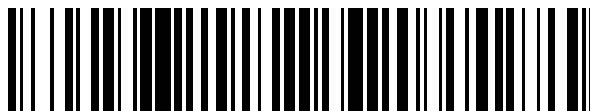


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 444 542**

21 Número de solicitud: 201231191

51 Int. Cl.:

A61B 3/107

(2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación:

25.07.2012

43 Fecha de publicación de la solicitud:

25.02.2014

Fecha de la concesión:

11.11.2014

45 Fecha de publicación de la concesión:

18.11.2014

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2013/070467

73 Titular/es:

**DAVALOR CONSULTORIA ESTRATEGICA Y
TECNOLOGICA, S.L (100.0%)**

**Susabide, 48
31620 GORRAIZ (Navarra) ES**

72 Inventor/es:

MARCOS MUÑOZ , Juan Jose

74 Agente/Representante:

VEIGA SERRANO, Mikel

54 Título: **APARATO PARA LA MEDICIÓN DE LA TOPOGRAFÍA Y ESPESOR DE LA CÓRNEA Y
PROCEDIMIENTO DE MEDIDA EMPLEADO**

57 Resumen:

Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea y procedimiento de medida empleado, comprendiendo el aparato un sistema de seguimiento (1) de la dirección de la mirada (D) de los ojos (2), que incluye una cámara (6) y un emisor de luz difusa (7) para cada ojo (2); un sistema de inspección (3) de la córnea (4), que comprende un emisor de luz (8) para cada ojo (2) que emite haces de luz (9) sobre la córnea (4) y un conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4); un sistema de representación de estímulos visuales (13) ante los ojos (2); y un ordenador (5) que controla los emisores de luz (7,8) y el sistema de representación de estímulos visuales (13), y que procesa la información de cada cámara (6) y del conjunto receptor (10), para determinar la topografía y espesor de la córnea (4) de cada ojo (2).

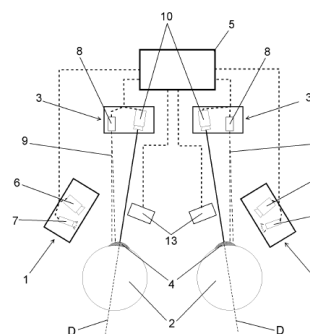


Fig. 1

ES 2 444 542 B1

DESCRIPCION

Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea y procedimiento de medida empleado

5 **Sector de la técnica**

La presente invención está relacionada con los dispositivos y procedimientos empleados para determinar características ópticas del ojo, proponiendo un aparato y un procedimiento para la medición de la topografía y espesor de la córnea.

10

Estado de la técnica

15 La visión es la puerta de entrada del 95% de la información que recibimos y, por tanto, la vía más importante de la ubicación espacial, comunicación emocional, y particularmente del aprendizaje (por ejemplo, en relación con las habilidades para el reconocimiento formal, la lectura, la comprensión de la lectura, etc.), por lo que es conveniente realizar una exploración periódica de la visión, para detectar y tratar los problemas funcionales que pueda presentar.

20 La córnea es una estructura hemisférica transparente localizada al frente del ojo que protege al iris y al cristalino y permite el paso de la luz, con propiedades refractivas presentando 2/3 partes de la capacidad de enfoque del ojo humano. El poder dióptrico corneal se origina en la refracción de la superficie anterior de la córnea, por lo que su poder de refracción corresponde en gran medida a la forma de su superficie, representada por su topografía.

25 La medición de la topografía de la córnea y el espesor de la misma (diferencia entre la capas exterior e interior de la córnea) permite reconocer patologías tales como astigmatismos, miopías o hipermetropías, ectasias corneales como el queratocono, queratoglobo, conjuntivitis alérgicas, permite evaluar las condiciones de la córnea previo a tratamientos quirúrgicos de cataratas, queratomileusis o cirugía refractiva personalizada, estudio y adaptación de lentes de contacto, etc.

