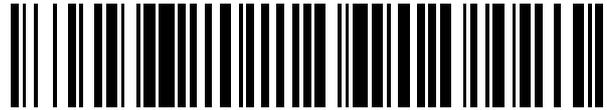


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 502 521**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/107** (2006.01)

**A61B 3/11** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.09.2009 E 09290707 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.07.2014 EP 2168474**

54 Título: **Dispositivo y método para medir automáticamente el radio corneal de los dos ojos de un individuo**

30 Prioridad:

**25.09.2008 FR 0805271**

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

**03.10.2014**

73 Titular/es:

**ESSILOR INTERNATIONAL (COMPAGNIE  
GÉNÉRALE D'OPTIQUE) (100.0%)  
147, RUE DE PARIS  
94220 CHARENTON LE PONT, FR**

72 Inventor/es:

**BARANTON, KONOCHAN**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 502 521 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

Dispositivo y método para medir automáticamente el radio corneal de los dos ojos de un individuo

### DOMINIO TÉCNICO AL QUE SE REFIERE EL INVENTO

5 El presente invento se refiere en general al examen oftalmológico y en particular a la queratometría. Considera específicamente un procedimiento de queratometría así como un queratómetro automático para la medida de al menos una magnitud queratométrica relativa a la geometría de la córnea de cada uno de los dos ojos de un individuo.

### ANTECEDENTES TECNOLÓGICOS

10 La queratometría automática es una medición objetiva de magnitudes, llamadas queratométricas, relativas a la geometría de la córnea de un ojo de un individuo. Esta medición sirve, en particular, para la preparación y la asistencia a las intervenciones quirúrgicas del ojo y para la adaptación de las lentillas de contacto a la curvatura del ojo a corregir. Se trata muy a menudo de medir los radios de curvatura de la cara anterior de la córnea en sus dos meridianos principales.

El operador, oftalmólogo u óptico, utiliza para ello un instrumento llamado queratómetro.

15 Un instrumento de este tipo ha sido descrito en el documento US4597648. Este instrumento permite la queratometría de un ojo de un individuo que se somete o antes de someterse a una operación de cirugía del ojo en cuestión. Se trata de un aparato monocular: la medición es efectuada individualmente para un solo ojo. El instrumento incluye:

- una caja,

- una pluralidad de fuentes luminosas de configuración geométrica conocida montadas en la caja a fin de iluminar el ojo a medir del individuo,

20 - un sistema óptico de formación de imágenes montado en la caja y dispuesto para proporcionar una imagen del reflejo corneal de las fuentes luminosas sobre el ojo,

- al menos un sensor o captador fotoeléctrico montado sobre la caja para capturar esta imagen y adaptado para convertir esta imagen en una señal que es representativa de la misma,

- un ordenador adaptado para tratar dicha señal para calcular las magnitudes queratométricas buscadas del ojo.

25 Este tipo de instrumento proporciona satisfacción en lo que se refiere a la medición de un ojo en un referencial absoluto, pero es molesta de utilizar tanto para el operador como para el individuo que se somete a la queratometría. En particular, para medir los dos ojos del individuo, el operador debe efectuar secuencialmente dos mediciones distintas, una para el ojo izquierdo y la otra para el ojo derecho. El operador debe, para cada uno de los dos ojos, posicionar con precaución la cabeza del individuo en el referencial del instrumento con el fin de que los dos ojos sean medidos en un mismo referencial. Esta imposición se traduce inevitablemente en una complejidad operativa y/o instrumental.

30 Se conoce, por otra parte, a partir del documento WO 02/11612 un dispositivo para medir características de un ojo, actuando simultáneamente como queratómetro y como WMD ("Wavefront Measuring Device" Dispositivo de Medición de Frente de Onda) para medir los errores de refracción del ojo (o aberraciones).

En este documento, el dispositivo de medición está, sin embargo, desprovisto de medios de cálculo de la separación entre pupilas o de las semi-distancias pupilares de los dos ojos del individuo.

35 Se conoce igualmente por el documento US 5 777 718 un refractómetro automático que comprende dos caminos ópticos para mostrar simultáneamente dos imágenes objetivos enfrente de los dos ojos del paciente, y que está dispuesto para medir los valores de refracción de los dos ojos del paciente de tal manera que los efectos de ajuste de los ojos cuando trabajan solos no influyan sobre las medidas.

40 En este documento, el refractómetro presenta una función de pupilómetro para medir la distancia entre pupilas de los dos ojos del individuo. Incluye, a este efecto, medios de alineación de los dos caminos ópticos en el eje de los dos ojos del paciente y un potenciómetro cuya resistencia varía en función de la separación entre los dos caminos ópticos.

Este dispositivo no presenta, sin embargo, una función de queratómetro. Su función de pupilómetro es, por otra parte, puesta en práctica con la ayuda de un sistema electro-mecánico costoso.

### OBJETO DEL INVENTO

45 Un objeto del presente invento es proponer un queratómetro y un procedimiento de queratometría que permite proporcionar, con eficiencia y economía de medios, mediciones pertinentes para la concepción personalizada de un equipamiento de corrección visual.

A este efecto, se propone según el invento un procedimiento de queratometría automática para la medición de al menos

una magnitud queratométrica relativa a la geometría de la cornea de cada uno de los dos ojos de un individuo, tal como se ha definido en la reivindicación 1.

Más particularmente según el invento, los reflejos de las córneas de los dos ojos son capturados, uno tras otro o simultáneamente, sin desplazamiento relativo de la cara del individuo con respecto al sensor.

5 Se propone también según el invento un queratómetro automático tal como se ha definido en la reivindicación 7.

Los dos ojos del individuo son medidos preferiblemente de forma simultánea. Por simultáneamente se entiende que las capturas de las imágenes de los reflejos de las córneas de los dos ojos son realizadas al mismo tiempo o en instantes próximos situados en un intervalo de tiempo máximo de una décima de segundo.

10 El experto en la técnica no había considerado en ningún caso hasta hoy en día la queratometría global de los dos ojos sin desplazamiento del instrumento de medición con respecto a la cabeza del individuo sujeto de la queratometría. Consideraba por el contrario necesario para la precisión de la medición que se efectúen uno tras otros dos lecturas monoculares, sobre cada ojo por separado, por medio de una instrumentación óptica y de un protocolo de medición dedicados a un solo ojo (medida monocular) y así considerada precisa. El estado de la técnica no identificaba por otra parte ningún interés en efectuar la queratometría para los dos ojos globalmente y el experto en la técnica, aunque lo hubiera tenido en consideración, no podía entonces percibirlo más que como una fuente de complicación óptica, factor de aumento de los costes.

15 Es en contra de este prejuicio como los trabajos de la solicitante le han llevado a identificar un inconveniente específico para la medición individualizada de cada ojo, especialmente cuando la queratometría es efectuada con fines de concepción personalizada de un equipamiento de corrección visual tal como lentes de contacto, un implante intra-ocular o lentes de las gafas.

