de medición
	34 recta
	41 frente de onda
	42 frente de onda
30	120 dispositivo para determinar la posición del centro de rotación del ojo
	122 iProfiler
	124 iProfiler
	126 ordenador
35	ADL posición del centro de rotación del ojo
	HA punto principal de lado de objeto del ojo
	HSA distancia al vértice corneal
	FL línea de fijación
	GL eje visual
40	PF error de fase medio
	KH curvatura de la córnea
	LA longitud del ojo
	M centro de rotación mecánico del ojo
	OA eje óptico
45	Z' centro de rotación óptico del ojo

x, y, z coordenadas espaciales

$\gamma$  ángulo, dirección visual

5

**REIVINDICACIONES**

1.- Procedimiento para determinar la posición del centro de rotación del ojo (ADL) en un ojo (10) que presenta una pupila (17) y un centro de pupila de un sujeto de experimentación con las etapas de:

a) determinar la curvatura media (KH) de la córnea (16) del ojo (10), por medio de una unidad de determinación de la curvatura (122);

b) determinar el error de fase medio (PF) del ojo (10), por medio de una unidad de medición del error de fase (126);

determinándose la curvatura media (KH) y el error de fase medio (PF) de manera referenciada en el espacio, es decir con respecto a un determinado eje o al centro de la pupila

c) determinar la longitud del ojo (LA) a partir de la curvatura media (KH) y del error de fase medio (PF) por medio de una unidad de cálculo de la longitud del ojo (126); y

d) determinar la posición del centro de rotación del ojo (ADL) a partir de la longitud del ojo (LA) por medio de una unidad de determinación del centro de rotación del ojo (126).

2.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque la posición del centro de rotación del ojo (ADL) se determina a partir de la longitud del ojo (LA) según la relación:

$$ADL = k_3 LA$$

3.- Procedimiento según la reivindicación 2, caracterizado porque

$$k_3 = 13\ 5/23\ 8 \pm 10\%$$

4.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la longitud del ojo (LA) se determina a partir de la curvatura media (KH) y el error de fase medio (PF) según la relación:

$$LA = (k_1 - PF)KH/k_2$$

5.- Procedimiento según la reivindicación 4, caracterizado porque

$$k_1 = 52,634\ dpt \pm 10\%$$

$$k_2 = 17,395\ dpt \pm 10\%$$

6.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque en la etapa a) se determina la curvatura media (KH) de la córnea (16) en la región de la abertura de la pupila.

7.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque en la etapa a) se determina la curvatura media (KH) de la córnea (16) y en la etapa b) se determina el error de fase (PF) en cada caso en la región alrededor del eje óptico (OA) y/o de la línea de fijación (FL) y/o del eje visual (GL) del ojo (10).

8.- Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el error de fase (PF) se mide por medio de un autorrefractor de frente de onda.

9.- Procedimiento para optimizar un cristal de gafas (20) individualizado para un ojo (10) de un sujeto de experimentación, en el que se determina la posición del centro de rotación del ojo (ADL) y se usa como parámetro de entrada, caracterizado porque para determinar la posición del centro de rotación del ojo (ADL) en el ojo (10) del sujeto de experimentación se usa un procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores.

10.- Programa informático con código de programa configurado para la realización del procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, cuando el programa se ejecuta en un ordenador de un dispositivo, que comprende una unidad de determinación de la curvatura (122), una unidad de medición del error de fase (126), una unidad de cálculo de la longitud del ojo (126) y una unidad de determinación del centro de rotación del ojo (126).

11.- Programa informático según la reivindicación 10, almacenado en un soporte de datos legible por máquina.