30 Los dispositivos de exploración de la cornea convencionales suelen ser equipos de alto coste con unas elevadas prestaciones técnicas y alta resolución, siendo fundamentalmente empleados para detectar alteraciones importantes de la córnea o para análisis previos de cirugía ocular. Además, para llevar a cabo la medición de la córnea estos dispositivos obligan al paciente a mantener fija la dirección de la mirada de sus ojos en un punto fijo, ya que para realizar la prueba es fundamental que el sistema de medida se encuentre correctamente alineado y enfocado con respecto al ojo a analizar, pudiendo resultar molesto y tedioso para el paciente, debiendo en muchos casos volver a repetir la prueba debido a que el paciente parpadea o desvía la mirada del punto indicado. Como resultado, a pesar de la importante prevalencia de problemas corneales, la mayoría de la población desconoce el estado de su córnea.

35 Se hace por tanto necesario un aparato para la medición de la topografía corneal y su espesor de bajo coste, que pueda resultar más accesible a los usuarios y que permita al paciente poder realizar la prueba incluso para discriminar si su córnea es normal o problemática.

Objeto de la invención

45 De acuerdo con la presente invención se proponen un aparato y un procedimiento que permiten la medición de la topografía y espesor de la córnea con independencia de la zona en donde este convergiendo la mirada del paciente, de manera que se evitan las molestias e incomodidades de las soluciones convencionales.

50 El aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea está constituido por un sistema de seguimiento de la dirección de la mirada de los ojos del paciente, un sistema de inspección de la córnea, un sistema de representación de estímulos visuales ante los ojos del paciente y un ordenador que se encuentra operativamente conectado a dichos sistemas para determinar la topografía y espesor de la córnea de cada ojo. El sistema de seguimiento permite conocer hacia donde se dirige la dirección de la mirada del paciente, de manera que el sistema de inspección puede tomar datos de la córnea con independencia de la zona donde el paciente este fijando la dirección de su mirada.

55 El sistema de representación de estímulos visuales ante los ojos del paciente puede estar formado por unas pantallas sobre las que se representan optotipos o estímulos visuales que permite estimular y guiar la dirección de la mirada de los ojos del paciente para exponer diferentes áreas de la córnea, de manera que el sistema de inspección pueda disponer de una mayor área de la cornea de la que obtener información. Por otro lado, se ha previsto la posibilidad de que el sistema de representación de estímulos visuales esté formado por cuatro leds posicionados en puntos estratégicos próximos a la parte interior periférica del campo visual de los ojos del paciente, de manera que mediante la emisión selectiva de luz de esos leds se pueda estimular y guiar la dirección de la mirada de los ojos del paciente.

60 El sistema de seguimiento de la dirección de la mirada de los ojos del paciente está formado por un emisor para cada ojo, que emite luz difusa para iluminar la córnea, y una cámara asociada a cada ojo, con la que se observan los reflejos de la luz difusa emitida. El sistema de inspección está igualmente constituido por un emisor de luz para cada

ojo, que emite haces de luz sobre la córnea, y un conjunto receptor que recibe la luz reflejada por la córnea. Así, el ordenador controla los emisores de luz y procesa la información de cada cámara y el conjunto receptor, para determinar la topografía y espesor de la córnea de cada ojo.

5 El conjunto receptor que recibe la luz reflejada por la córnea está formado por un único elemento receptor común a ambos ojos, empleándose un conjunto de espejos orientados que direccionan la luz reflejada por la córnea de cada ojo hacia el elemento receptor único. Por otro lado, el conjunto receptor que recibe la luz reflejada por la córnea puede estar formado por dos elementos receptores, cada uno asociado con un ojo, estando en este caso cada elemento receptor alineado ópticamente con la dirección de la mirada de su respectivo ojo. También se ha previsto
10 la posibilidad de que entre el conjunto receptor y los ojos se disponga un conjunto de lentes.

El conjunto receptor que recibe la luz reflejada por la córnea puede estar formado por cámaras electroópticas de tipo CCD o CMOS, o puede estar formado por matrices de sensores de tipo CCD o CMOS.

15 En una realización el emisor de luz del sistema de inspección es desplazable y orientable para poder emitir haces de luz sobre la córnea en diferentes direcciones, de manera que se puedan dibujar diferentes patrones geométricos de puntos de incidencia de los haces de luz emitidos sobre la córnea (por ejemplo, líneas rectas, circunferencias, etc.).