20 Tal concepción se basa en un conjunto de medidas fisiológicas y su eficacia depende, no solamente de la precisión de estas medidas, sino igualmente, al menos para algunas de estas mediciones, del contexto en el que son efectuadas (que debe aproximarse tanto como sea posible a la condiciones de uso del equipo visual) y de la coherencia de las diferentes medidas entre ellas. La solicitante considera particularmente importante, al menos en ciertas circunstancias, que los dos ojos sean medidos en condiciones idénticas o análogas, de lo contrario, la corrección proporcionada al portador del equipo visual estará desequilibrada y el confort visual del portador corre entonces el riesgo de degradarse severamente.

25 Tratándose en particular de la queratometría, la solicitante ha identificado que el confort visual del portador podía ser mejorado efectuando la medición de los dos ojos en una configuración de medición común, sin desplazamiento de la cabeza, es decir, en un mismo contexto de solicitud del sistema visual del individuo.

30 La medición sin desplazamiento de los dos ojos permite además, ventajosa pero no necesariamente, una medición a la vez cómoda, rápida y eficaz en condiciones menos restrictivas tanto para el operador como para el individuo sujeto de la queratometría. Se superan además, al menos en parte, riesgos de error de medición que, en el modo de la medición monocular del estado de la técnica, podían resultar de una desviación de posicionamiento de la cabeza del individuo entre la medición del ojo derecho y la del ojo izquierdo. Se evita así la puesta en práctica de complejidades operatorias o instrumentales que pretenden paliar este riesgo de defecto de posicionamiento.

35 La pertinencia de la medición y, por lo tanto, el confort visual del portador pueden aún ser mejorados efectuando la medición de los dos ojos simultáneamente, es decir en un mismo contexto de solicitud del sistema visual del individuo.

Ventajosamente, el sistema óptico de formación de imágenes incluye al menos uno de los siguientes elementos:

40 - una lente que tiene al menos un diámetro horizontal de al menos diez centímetros y cuyo eje óptico, eventualmente reenviado o desviado, desemboca en el sensor fotoeléctrico,

- dos partes de lentes o dos dobletes equivalentes a una lente única cuyo eje óptico, eventualmente reenviado o desviado, desemboca en el sensor fotoeléctrico.

Otras características y ventajas no limitativas del procedimiento según el invento están expuestas en las reivindicaciones 2 a 6.

45 Otras características ventajosas y no limitativas del queratómetro según el invento están por otra parte expuestas en las reivindicaciones 8 a 15.

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA DE UN EJEMPLO DE REALIZACIÓN

La descripción detallada siguiente, con referencia a los dibujos adjuntos, dada a título de ejemplo no limitativo, hará comprender bien en qué consiste el invento y como puede ser realizado.

50 En los dibujos adjuntos:

- la fig. 1 es una vista esquemática de un queratómetro según un primer modo de realización del invento;
- la fig. 2 es una vista en corte del queratómetro de la fig. 1, según el plano II-II;
- la fig. 3 es una vista en corte del queratómetro de la fig. 1, según el plano III-III;
- la fig. 4 es una vista en corte del queratómetro de la fig. 1, según el plano IV-IV;
- 5 - la fig. 5 es una vista de conjunto del queratómetro y de su soporte conectado a un ordenador;
- la fig. 6 es una vista frontal de la fuente luminosa del queratómetro de la fig. 1;
- la fig. 7 es una vista análoga a la fig. 1, que ilustra un segundo modo de realización del invento;
- la fig. 8 es una vista esquemática de los caminos tomados por cuatro rayos luminosos en el queratómetro de la fig. 1;
- 10 - la fig. 9 es una vista esquemática de los caminos tomados por cuatro rayos luminosos en un queratómetro según un tercer modo de realización del invento; y
- la fig. 10 es una vista esquemática de una variante de realización del queratómetro de la fig. 1.

En las figs. 1 y 7, se han representado dos modos de realización de un queratómetro automático 1; 101 conforme al invento. Este queratómetro automático 1; 101 permite adquirir magnitudes queratométricas relativas a la forma y al tamaño de la córnea de cada uno de los dos ojos de un individuo.

Incluye a este efecto una caja 2; 102 hueca y globalmente paralelepípedica, alargada según un eje longitudinal Z.

Esta caja 2; 102 presenta una primera extremidad, situada a la derecha en las figs. 1 y 7, que está perforada por dos ventanas de medición 9; 109 rectangulares (igualmente visibles en las fig. 2 y 4) Esta primera extremidad de la caja 2; 102 está, además, equipada con una parte de apoyo 3; 103 en forma de montura gafas situada enfrente de las dos ventanas de medición 9; 109. Esta parte de apoyo 3; 103 permite colocar de forma estable la caja 2; 102 sobre la cara del individuo, de tal manera que sus dos ojos estén situados enfrente de las dos ventanas de medición 9; 109.

La caja 2; 102 presenta una segunda extremidad, situada en el lado opuesto a la primera, que está perforada por una ventana de observación 10; 110 dispuesta enfrente de las dos ventanas de medición 9; 109 y a través de la cual un observador puede verificar que la caja 2; 102 está posicionada correctamente con respecto a la cara del individuo.

Como lo muestran más particularmente las figs. 1, 2 y 7, la caja 2; 102 aloja interiormente:

- al menos una fuente luminosa 4; 104A, 104B de configuración geométrica conocida, montada o montadas en la caja 2 para iluminar simultáneamente los dos ojos del individuo,
- un sistema óptico de formación de imágenes 5; 105A, 105B dispuesto para proporcionar, una tras otra o simultáneamente y sin desplazamiento relativo de la cara del individuo con respecto a la caja 2; 102 una o dos imágenes planas de los reflejos de la córnea generados por la o las fuentes luminosas 4; 104A, 104B sobre los dos ojos del individuo,
- al menos un sensor fotoeléctrico 7; 107A, 107B dispuesto para capturar esta o estas imágenes y adaptado para convertir esta o estas imágenes en una señal representativa,
- una calculadora 8 adaptada para tratar esta señal para calcular una magnitud queratométrica de cada ojo.

En un primer modo de realización del invento representado en las figs. 1 a 4, el queratómetro automático 1 está adaptado para realizar simultáneamente mediciones sobre los dos ojos del portador, por medio de un único sensor fotoeléctrico 7 y de una única imagen sobre la que aparecen los reflejos de las córneas de los dos ojos del individuo.

#### Sistema óptico de formación de imágenes

El sistema óptico de formación de imágenes 5 está adaptado, a este efecto, para generar una imagen unitaria sobre la que aparecen uno u otro de los reflejos corneales de los dos ojos del individuo. Se dice entonces que el queratómetro automático 1 incluye una sola vía óptica.