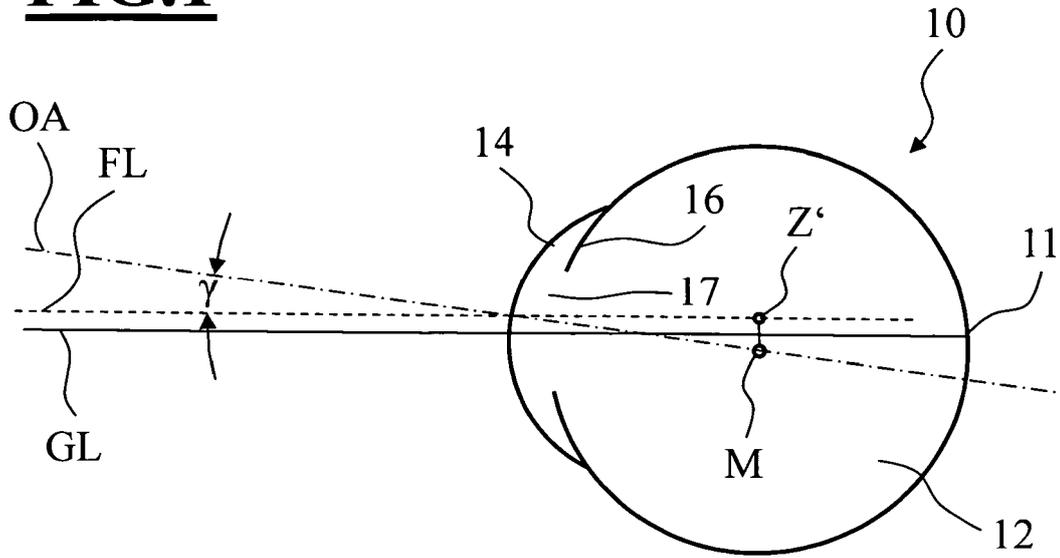
12.- Dispositivo (120) para determinar la posición del centro de rotación del ojo (ADL) en un ojo (10) que presenta una pupila (17) y un centro de pupila de un sujeto de experimentación con:

## ES 2 641 938 T3

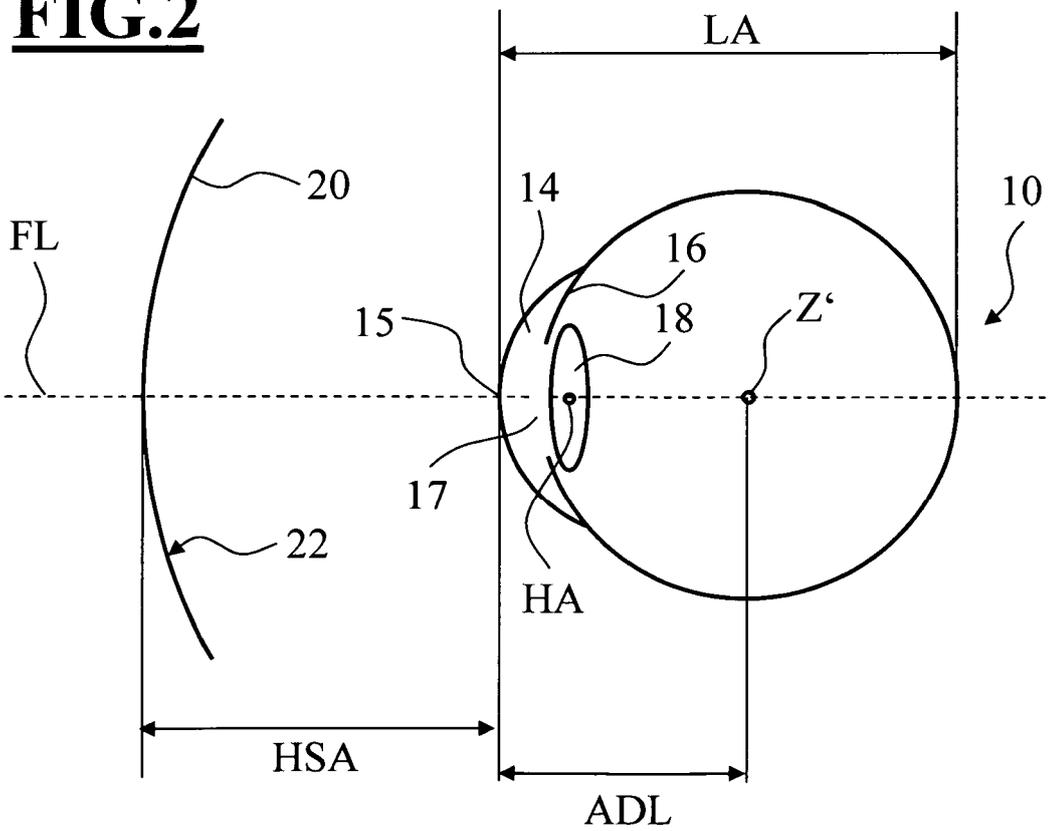
- a) una unidad de determinación de la curvatura (122) para determinar la curvatura media (KH) de la córnea (16) del ojo (10),
- 5 b) una unidad de medición del error de fase (126) para determinar el error de fase medio (PF) del ojo (10); determinándose la curvatura media (KH) y el error de fase medio (PF) de manera referenciada en el espacio, es decir con respecto a un determinado eje o al centro de la pupila
- 10 c) una unidad de cálculo de la longitud del ojo (126) para determinar la longitud del ojo (LA) a partir de la curvatura media (KH) y el error de fase medio (PF); y
- d) una unidad de determinación del centro de rotación del ojo (126) para determinar la posición del centro de rotación del ojo (ADL) a partir de la longitud del ojo (LA).