20 El sistema de seguimiento de la dirección de la mirada de los ojos y el sistema de inspección pueden estar constituidos por los mismos elementos, de modo que puede existir un solo receptor de los reflejos de luz producidos sobre la córnea, haciendo la cámara las funciones del conjunto receptor, o viceversa, puede existir solo un emisor que emita luz sobre la córnea, emitiendo luz difusa, luz visible, luz infrarroja, u otras, según convenga.

25 El procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea comprende las fases de:

- Enviar luz difusa hacia la córnea y captar la luz reflejada sobre la córnea, para determinar, mediante técnicas de análisis digital, el centro de rotación del glóbulo ocular y el centro de la pupila del ojo, y obtener la dirección de la mirada del ojo, por ejemplo, como la línea que une el centro de rotación del glóbulo ocular con el centro de la pupila.

30 - Definir un sistema virtual de coordenadas polares, cuyo origen de coordenadas coincide con el centro de la pupila.

- Enviar hacia la córnea haces de luz y captar los puntos de luz y manchas luminosas, reflejados por la córnea, asociando a cada punto y mancha luminosa el instante temporal en el que ha sido capturado.

35 - Referenciar la información de los puntos de luz y manchas luminosas sobre el sistema virtual de coordenadas polares que tiene un origen de coordenadas coincidente con el centro de la pupila, teniendo en cuenta la posición del centro de pupila en el instante temporal de la captura, determinado por la dirección de la mirada en ese instante.

40 - Repetir las fases anteriores teniendo en cuenta los cambios en la dirección de la mirada del ojo, hasta obtener datos de una densidad suficiente de puntos de luz y manchas luminosas que permitan, a través de unos algoritmos de cálculo estadístico basados en series espaciales y temporales, obtener la topografía y espesor de la córnea.

45 Se obtiene así un dispositivo de bajo coste que por sus características constructivas y funcionales resulta de aplicación preferente para la función a la que se halla destinado en relación con la determinación de la topografía y espesor de la córnea del ojo humano, permitiendo el análisis de la misma de una manera rápida y sencilla, evitando molestias e incomodidades al paciente.

Descripción de las figuras

50 La figura 1 muestra un esquema de los componentes que forman el aparato de la invención para la medición de la topografía y espesor de la córnea.

La figura 2 muestra un ejemplo ilustrativo de una posible configuración del aparato de la invención para la medición de la topografía y espesor de la córnea.

55

Descripción detallada de la invención

60 El aparato de la invención para la medición de la topografía y espesor de la córnea está compuesto por un sistema de seguimiento (1) de la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) de un paciente, un sistema de inspección (3) de la córnea (4) de los ojos (2), un sistema de representación (13) de estímulos visuales ante los ojos ante los ojos (2) y un ordenador (5) operativamente conectado a dichos sistemas de seguimiento (1), inspección (3) y representación (13) de estímulos visuales. El sistema de seguimiento (1) permite conocer la posición instantánea de cada ojo (2) en todo momento, y el sistema de inspección (3) realiza las medidas oportunas para que en el ordenador (5), en función de la información de ambos sistemas de seguimiento (1) e inspección (3), calcule la topografía y espesor de la
65 córnea (4) con independencia de la zona en donde el paciente esté fijando la dirección de su mirada (D).

El sistema de seguimiento (1) de la dirección de la mirada de los ojos (2) incluye una cámara (6) y un emisor de luz difusa (7), para cada ojo (2), de manera que cada emisor de luz difusa (7) envía luz sobre su ojo (2), cuyo reflejo es captado por la correspondiente cámara (6) para conocer la dirección de la mirada de los ojos (2). Por otro lado, el sistema de inspección (3) de la córnea (4) comprende un emisor de luz (8) para cada ojo (2), que emite haces de luz (9) sobre la córnea (4), y un conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4).