Tal como se ha representado en las figs. 1 a 3, el sistema óptico de formación de imágenes 5 incluye para ello una lente de colimación 5 de la que una de las caras ópticas se prolonga de un lado al otro de la caja 2, frente a las dos ventanas de medición 9. Esta lente de colimación 5 presenta, a este efecto, un borde de forma rectangular que se extiende en longitud sobre al menos diez centímetros, aquí sobre 12 centímetros. Está posicionada en la caja 2 de manera que su eje óptico se confunda con el eje longitudinal Z de la caja 2 y que su plano focal de imagen se sitúe a poca distancia de la ventana de observación 10, por el lado interior de la caja 2. Esta presenta aquí una distancia focal igual a 100 milímetros.

Según una variante no representada del invento, el sistema óptico de formación de imágenes podría incluir dos dispositivos ópticos distintos que equivalen a la lente de colimación citada previamente, estando cada uno de estos dos dispositivos situado enfrente de una de las ventanas de medición 9 de la caja 2.

5 Estos dispositivos ópticos podrían por ejemplo estar formados por dos cortes de la lente de colimación presentando cada uno la forma de una de las ventanas de medición 9. Estos dos cortes estarían entonces posicionados respectivamente enfrente de las dos ventanas de medición 9, de tal manera que sus eje ópticos se confundan con el eje longitudinal Z de la caja 2.

10 Estos dispositivos ópticos pueden, igualmente, estar formados por dos dobletes que incluyen cada uno una lente convexa de diámetro pequeño adjunta a un prisma óptico. Estos dos dobletes estarían entonces posicionados igualmente de forma respectiva enfrente de las dos ventanas de medición 9, de tal manera que sus eje ópticos se confundan con el eje longitudinal Z de la caja 2.

Como quiera que sea, estos dos dispositivos ópticos distintos tendrían entonces la misma función de colimación y los mismos efectos que la lente de colimación 5 representada en las figs. 1 a 3.

#### Fuente luminosa

15 La fuente luminosa 4 está centrada sobre el eje óptico de la lente de colimación 5 y está posicionada en la proximidad del plano focal de imagen de esta lente, aunque simule una fuente de luz situada en el infinito. Esta fuente luminosa 4 estimula, por lo tanto, la visión de lejos del individuo e ilumina a la vez uno y otro de los dos ojos de este individuo. De esta manera, cuando la caja 2 es instalada correctamente sobre la cara del individuo, ésta mira fijamente a un punto de fijación situado en el infinito.

20 La fuente luminosa 4 está ventajosamente adaptada para reflejarse sobre la córnea de cada ojo del individuo en al menos dos zonas distintas y no adjuntas.

25 Tal como se ha representado en las figs. 2 y 6, está aquí formada por una matriz de diodos electroluminiscentes 42 colocados sobre una placa de soporte 41 y pilotados en estado encendido o apagado por la calculadora 8. Aquí, estos diodos electroluminiscentes 42 están repartidos sobre seis líneas y seis columnas, y están separados dos a dos en 20 milímetros. Cada uno de estos 36 diodos electroluminiscentes está entonces adaptado para reflejarse sobre la córnea de cada ojo del individuo en una zona aislada de las zonas iluminadas por los otros 35 diodos luminiscentes.

Gracias al tamaño de la matriz de diodos y a la distancia focal de la lente de colimación 5, los reflejos de los 36 diodos que aparecen sobre cada córnea estarán repartidos en un disco de 5 milímetros de diámetro centrado alrededor de la pupila del ojo del individuo.

30 Así, gracias a estos diodos, el sistema óptico de formación de imágenes 5 puede generar una imagen unitaria sobre la que aparecen 72 reflejos que corresponden a los reflejos de los 36 diodos sobre los dos ojos del individuo. Cada conjunto de 36 reflejos forma entonces uno de los reflejos comeales.

35 La placa de soporte 41 presenta en cuanto a ella misma una forma cuadrada de aproximadamente 120 milímetros de lado. Está dispuesta en la caja 2 enfrente de la ventana de observación 10, de tal manera que los diodos electroluminiscentes 42 iluminan en la dirección de las dos ventanas de medición 9. Está realizada, por otra parte, de plástico transparente o de vidrio, de manera que el operador puede observar los ojos del portador a través de la ventana de observación 10 de esta placa de soporte 41 y de las dos ventanas de medición 9.

Según una variante del invento no representada, la fuente luminosa puede estar formada por una lámpara superpuesta a una máscara.

40 La lámpara podrá, por ejemplo, incluir uno o varios neones posicionados por detrás de un difusor de luz que permite homogeneizar la intensidad luminosa emitida por la lámpara.

45 La máscara puede estar formada por una tarjeta electrónica reunida a una placa transparente provista de una matriz de puntos opacos o por una placa opaca provista de una matriz de puntos transparentes, aptos para reflejarse sobre las córneas de cada ojo del individuo. La tarjeta electrónica estará provista de una abertura central con el fin de permitir la visión del operador a través de la ventana de observación 10. La máscara podrá, en una variante, estar formada por una pantalla de cristales líquidos (LCD) transparente pilotada por la calculadora 8 para presentar motivos, como por ejemplo una trama de puntos negros sobre fondo transparente o una trama de líneas verticales u horizontales sobre fondo transparente, o cualquier otro motivo de geometría conocido.

50 Como quiera que sea, esta superposición de lámpara y de máscara presenta los mismos efectos que la matriz de diodos electroluminiscentes 42 representada en las figs. 2 y 6.

#### Sensor fotoeléctrico

El sensor fotoeléctrico está aquí constituido por una cámara numérica 7 dispuesta para capturar la imagen de los dos

reflejos de la córnea formada por el sistema óptico de formación de imágenes 5, y prevista para transformar esta imagen en una señal eléctrica representativa.

5 Esta cámara 7 está posicionada preferiblemente en la proximidad del plano focal de imagen de la lente de colimación 5, lo que permite constituir un sistema tele-céntrico que permite obtener una imagen de tamaño invariable cualquiera que sea la separación, según el eje Z, entre la caja 2 y la cara del individuo.

A tal efecto, se podrá prever que la placa de soporte 41 sea perforada por una abertura central a través de la cual se insertará el objetivo de la cámara, de manera que esta última sea posicionada sobre el eje óptico de la lente de colimación 5, en su plano focal de imagen.

10 Sin embargo, aquí, se ha previsto desviar el eje óptico de la lente de colimación 5 por una placa semi-reflectante 6, de manera que desdoble su plano focal de imagen.

Como muestra más particularmente la fig. 2, esta placa semi-reflectante 6 está posicionada entre la lente de colimación 5 y la placa de soporte 41 de la fuente luminosa 4, y está inclinada 45 grados con respecto al eje longitudinal Z de la caja 2.

15 Gracias a esta placa semi-reflectante 6, la cámara puede posicionarse a una distancia de la fuente luminosa 4, según un eje perpendicular al eje longitudinal Z de la caja 2. La disposición de los diferentes órganos del queratómetro 1 en la caja 2 es así simplificada.