15

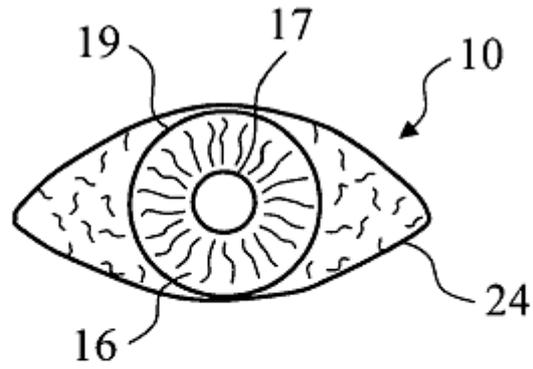
**FIG.1**



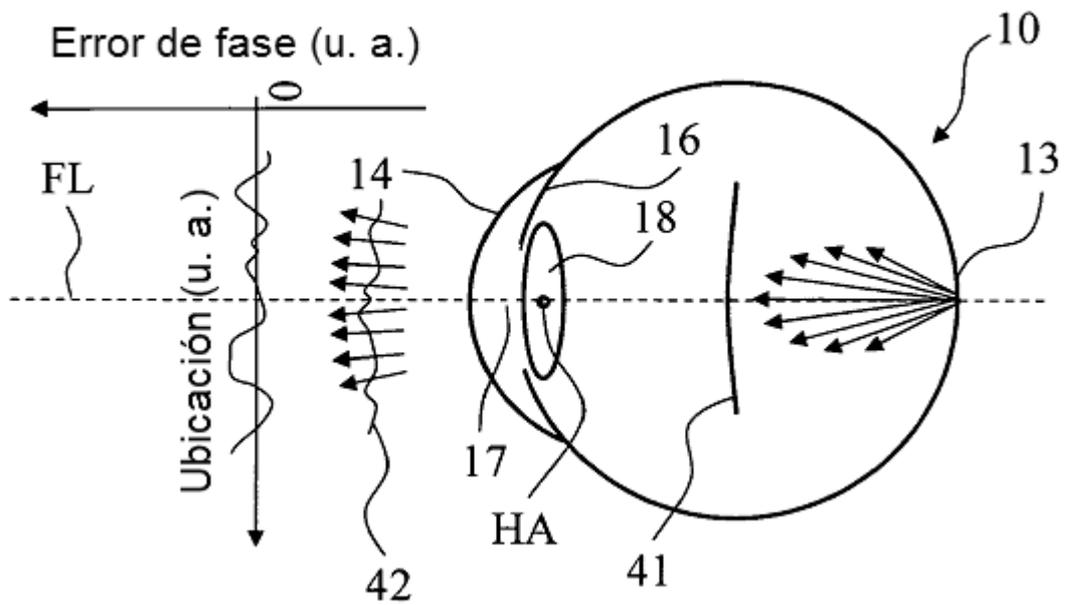