El sistema de representación (13) de estímulos visuales puede estar formado por unas pantallas que representan ante los ojos (2) del paciente diferentes optotipos o estímulos visuales que permiten estimular y guiar la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) del paciente para exponer diferentes áreas de la córnea (4), de esta manera el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3) dispone una mayor área de la córnea (4) sobre la que emitir información lumínica para que el ordenador (5) pueda posteriormente calcular de una manera más eficiente la topografía y espesor de la córnea (4). Por otro lado, se ha previsto la posibilidad de que el sistema de representación (13) de estímulos visuales esté formado por cuatro leds posicionados en puntos estratégicos próximos a la parte interior periférica del campo visual de los ojos (2), de manera que mediante la emisión selectiva de luz por los leds se pueda estimular y guiar la dirección (D) de la mirada de los ojos (2) del paciente.

Con todo ello así, el ordenador (5) controla los emisores de luz (7,8) y el sistema (13) de representación de estímulos visuales y procesa toda la información de cada cámara (6) y del conjunto receptor (10), para determinar la topografía y espesor de la córnea (4) de cada ojo (2).

La información lumínica que se envía sobre la córnea (4) puede adoptar diferentes formas, de modo que el emisor de luz (8) de cada ojo (2) emite haces de luz (9) que dibujan punto a punto sobre la córnea (4) múltiples líneas paralelas o convergentes o nubes de puntos. Así se pueden representar físicamente sobre la córnea (4) múltiples líneas con uno o más puntos de convergencia, múltiples líneas que se cortan en el punto central de la pupila o en el ápice del paraboloide corneal, o múltiples líneas paralelas. También se pueden representar múltiples conjuntos de líneas paralelas, en donde todos los conjuntos de líneas paralelas convergen en un mismo punto, como puede ser el centro de la pupila o el ápice del paraboloide corneal, o en donde algunos conjuntos de líneas paralelas convergen en un único punto y otros conjuntos convergen en otro u otros puntos de convergencia.

A partir de la información obtenida de la nube de puntos físicamente emitida sobre la córnea (4) y mediante un cálculo numérico en el ordenador (5), se pueden representar virtualmente sobre la córnea (4) diferentes patrones de forma predefinidos, por ejemplo unos discos concéntricos, como discos de Plácido.

Para evitar posibles interferencias que afecten a la medición, el emisor de luz difusa (7) del sistema de seguimiento (1) y el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3) emiten a frecuencias lumínicas diferentes, o emiten a la misma frecuencia lumínica pero en periodos alternantes de tiempo.

El emisor de luz (8) que emite haces de luz (9) sobre la córnea (4), puede ser un emisor de luz infrarroja, de luz colimada, o de luz laser. En una posible configuración puede ser un emisor que emite luz en haces estrechos, de modo que la dimensión máxima de la sección del haz enviado hacia un punto próximo a la córnea (4) es menor que la altura mínima entre cresta y valle de los abultamientos de la córnea (4) que se pretenden medir.

En el esquema representado en la figura 1 se puede observar como el conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) está formado por dos elementos receptores, cada uno de los cuales está asociado con un ojo (2) del paciente, de modo que cada elemento receptor se encuentra alineado ópticamente con la dirección de la mirada (D) de su respectivo ojo (2) a analizar.

Se ha previsto la posibilidad de que el conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) esté formado por un único elemento receptor común a ambos ojos (2), en cuyo caso el elemento receptor único se encuentra desalineado con la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) a analizar, por lo que para alinearlo ópticamente con cada ojo (2) se emplea un conjunto de espejos (12) orientados que direccionan la luz reflejada por la córnea (4) de cada ojo (2) hacia el elemento receptor único. En el ejemplo ilustrativo de la figura 2 se muestra una posible realización del conjunto de espejos (12), en donde por motivos de claridad se ha representado un único ojo (2). Asimismo el conjunto de espejos (12) puede ser empleado para direccionar los haces de luz (9) que el emisor de luz (8) envía hacia la córnea (4).

Se ha previsto la posibilidad de que entre el conjunto receptor (10) y los ojos (2) se dispongan un conjunto de lentes (11). Así, en el caso de existir un único elemento receptor se disponen una o más lentes entre dicho elemento receptor único y los ojos (2) del paciente, y en el caso de existir un elemento receptor para cada ojo (2) se disponen una o más lentes entre cada elemento receptor y el respectivo ojo (2) del paciente.

El conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) puede estar formado por cámaras electroópticas de tipo CCD o CMOS, de modo que el conjunto receptor (10) puede constituirse por dos cámaras electroópticas de tipo CCD o CMOS cada una asociada a un ojo (2) del paciente, o una única cámara electroóptica de tipo CCD o CMOS asociada a ambos ojos (2) del paciente. También se ha previsto que el conjunto receptor (10) pueda estar formado por matrices de sensores de tipo CCD o CMOS, de modo que, en este caso, el conjunto

receptor (10) puede estar formado por una única matriz de sensores de tipo CCD o CMOS asociada a ambos ojos (2) del paciente, o por dos matrices de sensores de tipo CCD o CMOS, cada una asociada a un ojo (2) del paciente.

En una realización cada matriz de sensores tiene forma plana y está situada perpendicular al eje óptico correspondiente a la dirección de mirada (D) del ojo (2) al que está asociada. Según otra realización cada matriz de sensores está formada por una superficie plana perpendicular al eje óptico correspondiente a la dirección de mirada (D) del ojo (2) al que está asociada y una superficie cilíndrica dispuesta alrededor y a cierta distancia del ojo (2), estando el eje de la superficie cilíndrica alineado con la dirección de la mirada (D) del ojo (2). En otra realización cada matriz de sensores está dispuesta alrededor y a cierta distancia del ojo (2) formando una cúpula de forma esférica o parabólica.

Se ha previsto que en una posible realización de la invención el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3) sea desplazable y orientable, para emitir haces de luz (9) sobre la córnea (4) en diferentes direcciones y poder así dibujar patrones geométricos de puntos de incidencia del haz sobre la córnea (4) (por ejemplo, líneas rectas, circunferencias, etc.).

El sistema de seguimiento (1) de la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) y el sistema de inspección (3) pueden estar constituidos por los mismos elementos, de modo que puede existir un único elemento que recepcione los reflejos de luz producidos sobre la córnea (4), haciendo la cámara (6) las funciones del conjunto receptor (10) o viceversa, y puede existir un único elemento emisor que emita luz sobre la córnea (4), emitiendo luz difusa, luz visible, luz infrarroja, u otras según convenga.

Con todo ello así, el ordenador (5) que se encuentra operativamente conectado a los emisores de luz (7, 8) y al conjunto receptor (10), es capaz de controlar la dirección de cada haz de luz (9) enviado y captar la posición instantánea de cada ojo (2), la posición instantánea de los reflejos de cada haz de luz (9) sobre la córnea (4) y/o la forma de los puntos de luz reflejados, de manera que el ordenador (5), mediante cálculo numérico y a partir del análisis iterativo de los ángulos de incidencia y reflexión de los haces de luz (9) emitidos y los reflejos captados, es capaz de calcular la topografía de la córnea (4), tanto de su capa exterior como de su capa interior, así como el espesor de la misma a lo largo y ancho de su extensión.

El procedimiento de medida empleado para determinar la topografía de la córnea (4), así como su espesor a lo largo y ancho de la misma, comprende las siguientes fases (la descripción se realiza en base a uno sólo de los ojos (2) del paciente):

En primer lugar se determina la dirección de mirada (D) de ojo (2) del paciente, para ello se calcula el centro de rotación del glóbulo ocular y el centro de la pupila, siendo la dirección de mirada (D) la línea que une el centro de rotación del glóbulo ocular y el centro de la pupila.

La determinación de la dirección de la mirada (D) se realiza mediante el sistema de seguimiento (1), para lo cual mediante el emisor de luz difusa (7) se ilumina la superficie de la córnea (4) del ojo (2), posteriormente la cámara (6) captura la luz reflejada por la córnea (4) y en el ordenador (5), mediante un software de reconocimiento automático de formas, obtiene la geometría aparente de la pupila, la geometría aparente del globo ocular (correspondiéndose a un esferoide) y/o la geometría aparente de la córnea (correspondiéndose a un paraboloide). Una vez obtenida esta información del ojo (2) se calcula el centro de rotación del glóbulo ocular y el centro de la pupila y, en base a ello, la dirección de la mirada (D) del ojo (2).