20 En una variante, será igualmente posible, como se ha ilustrado en la fig. 10, desplazar la fuente luminosa 4 y la cámara 7 de tal manera que no se necesite ninguna placa semi-reflectante. Sin embargo, este desplazamiento inducirá una desviación del reflejo de la córnea con respecto a la pupila del individuo. Esta desviación podrá entonces ser corregida ópticamente, con la ayuda de uno o de dos prismas, o bien ser tenida en cuenta por la calculadora 8 en el curso de sus cálculos.

#### Calculadora

Aquí, la calculadora 8 está adaptada para tratar las señales de salida de la cámara 7 para, por una parte, calcular la separación entre pupilas o las semi-separaciones pupilares de los dos ojos del individuo, y por otra parte, calcular al menos una magnitud queratométrica para cada ojo de este individuo.

25 Como recordatorio, se entiende por separación entre pupilas la distancia que separa las dos pupilas del individuo y por semi-separación pupilar la distancia que separa uno de los dos ojos del individuo y la arista de su nariz.

La magnitud queratométrica puede, por ejemplo, corresponder al radio de curvatura de la córnea si esta última es sensiblemente esférica (en el caso en el que el individuo no presenta defecto de astigmatismo), o a un conjunto de radios de curvatura locales para diferentes direcciones, o aún a una superficie representativa de la superficie de la córnea.

30 La calculadora 8 está aquí formada por una tarjeta electrónica incluida en la caja 2, por ejemplo del tipo ADSP-BF531 de la sociedad Analog Devices. Está equipada con una pantalla LCD 11 que está posicionada a través de una abertura dispuesta en la caja 2 para asegurar la visualización de las mediciones realizadas.

35 Eventualmente, se podrá prever que el queratómetro automático 1 incluya además un sistema de ocultación monocular, constituido por dos pantallas con diafragma pilotadas por la calculadora y dispuestas respectivamente por delante de las dos ventanas de medición 9. Por regulación de la tensión que las alimenta, las pantallas pueden pasar del estado transparente al estado de ocultación y a la inversa, independientemente una de la otra.

40 En la fig. 8, se ha representado esquemáticamente el sistema óptico de formación de imágenes 5, la fuente luminosa 4 y el sensor fotoeléctrico 7 del queratómetro 1, así como uno de los ojos 90 del individuo. Este ojo 90 está aquí representando con una córnea 91 de forma esférica, aunque este no suela ser el caso en la realidad. Se han representado igualmente en esta figura los trayectos ópticos de dos rayos luminosos R1, R2 que son emitidos por dos diodos electroluminiscentes 42 distintos de la fuente luminosa 4 y que forman sobre la córnea dos reflejos cuyas imágenes son visibles de forma neta por la cámara 7.

#### Segundo modo de realización del queratómetro

45 En un segundo modo de realización del invento representado en la fig. 7, el queratómetro automático 101 está adaptado para realizar simultáneamente o una tras otra medidas sobre los dos ojos del portador, por medio de un sistema óptico de formación de imágenes apto para generar dos imágenes sobre cada una de las cuales aparece el reflejo de la córnea de uno de los dos ojos del individuo.

50 El sistema óptico de formación de imágenes está adaptado, de forma más precisa, para generar simultáneamente o una tras otra dos imágenes distintas de los dos reflejos de la córnea. Se dice entonces que el queratómetro 101 incluye dos vías ópticas separadas.

El sistema óptico de formación de imágenes incluye para ello dos lentes de colimación 105A, 105B idénticas situadas

5 cada una enfrente de una de las ventanas de medición 109 de la caja 102. Están posicionadas en esta caja 102 de manera que sus ejes ópticos se extiendan de forma paralela al eje longitudinal Z y que sus planos focales de imagen se confundan y se sitúen a poca distancia de la ventana de observación 110, del lado interior de la caja 102. Una primera lente de colimación 105A forma una primera vía y está adaptada para generar una imagen del reflejo de la córnea de un primer ojo del individuo mientras que una segunda lente de colimación 105B forma una segunda vía y está adaptada para generar una imagen del reflejo corneal del segundo ojo del individuo.

10 En este modo de realización del queratómetro 101, se han previsto dos fuentes luminosas 104A, 104B posicionadas en la proximidad del plano focal de imagen común de las lentes de colimación 105A, 105B. Una primera fuente luminosa 104A ilumina exclusivamente el primer ojo del individuo mientras que una segunda fuente luminosa 104B ilumina exclusivamente el segundo ojo del individuo.

Tal como se han representado en la fig. 7, las fuentes luminosas están formadas cada una por una matriz de diodos electroluminiscentes. Podrían desde luego ser formadas de otro modo, por ejemplo por una lámpara superpuesta a una máscara.

15 El queratómetro 101 incluye por otra parte aquí dos sensores fotoeléctricos constituidos por dos cámaras digitales 107A, 107B dispuestas cada una para capturar la imagen de uno de los reflejos corneales y previstas para transformar esta imagen en una señal eléctrica representativa. Una primera cámara 107A está dispuesta, de forma más precisa, para captar la imagen generada por la primera lente de colimación 105A mientras que la segunda cámara 107B está dispuesta para captar la imagen generada por la segunda lente de colimación 105B.

20 Estas cámaras 107A, 107B están preferiblemente posicionadas en la proximidad del plano focal de imagen común a las dos lentes de colimación 105A, 105B. Podrán a este efecto estar dispuestas bien a través de las placas de soporte de las matrices de diodos 104A, 104B, según dos ejes paralelos al eje longitudinal Z de la caja 102, o bien perpendicularmente a este eje, por medio de una o de dos placas semi-reflectantes previstas para desviar los ejes ópticos de las dos lentes de colimación 105A, 105B.

25 Finalmente, la calculadora está adaptada para tratar las señales de salida de las dos cámaras 107A, 107B para, por una parte, calcular la separación entre pupilas o las semi-separaciones pupilares de los dos ojos del individuo, y por otra parte, calcular al menos una magnitud queratométrica para cada ojo de este individuo.

#### Tercer modo de realización del queratómetro

30 En un tercer modo de realización del invento representado esquemáticamente en la fig. 9, el queratómetro automático está adaptado para realizar simultáneamente medidas sobre los dos ojos del portador, por medio de un único sensor fotoeléctrico 207 y de una única imagen plana sobre la que aparecen los reflejos corneales de los dos ojos del individuo.

Incluye aquí una única vía óptica, y presenta una arquitectura homóloga a la del queratómetro automático 1 representado en la fig. 1. Se distingue, sin embargo, de este último porque su fuente luminosa 204 y su sensor fotoeléctrico 207 no están necesariamente colocados en la proximidad del plano focal de imagen de su lente de colimación 205.

35 Más precisamente aquí, el sistema óptico de formación de imágenes incluye una única lente de colimación 205 que está adaptada para generar una imagen unitaria sobre la que aparecen uno y otro de los reflejos corneales de los dos ojos del individuo.

La fuente luminosa 204 está formada por una lámpara superpuesta a dos máscaras 208, 209 distintas que están situadas sobre el eje óptico de la lente de colimación 205, perpendicularmente a éste, a distancias diferentes del plano focal de imagen de esta lente de colimación 205.