**FIG.2**



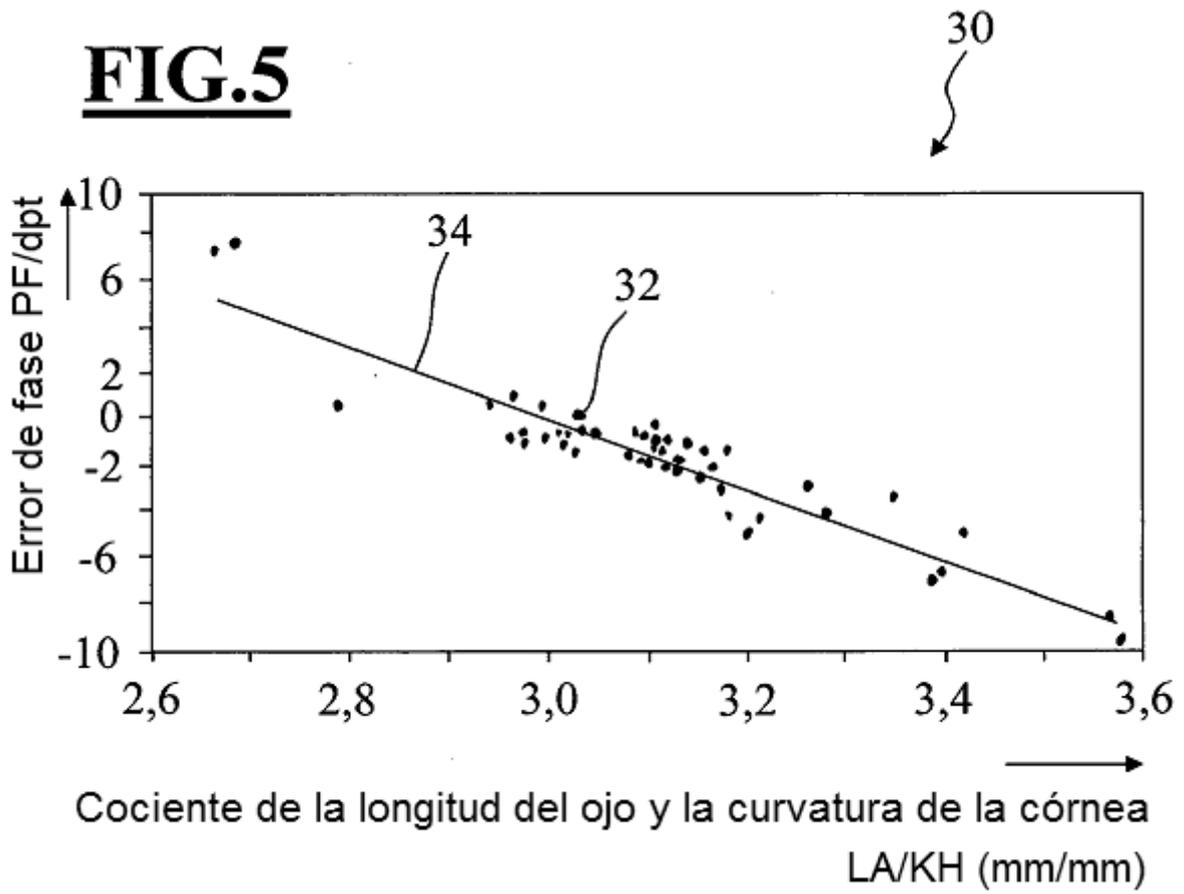
**FIG.3**