La manera en que se determina la dirección de la mirada (D) es una técnica conocida como "eyes-tracking", basada en el reconocimiento de los cambios de posición de los reflejos corneales producidos por los iluminadores difusos o por los de la geometría aparente de la pupila, por lo que no se va a entrar a describirla en detalle, puesto que no entra dentro del alcance de la invención.

En segundo lugar se define un sistema virtual de coordenadas polares, cuyo origen de coordenadas coincide con el centro de la pupila calculado en la fase anterior. Para ello, la imagen que se va a captar de la superficie de la córnea (4) por el sistema de inspección (3) es representada sobre el sistema virtual de coordenadas polares, de manera que se pueden realizar mediciones de la topografía y espesor de la córnea (4) con independencia de la zona en donde el paciente este fijando su mirada, ya que el sistema de referencias sobre el que se representa la imagen captada no tiene un origen de coordenadas fijo sino que es relativo en función de la dirección de la mirada (D) del paciente.

En tercer lugar se envían hacia la córnea (4) haces de luz (9) desde el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3), de manera que los puntos de luz y manchas luminosas que se reflejan sobre la superficie de la córnea (4), o sobre sus capas exterior e interior, son captados por el conjunto receptor (10) del sistema de inspección (3).

A cada punto de luz y mancha luminosa se le asocia el instante temporal en el que ha sido captado, de manera que cuando se realiza la reconstrucción de la topografía de la córnea se tiene en cuenta la posición del centro de pupila en el instante temporal de la captura determinado por la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) en ese instante.

El emisor de luz difusa (7) del sistema de seguimiento (1) y el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3) pueden emitir de forma simultánea cuando las emisiones se producen a frecuencias lumínicas diferentes, en cuyo caso las cámaras (6) y el conjunto receptor (10) están apropiadamente configurados para discriminar las frecuencias lumínicas que sean necesarias. En el caso de que ambos emisores de luz (7, 8) emitan a la misma frecuencia lumínica, se interrumpe la emisión de luz difusa del emisor de luz difusa (7) y se envían hacia la córnea (4) haces de luz (9) desde el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3).

En cuarto lugar, la información de los puntos de luz y manchas luminosas captada por el conjunto receptor (10) del sistema de inspección (3) es referenciada sobre el sistema de coordenadas polares definido anteriormente, con lo que se obtiene información de la córnea (4) referencia según la dirección de mirada (D) del paciente, es decir que la información está referenciada con respecto al centro de la pupila del ojo (2) del paciente.

En quinto lugar se repiten las fases anteriores en función de los cambios en la dirección de la mirada (D) del ojo (2) del paciente, hasta obtener una densidad suficiente de puntos (por ejemplo, puntos captados por mm² de córnea). Los movimientos del ojo y los consiguientes cambios en la dirección de la mirada (D) del ojo (2) del paciente permiten exponer diferentes zonas de la córnea (4) a los haces de luz (9) cuyos reflejos se pretenden captar.

Así, cada vez que el paciente desvía su mirada se vuelve a referenciar el sistema virtual de coordenadas polares con la nueva posición del centro de la pupila y se vuelve a captar más información de la córnea (4) por medio del sistema de inspección (3), repitiéndose este proceso iterativo hasta obtener datos de una densidad suficiente de puntos de luz y manchas luminosas que permitan obtener la topografía y espesor de la córnea (4).

Adicionalmente se pueden representar, durante la captación de información de la córnea (4), unos optotipos dinámicos o estímulos visuales que se presentan ante los ojos (2) del paciente mediante las pantallas, o los leds, del sistema de representación de estímulos visuales (13). De esta manera se puede estimular y guiar la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) del paciente para exponer áreas de la córnea a medir en una posición adecuada para que incidan sobre ella con el ángulo deseado los haces de luz (9) emitidos por el emisor de luz (8). Los optotipos dinámicos pueden ser representados en las pantallas (13) desplazándose a una distancia constante del paciente (es decir, en el plano perpendicular a su posición primaria de mirada) o, en cooperación con una lente monofocal móvil o de focal variable, a una distancia variable (es decir, a diferentes profundidades en el entorno virtual tridimensional).