40 La lámpara incluye aquí una pluralidad de diodos electroluminiscentes blancos posicionados detrás de un difusor de luz que permite homogeneizar la intensidad luminosa emitida por estos diodos.

45 Cada máscara 208, 209 está aquí formada por una placa transparente provista de una matriz de puntos opacos aptos para reflejarse sobre las córneas del individuo. En una variante, se podría prever igualmente que cada máscara esté formada por una pantalla de cristales líquidos (LCD) transparente pilotada por la calculadora para presentar motivos, como por ejemplo una trama de puntos negros sobre fondo transparente. Aun en una variante, se podrían utilizar fuentes luminosas sobre dos planos distintos.

El sensor fotoeléctrico está aquí constituido por una cámara digital 207 que está dispuesta para capturar la imagen de los dos reflejos corneales formados por el sistema óptico de formación de imágenes y que está previsto para transformar esta imagen en una señal eléctrica representativa.

50 Esta cámara 207 está posicionada sobre el eje óptico de la lente de colimación 205, o bien posicionada según un eje perpendicular a este eje óptico, en cuyo caso el queratómetro está equipado con una placa semi-reflectante adaptada para desviar en ángulo recto este eje óptico.

Finalmente, la calculadora está adaptada para tratar las señales que salen de la cámara para, por una parte, calcular la

separación entre pupilas o las semi-separaciones pupilares de los dos ojos del individuo, y por otra parte, calcular al menos una magnitud queratométrica para cada ojo de este individuo.

5 En la fig. 9, se han representado los trayectos ópticos de cuatro rayos luminosos R11, R12, R21, R22, de los que los dos primeros rayos luminosos R11, R12 emitidos por dos puntos opacos S11, S12 de una primera de las dos máscaras 208 y dos segundos rayos luminosos R21, R22 emitidos por dos puntos opacos S21, S22 de una segunda de las dos máscaras 209. Estos cuatro rayos luminosos R11, R12, R21, R22 forman así sobre cada córnea cuatro reflejos cuyas imágenes son visibles por la cámara 207.

10 En otro modo de realización del invento, puede preverse utilizar, en lugar de la pluralidad de fuentes luminosas, una única fuente luminosa asociada a una óptica difractora situada entre ésta única fuente luminosa y la lente de colimación. Tal óptica difractora permite en efecto, a partir de la única fuente luminosa, generar una pluralidad de haces luminosos paralelos, orientados en direcciones diferentes.

En particular, es posible utilizar una óptica difractora constituida de motivos que se repiten de forma periódica según los ejes horizontales y verticales. Estos motivos se distinguen por el hecho de que presentan una transmisión luminosa diferente del resto de la óptica difractora, o un índice diferente, o aun, un espesor diferente.

15 Este modo de realización presenta la ventaja de permitir una mayor compacidad del queratómetro, siendo la óptica difractora de tamaño similar a la de la lente de colimación y de poco espesor.

20 En este modo de realización del invento, se puede prever que la óptica difractora puede ser activada o desactivada a voluntad. Para ello, esta óptica podrá ser montada de forma que se pueda ocultar, o podrá ser activada eléctricamente (pantalla LCD o ferroeléctrica), o podrá aún no estar adaptada para producir su efecto más que para una longitud de onda no visible por el usuario, típicamente el infrarrojo.

#### Procedimiento de queratometría

El procedimiento de queratometría según el invento será aquí puesto en práctica por el queratómetro 1 representado en las figs. 1 a 4.

25 El observador responsable de la medición, que es generalmente un óptico, coge con la mano la caja 2 del queratómetro 1 y la pone en marcha apretando un botón marcha/parada 12 (fig. 1). Durante esta puesta en marcha, la calculadora 8 manda automáticamente la iluminación de cuatro de los diodos electroluminiscentes 42 de la fuente luminosa 4, los situados en el centro de la placa de soporte 41.

30 Luego, el óptico posiciona la caja 2 del queratómetro 1 sobre la cara del individuo y verifica que éste ve bien en la dirección correcta, es decir, hacia la fuente luminosa 4. Para ello, él mira a través de la ventana de observación 10 y observa si los reflejos corneales están bien centrados con respecto a las pupilas de los ojos del individuo. Verifica, por otra parte, que el individuo está en una posición de mirada estable, es decir, que tiene los ojos inmóviles y muy abiertos. Cuando se reúnen estas condiciones, lanza la medición apretando un botón 13 de puesta en marcha.

35 Funcionalmente, como se muestra en la fig. 8, la fuente luminosa 4 genera un reflejo corneal sobre los dos ojos del individuo, y estos reflejos corneales son transmitidos por reflexión hacia la cámara 7 gracias a la placa semi-reflectante 6. La imagen adquirida por la cámara 7 es, a continuación, transmitida a la calculadora 8 que identifica la posición del reflejo de cada diodo electroluminiscente sobre la córnea determinando las coordenadas del baricentro de los puntos adyacentes de intensidad superior a un umbral. La calculadora 8 puede así deducir de la posición de estos reflejos las magnitudes queratométricas buscadas, así como las separaciones pupilares o la separación entre pupilas del individuo. Estos cálculos necesitan muy poca potencia y pueden ser realizados simultáneamente con la captura de imagen por la cámara 7.

40 En una variante, como muestra la fig. 5, podrá preverse que el queratómetro 1 esté equipado con un zócalo o base 15 y que la colocación de la caja 2 sobre el zócalo 15 dispara el envío automático de las medidas a un software de tratamiento de un ordenador 16 que se encargará del cálculo de las magnitudes queratométricas buscadas, así como de las separaciones pupilares o de la separación entre pupilas del individuo. Este software de tratamiento podrá, en particular, estar alojado por un ordenador situado en el local en el que la medida es efectuada, o por un ordenador situado a distancia de este local, por ejemplo en la sede de un fabricante de lentes de contacto.

Como quiera que sea, el procedimiento de queratometría automático incluye según el invento varias etapas puestas en práctica sucesivamente.

45 En el curso de una primera etapa, la calculadora 8 controla la iluminación del conjunto de los diodos electroluminiscentes 42 de la fuente de luz 4, lo que tiene por efecto iluminar simultáneamente los dos ojos del individuo.

50 En el curso de una segunda etapa, la calculadora 8 manda a la cámara 7 que capture una instantánea sobre la que aparece la imagen de los reflejos corneales de la fuente luminosa 4 sobre los dos ojos del individuo. La cámara 7 convierte entonces esta imagen en una señal digital representativa que transmite a la calculadora 8.

Finalmente, en el curso de una tercera etapa, la calculadora 8 procede al cálculo de las magnitudes queratométricas de los ojos del individuo así como al cálculo de la separación pupilar o de las semi-separaciones pupilares de los dos ojos del individuo, como se describirá de forma más detallada más adelante en esta exposición.

5 El procedimiento de funcionamiento del queratómetro representado esquemáticamente en la fig. 9 es idéntico al expuesto previamente. Sólo difiere la forma de cálculo de las magnitudes queratométricas.