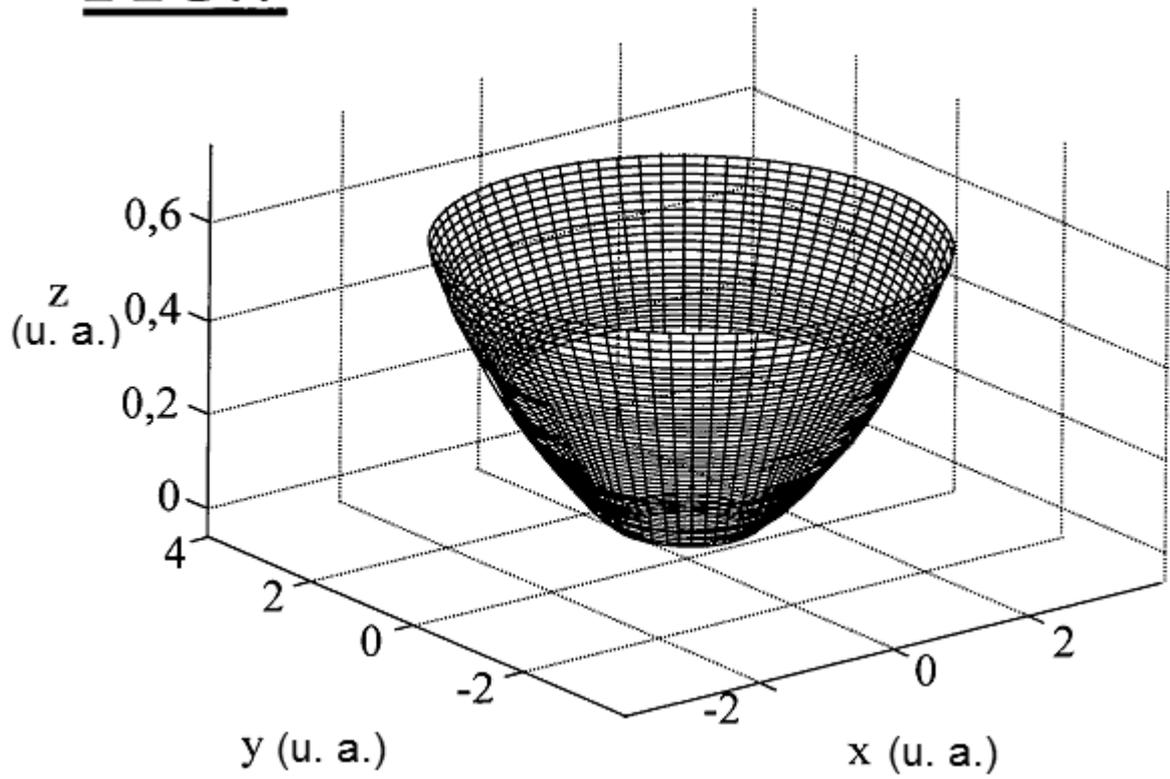
**FIG.4**



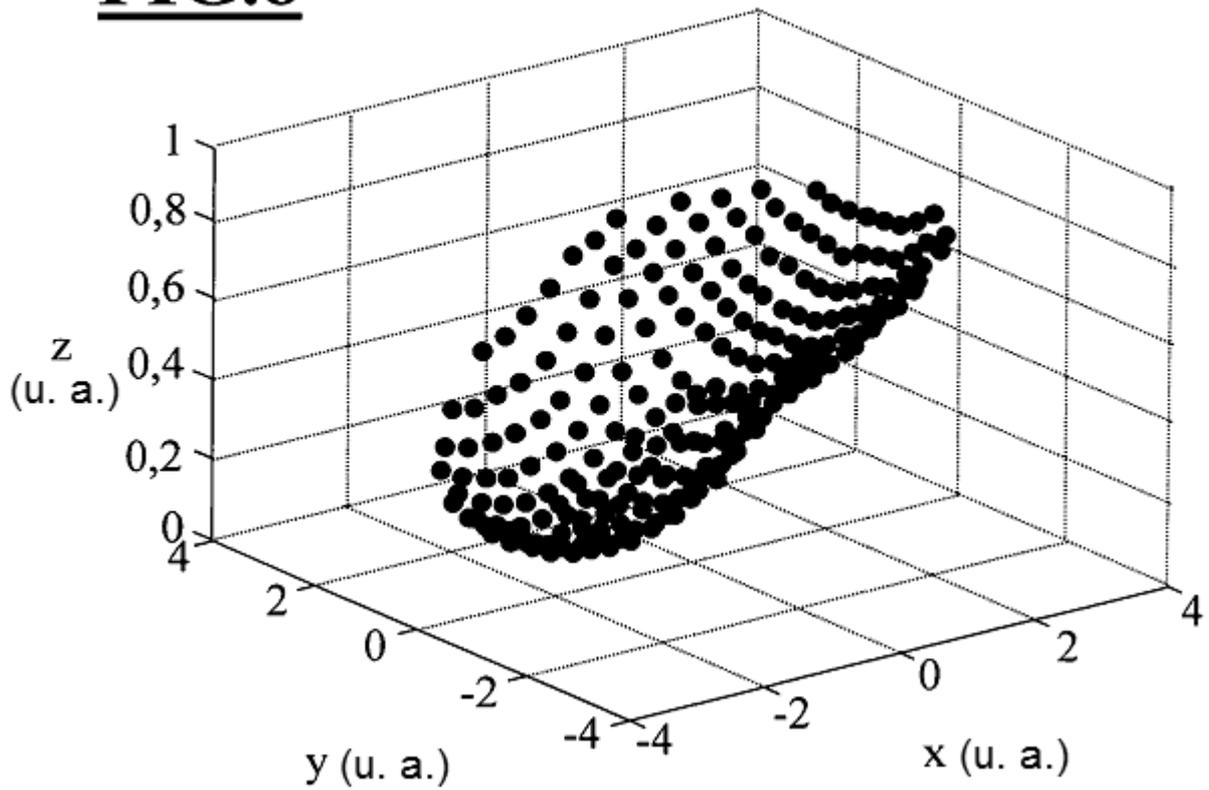
**FIG.5**

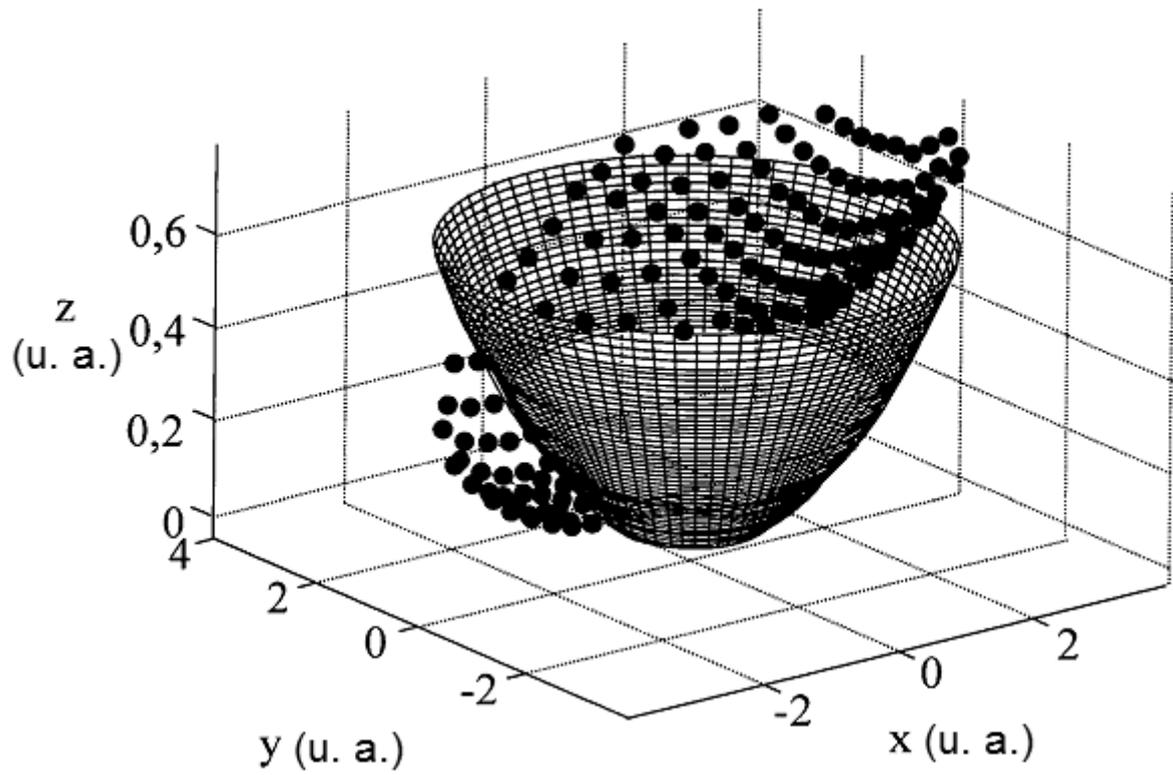
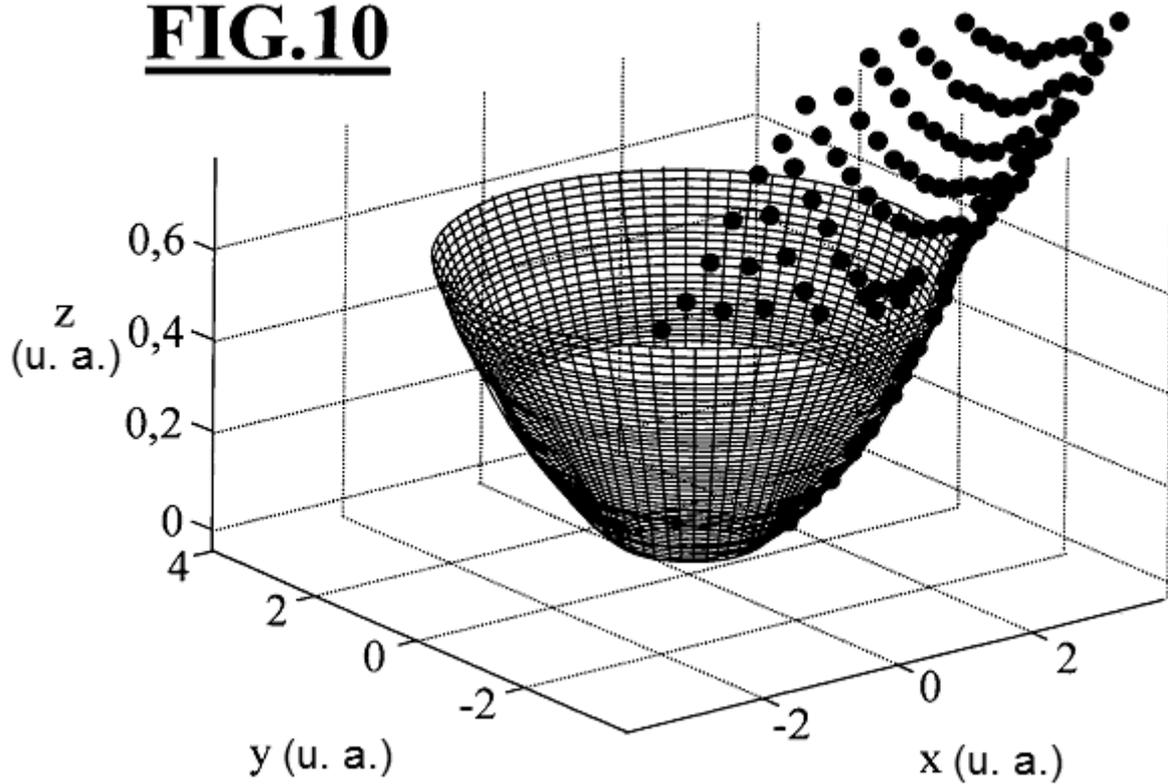