En cuanto al procedimiento de funcionamiento del queratómetro 100 representado en la fig. 7, difiere del procedimiento previamente expuesto porque los reflejos corneales de los dos ojos pueden ser capturados simultánea o uno tras otro, en tanto en cuanto el óptico se asegure de que el individuo no se mueve entre las mediciones.

Primer modo de cálculo del radio de curvatura

10 Las magnitudes queratométricas adquiridas aquí por el queratómetro 1 están formadas por los radios de curvatura Rc de la córnea en una pluralidad de zonas distintas. Más precisamente aquí, la calculadora 8 determina los radios de curvatura Rc de cada córnea en una pluralidad de arcos cuyas extremidades están formadas por los reflejos de dos diodos electroluminiscentes adyacentes.

15 Con referencia a la fig. 8, puede ilustrarse este cálculo detallando el algoritmo de cálculo del radio de curvatura de la córnea del ojo 90 del individuo, entre los reflejos de los dos diodos S1, S2 representados. En esta fig. 8, el plano medio P1 corresponde al plano horizontal que comprende el eje óptico de la lente de colimación 5.

Para este cálculo, el ojo 90 del individuo es considerado esférico entre los dos reflejos. El centro de esta esfera puede estar ligeramente desplazado con respecto al plano medio P1, por el hecho de un error de posicionamiento de la caja 2 contra la cara del individuo. Este desplazamiento en altura con respecto al plano medio P1 es referenciado Y0.

20 Cuando es encendido, el primer diodo electroluminiscente S1 difunde un haz de luz del que sólo un rayo luminoso R1 presenta una parte incidente que pasa a través de la lente de colimación 5 para impactar la córnea del ojo 90 y una parte reflejada que sigue un eje paralelo al plano medio P1 después de que atravesase la lente de colimación 5 para formar una imagen neta y visible por la cámara 7.

25 Del mismo modo, sólo un rayo luminoso R2 emitido por el segundo diodo electroluminiscente S2 presenta una parte incidente que pasa a través de la lente de colimación 5 para impactar la córnea del ojo 90 y una parte reflejada que sigue un eje paralelo al plano medio P1 después de que atravesase la lente de colimación 5 para formar una imagen neta y visible por la cámara 7.

30 Las partes incidente y reflejada de cada rayo luminoso R1, R2 forman un ángulo Teta1, Teta 2 función de la arquitectura del queratómetro 1. Más precisamente, los valores de estos ángulos Teta 1 y Teta 2 dependen de las posiciones de los dos diodos electroluminiscentes S1, S2 considerados con respecto al plano medio P1 y pueden determinarse por medio de los siguientes cálculos:

$$\text{Teta1} = \text{Arctg} (Y4/Z3),$$

$$\text{Teta 2} = \text{Arctg} (Y5/Z3),$$

35 dónde Y4 corresponde a la altura del diodo S1 con respecto al plano medio P1, dónde Y5 corresponde a la altura del diodo S2 con respecto al plano medio P1 y dónde Z3 corresponde a la distancia focal de la lente de colimación 5. Estos valores de ángulo son predeterminados y memorizados por la calculadora 8.

Para determinar el valor del radio de curvatura Rc considerado, la calculadora 8 determina sobre la imagen adquirida por la cámara 7 las alturas Y1, Y2 con respecto al plano medio P1 de los reflejos de los dos rayos luminosos R1, R2.

Después, la calculadora resuelve el sistema siguiente de dos ecuaciones con dos incógnitas:

40  $\text{Arcsen}((Y1-Y0)/Rc) = \text{Teta1}/2$

$$\text{Arcsen}(Y2-Y0)/Rc) = \text{Teta2}/2,$$

dónde la altura Y0 y el radio de curvatura Rc son las dos incógnitas.

De esta manera, la calculadora 8 obtiene el valor del radio de curvatura Rc de la córnea entre los reflejos de los dos rayos luminosos R1, R2 considerados.

45 La calculadora puede igualmente calcular directamente el valor del radio de curvatura Rc por medio de la siguiente fórmula:

$$Rc = (Y1-Y2) / [\text{sen} (\text{Teta 1}/2) - \text{sen} (\text{Teta 2}/2)].$$

Luego, la calculadora 8 reitera este cálculo sobre el conjunto de los arcos considerados, de manera que obtenga un

mallado preciso de los radios de curvatura de las dos córneas del individuo.

El invento no está limitado a esta forma de cálculo, existen otros métodos conocidos para obtener un mallado preciso de los radios de curvatura tal como el definido en la obra de Sicam y col., « J. Opt. Soc. Am. A/Vol. 21, No. 7/Julio 2004», y más precisamente expuesto en el capítulo «Corneal surface reconstruction algorithm that uses Zernike polynomial representation» ("Algoritmo de reconstrucción superficial corneal que utiliza la representación polinómica de Zernike"), páginas 1300 a 1306.

5

Finalmente, la calculadora 8 calcula el radio de curvatura medio de cada córnea y lo presenta en la pantalla de LCD 11. Se puede prever igualmente que transmita el conjunto de mallado de radios de curvatura al ordenador 16 cuando el óptico descansa el queratómetro sobre su zócalo 15.

10 La arquitectura del queratómetro 1 ilustrado en la fig. 8 es así particularmente ventajosa en la medida en que el cálculo de los radios de curvatura Rc no depende de la distancia que separa el ojo de la lente de colimación 5. En efecto, como muestra el trayecto del rayo luminoso R3 representado en líneas de puntos en la fig. 8, ya que la cámara 7 y la fuente luminosa 4 están situadas ambas en el plano focal de imagen de la lente de colimación 5, la distancia que separa el ojo y la lente de colimación no tiene ninguna influencia sobre las alturas Y1, Y2 medidas. Por consiguiente, gracias a esta  
15 arquitectura, los errores de posicionamiento del individuo con respecto a la caja 2 no tienen ninguna influencia sobre la precisión de los cálculos de los radios de curvatura Rc.

Segundo modo de cálculo del radio de curvatura

20 Cuando el queratómetro es del tipo representado esquemáticamente en la fig. 9, la calculadora pone en práctica un algoritmo de cálculo del radio de curvatura Rc que es ligeramente diferente del presentado precedentemente. En efecto, al no estar la cámara 207 y/o las máscaras 208, 209 posicionadas en el plano focal de imagen de la lente de colimación 205, la distancia Z0 que separa el ojo 90 y esta lente de colimación 205 presenta una influencia sobre el cálculo del radio de curvatura Rc.

Para este cálculo, el ojo 90 del individuo es considerado esférico sobre el arco que pasa por los reflejos de los cuatro puntos opacos S11, S12, S21, S22 sobre la retina.

25 Los cuatro rayos luminosos R11, R12, R21, R22 presentan una parte incidente y una parte reflejada por la córnea inclinadas una con respecto a la otra en un ángulo nominado respectivamente Teta11, Teta12, Teta21, Teta22.