**FIG.7**

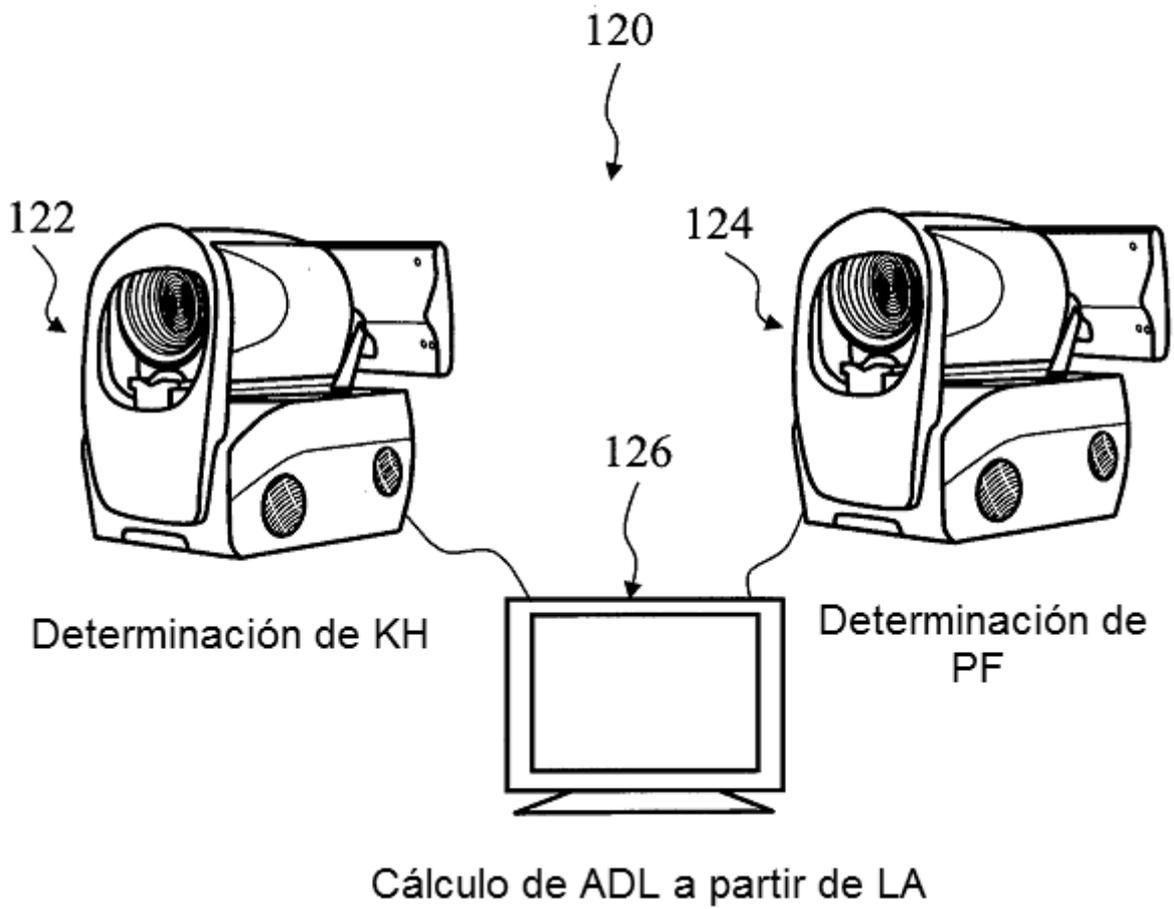


**FIG.8**

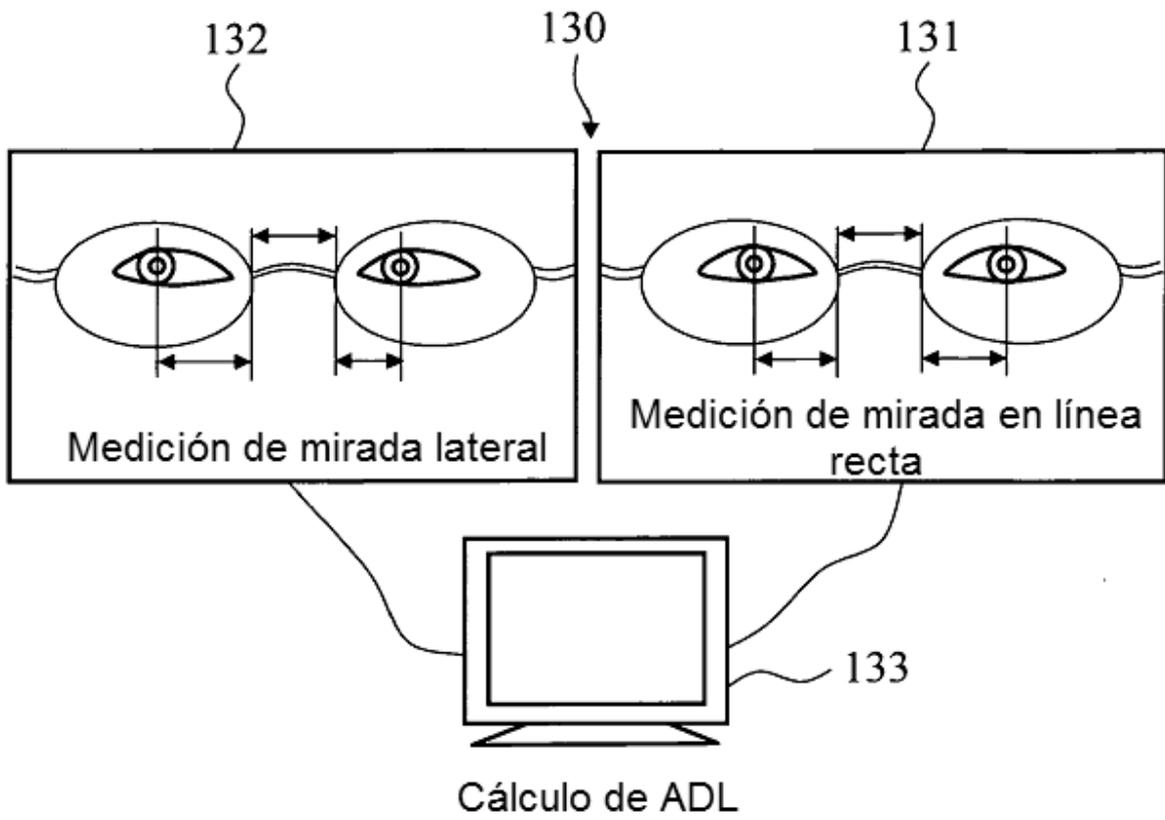