Los valores de estos ángulos Teta11, Teta12, Teta21, Teta22 son función, por una parte, de la distancia Z0 que separa el ojo 90 y la lente de colimación 205, y, por otra parte, de las alturas Y11, Y12, Y21, Y22 con respecto al plano medio P1 de los reflejos de los cuatro rayos luminosos R11, R12, R21, R22.

30 Al no ser la distancia Z0 conocida inicialmente por la calculadora, ésta última está programada para hacer una hipótesis sobre el valor de esta distancia Z0. La función matemática que da los valores de estos ángulos Teta11, Teta12, Teta21, Teta22 es determinada directamente en función de los parámetros de construcción del queratómetro.

Más precisamente, dada la forma de la caja y la variedad de formas de caras de los individuos, se sabe que la distancia Z0 estará comprendida en un intervalo determinado, que va aquí de 150 a 250 milímetros.

35 Por consiguiente, la calculadora está programada entonces para calcular los valores que presentarían los cuatro ángulos Teta11, Teta12, Teta21, Teta22 para diferentes valores de distancias Z0. Se ha programado aquí de forma más precisa para variar la distancia Z0 de 150 a 250 milímetros, con un paso predeterminado aquí igual a 1 milímetro, y para calcular para cada uno de estos valores de distancia Z0 los valores que presentarían los cuatro ángulos Teta11, Teta12, Teta21, Teta22.

40 La calculadora obtiene así un centenar de tripletes (Teta11i, Teta12i, Z0i) asociados a los puntos opacos S11, S12 de la primera máscara 208 y un centenar de tripletes (Teta21j, Teta22j, Z0j) asociados a los puntos opacos S21, S22 de la segunda máscara 209. Se comprende aquí que entre cada uno de estos tripletes (Teta11i, Teta12i, Z0i), sólo uno corresponde a la realidad. Se trata entonces de determinar cuál de ellos.

45 Para ello, la calculadora 8 determina sobre la imagen adquirida por la cámara 207 las alturas Y11, Y12, Y21, Y22 con respecto al plano medio P1 de los reflejos de los cuatro rayos luminosos R11, R12, R21, R22.

Después, la calculadora resuelve, para cada triplete, el sistema siguiente de dos ecuaciones con dos incógnitas:

$$\text{Arcsen}((Y11i-Y0)/Rci) = \text{Teta11i}(Z0i, Y11i) / 2$$

$$\text{Arcsen}((Y12i-Y0)/Rci) = \text{Teta12i}(Z0i, Y12i) / 2, \text{ yendo } i \text{ de } 1 \text{ a } 100,$$

$$\text{de donde } Rci = (Y11i-Y12i) / [\text{sen}(Teta11i/2) - \text{sen}(Teta12i/2)]$$

50 y

$$\text{Arcsen}((Y21j - Y0) / Rcj) = \text{Teta21j}(Z0j, Y21j) / 2$$

$$\text{Arcsen}((Y22j - Y0) / Rcj) = \text{Teta22j}(Z0j, Y22j) / 2, \text{ yendo } j \text{ de } 1 \text{ a } 100,$$

$$\text{de donde } Rcj = (Y21j - Y22j) / [\text{sen}(\text{Teta21j} / 2) - \text{sen}(\text{Teta22j} / 2)].$$

De esta manera, la calculadora 8 obtiene dos conjuntos de dobletes ( $Rci, Z0i$ ) y ( $Rcj, Z0j$ ).

- 5 Finalmente, la calculadora busca un doblete común a los dos conjuntos, es decir, un doble del primer conjunto cuyos valores de distancia  $Z0$  y de radio de curvatura  $Rc$  son iguales a los valores correspondientes de un doblete del segundo conjunto.

Ya que los valores de distancia  $Z0$  y de radio de curvatura  $Rc$  son únicos, la calculadora obtiene así el valor real del radio de curvatura  $Rc$  del arco considerado sobre la córnea.

- 10 La calculadora 8 puede repetir, a continuación, este cálculo sobre el conjunto de los arcos considerados, de manera que obtenga un mallado preciso de los radios de curvatura  $Rc$  de las dos córneas del individuo.

La arquitectura del queratómetro 1 ilustrado en la fig. 9 es aquí ventajosa, en la medida en que permite adquirir el valor de la distancia  $Z0$ .

- 15 Este valor de distancia  $Z0$  permite en efecto asegurarse de que durante la medición, los ojos del portador estaban colocados a una distancia de la caja tal que la cámara 207 podía obtener una imagen neta de sus córneas.

Este valor de distancia  $Z0$  permite además ventajosamente determinar las semi-separaciones pupilares del portador en visión de cerca, como se describirá más en detalle en lo que sigue de esta exposición.

#### Medición de las separaciones pupilares

- 20 Para medir la separación entre pupilas del individuo, la calculadora 8 determina sobre la imagen adquirida por la cámara 7 las 36 distancias que separan los reflejos de cada diodo electroluminiscente sobre los dos ojos del individuo. Luego, calcula una distancia media que corresponde a la distancia, sobre la imagen adquirida, entre las dos pupilas de los ojos del individuo. Conociendo la ampliación del sistema óptico de formación de imágenes 5, la calculadora 8 puede así deducir el valor de la separación entre pupilas del individuo y mandar la presentación de esta distancia sobre la pantalla de LCD 11.

- 25 Esta medición puede ser completada y reemplazada por una medición de las semi-separaciones pupilares en monocular, por medio de las dos pantallas con diafragma mandadas eléctricamente.

- 30 Al poder ser regulada una de las pantallas al estado de ocultación para no asegurar una vista más que del otro ojo, también se pueden detectar problemas de estrabismo explotando el hecho de que, al no poder los dos ojos focalizarse juntos sobre la fuente luminosa 4, uno de los ojos es obligado a moverse cada vez que las dos pantallas cambian de estado.

También pueden detectarse problemas de ambliopía (caso de un ojo que no ve o que ve poco) ya que, según que el ojo que ve esté ocultado o no, el ojo ambliope proporciona una semi-separación pupilar diferente.

- 35 Finalmente, la calculadora 8 puede incluir un módulo de determinación de la orientación de la línea del horizonte a partir de las señales representativas de las imágenes de los reflejos corneales de los dos ojos del individuo. Este módulo determinará así la orientación, sobre la imagen adquirida por la cámara 7, de la recta que pasa por los centros de las dos pupilas del individuo.

Esto permite así dar la orientación según esta línea del horizonte de la meridiana de la córnea que presenta el rayo más importante o el más débil en caso de astigmatismo y por consiguiente dar el ángulo de astigmatismo con respecto a esta línea del horizonte.

40

**REIVINDICACIONES**

1. Un procedimiento de queratometría automática para la medición de al menos una magnitud queratométrica (Rc) relativa a la geometría de la córnea (91) de cada uno de los dos ojos (90) del individuo, que incluye las etapas de:

5 - iluminar cada ojo (90) por medio de al menos una fuente luminosa (4; 104A, 104B) de configuración geométrica conocida,

- capturar una imagen del reflejo corneal de dicha fuente luminosa (4; 104A, 104B) sobre cada ojo (90) del individuo, uno tras otro o simultáneamente, por medio de un sensor fotoeléctrico (7; 107A, 107B) acoplado a un sistema óptico de formación de imágenes (5; 105A, 105B) y adaptado para convertir esta imagen en una señal que es representativa, sin desplazamiento relativo de la cara del individuo con respecto al sensor fotoeléctrico (7; 107A, 107B),

10 - deducir de esta señal dicha magnitud queratométrica (Rc) del ojo (90),

caracterizado por que comprende una etapa de cálculo, a partir de las señales representativas de las imágenes de los reflejos corneales de dicha fuente luminosa (4; 104A, 104B) sobre los dos ojos (90) y de la ampliación del sistema óptico de formación de imágenes (5; 105A, 105B), de la separación entre pupilas o de las semi-separaciones pupilares de los dos ojos (90) del individuo.

15 2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que los dos ojos (90) son iluminados simultáneamente, en el que las imágenes de los reflejos corneales de los dos ojos (90) son capturadas simultáneamente y en el que la deducción de dicha magnitud queratométrica (Rc) de cada ojo es realizada al menos a partir de dicha señal relativa al reflejo corneal de este ojo (90) capturado simultáneamente al reflejo del otro ojo (90).

20 3. Procedimiento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que los dos ojos (90) son iluminados a la vez por medio de una fuente luminosa común (4).

4. Procedimiento según una de las reivindicaciones 1 y 2, en el que los dos ojos (90) son iluminados por dos fuentes luminosas (104A, 104B), de las que una primera fuente luminosa (104A) ilumina exclusivamente uno de los dos ojos (90) y una segunda fuente luminosa (104B) ilumina exclusivamente el otro ojo (90).

25 5. Procedimiento según una de las reivindicaciones precedentes, que incluye además la etapa de adquirir, a partir de las señales representativas de las imágenes de los reflejos de las córneas de los dos ojos (90), la línea del horizonte.

6. Procedimiento según una de las reivindicaciones precedentes, en el que, durante la captura de la imagen, la caja (2, 102) que contiene dicha fuente luminosa (4; 104A, 104B) y dicho sensor fotoeléctrico (7; 107A, 107B) es llevada en la mano por un operador distinto de dicho individuo.

30 7. Queratómetro automático (1; 101) adaptado para la medición de al menos una magnitud queratométrica (Rc) relativa a la geometría de la córnea (91) de cada uno de los dos ojos (90) de un individuo, que incluye:

- una caja (2; 102),

- al menos una fuente luminosa (4; 104A, 104B) de configuración geométrica conocida montada sobre la caja (2; 102) de manera que ilumina el ojo (90) que se ha de medir del individuo,

35 - un sistema óptico de formación de imágenes (5; 105A, 105B) de aumento conocido que incluye una o dos lentes, montado sobre la caja (2; 102) y dispuesto para proporcionar al menos una imagen plana del reflejo corneal de dicha fuente luminosa (4; 104A, 104B) sobre cada ojo (90) del individuo,

40 - al menos un sensor fotoeléctrico (7; 107A, 107B) montado sobre la caja (2; 102) para capturar, una tras otra o simultáneamente, las imágenes de los reflejos de las córneas de los dos ojos (90) del individuo, sin desplazamiento relativo de la cara del individuo con respecto al sensor fotoeléctrico (7; 107A, 107B), y adaptado para convertir esta imagen en una señal que es representativa de ellas,

- una calculadora (8) adaptada para tratar dicha señal para calcular dicha magnitud queratométrica (Rc) del ojo (90),

45 caracterizado por que la calculadora (8) está adaptada para tratar las señales representativas de las imágenes de los reflejos corneales de los dos ojos, para calcular la separación entre pupilas o las semi-separaciones pupilares de los dos ojos (90) del individuo en función del aumento del sistema óptico de formación de imágenes (5; 105A, 105B).

50 8. Queratómetro automático (1) según la reivindicación precedente, en el que al menos dicha fuente luminosa (4) está dispuesta para iluminar los dos ojos (90) simultáneamente, en el que dicho sistema óptico de formación de imágenes (5) está dispuesto para proporcionar simultáneamente imágenes de los dos reflejos corneales de dicha fuente luminosa (4) sobre los dos ojos (90), en el que dicho sensor fotoeléctrico (7) está dispuesto para capturar simultáneamente estas imágenes y en el que la calculadora (8) está adaptada para tratar dichas señales representativas de estas imágenes para

calcular las magnitudes queratométricas (Rc) de los dos ojos (90).

9. Queratómetro automático (1) según la reivindicación precedente, en el que dicho sistema óptico de formación de imágenes (5) está adaptado para generar una imagen unitaria que engloba los reflejos corneales de los dos ojos (90).

5 10. Queratómetro automático (1) según la reivindicación precedente, en el que dicho sistema óptico de formación de imágenes incluye al menos uno de los elementos siguientes:

- una lente (5) que tiene al menos un diámetro horizontal de al menos diez centímetros y cuyo eje óptico (Z), eventualmente reenviado o desviado, desemboca en el sensor fotoeléctrico (7),

- dos partes de lentes o dos dobles que equivalen a una lente única cuyo eje óptico, eventualmente reenviado o desviado, desemboca en el sensor fotoeléctrico.

10 11. Queratómetro automático (101) según la reivindicación 7, en el que dicho sistema óptico de formación de imágenes incluye dos vías separadas, con una primera vía (105A) adaptada para generar una imagen del reflejo corneal de uno de los dos ojos (90) y una segunda vía (105B) adaptada para generar una imagen del reflejo corneal del otro ojo (90), en el que al menos dicho sensor fotoeléctrico incluye un primer sensor fotoeléctrico (107A) dispuesto para detectar la imagen generada por la primera vía y un segundo sensor fotoeléctrico (107B) dispuesto para detectar la imagen generada por la  
15 segunda vía.

12. Queratómetro automático (1) según una de las reivindicaciones 7 a 11, en el que al menos dicha fuente luminosa incluye al menos una fuente luminosa común (4) que ilumina a la vez uno y otro de los dos ojos (90).

20 13. Queratómetro automático (101) según una de las reivindicaciones 7 a 11, en el que al menos dicha fuente incluye al menos una primera fuente luminosa (104A) que ilumina exclusivamente uno de los dos ojos (90) y una segunda fuente luminosa (104B) que ilumina exclusivamente el otro ojo (90).

14. Queratómetro automático (1; 101) según una de las reivindicaciones 7 a 13, en el que la fuente luminosa (4; 104) está dispuesta en el plano focal de imagen del sistema óptico de formación de imágenes (5; 105).

15. Queratómetro automático (1; 101) según una de las reivindicaciones 7 a 14, en el que el sensor fotoeléctrico (7; 107) está dispuesto en el plano focal de imagen del sistema óptico de formación de imágenes (5; 105).