**FIG.9****FIG.10**

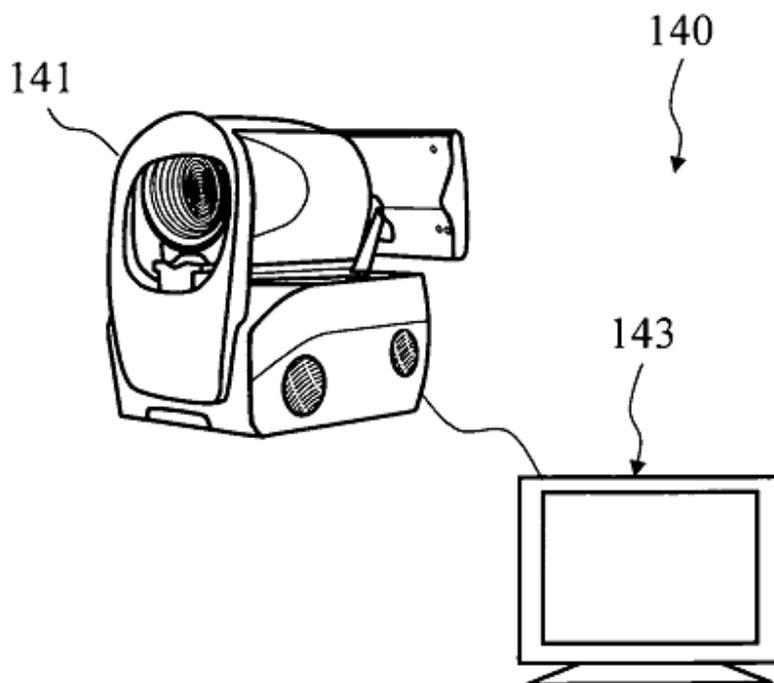
**FIG.6**



**FIG.12**



**FIG.13**



**FIG.14**