En último lugar, cuando se ha obtenido una información suficiente de puntos de luz y manchas luminosas de la córnea (4), se obtiene un mapa topográfico de la cornea (4) a través de unos algoritmos de cálculo estadístico basados en series espaciales y temporales que procesan la información de dichos puntos de luz y manchas luminosas.

La reconstrucción del mapa topográfico de la cornea (4) se lleva a cabo mediante técnicas de procesamiento convencionales basadas en la diferencia geométrica de la ubicación de un punto de reflejo real respecto a un punto de reflejo teórico sobre una figura de referencia perfecta, normalmente, una esfera o un paraboloide. Así, se compara la información real obtenida de los puntos y manchas de luz con unos puntos de luz y unas manchas luminosas teóricas obtenidas del reflejo sobre una superficie reflectante perfectamente esférica. Mediante esta comparación se puede construir un levantamiento topográfico de la córnea (4) y, en su caso, detectar anomalías en la córnea (4) analizada.

REIVINDICACIONES

- 1.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, caracterizado porque comprende un sistema de seguimiento (1) de la dirección de la mirada (D) de los ojos (2), que incluye una cámara (6) y un emisor de luz difusa (7) para cada ojo (2); un sistema de inspección (3) de la córnea (4), que comprende un emisor de luz (8) para cada ojo (2) que emite haces de luz (9) sobre la córnea (4) y un conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4); un sistema de representación de estímulos visuales (13) ante los ojos (2); y un ordenador (5) que controla los emisores de luz (7,8) y el sistema de representación de estímulos visuales (13), y que procesa la información de cada cámara (6) y del conjunto receptor (10), para determinar la topografía y espesor de la córnea (4) de cada ojo (2).
- 2.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el sistema de representación de estímulos visuales (13) está formado por unas pantallas de representación de imágenes que guían la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) del paciente.
- 3.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el sistema de representación de estímulos visuales (13) está formado por cuatro leds posicionados en puntos estratégicos próximos a la parte interior periférica del campo visual de los ojos (2).
- 4.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el emisor de luz (8) de cada ojo (2) emite haces de luz (9) representando sobre la córnea (4) múltiples líneas paralelas.
- 5.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el emisor de luz (8) de cada ojo (2) emite haces de luz (9) representando sobre la córnea (4) múltiples líneas convergentes.
- 6.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el emisor de luz (8) de cada ojo (2) emite haces de luz (9) representando sobre la córnea (4) nubes de puntos.
- 7.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque los emisores de luz (7,8) emiten a frecuencias lumínicas diferentes.
- 8.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque los emisores de luz (7,8) emiten en la misma frecuencia lumínica pero en periodos alternantes de tiempo.
- 9.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque entre el conjunto receptor (10) y los ojos (2) se disponen un conjunto de lentes (11).
- 10.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) está formado por un único elemento receptor común a ambos ojos (2), empleándose un conjunto de espejos (12) orientados que direccionan la luz reflejada por la córnea (4) de cada ojo (2) hacia el elemento receptor único.
- 11.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) está formado por dos elementos receptores, cada uno asociado con un ojo (2), estando cada elemento receptor alineado ópticamente con la dirección de la mirada (D) de su respectivo ojo (2).
- 12.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) está formado por cámaras electroópticas de tipo CCD o CMOS.
- 13.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el conjunto receptor (10) que recibe la luz reflejada por la córnea (4) está formado por matrices de sensores de tipo CCD o CMOS.
- 14.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque cada matriz de sensores tiene forma plana y está situada perpendicular al eje óptico correspondiente a la dirección de la mirada (D) del ojo (2) al que está asociada.
- 15.- Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque cada matriz de sensores está formada por una superficie plana perpendicular al eje óptico correspondiente a la dirección de mirada (D) del ojo (2) al que está asociada y una superficie cilíndrica dispuesta alrededor y a cierta distancia del ojo (2), estando el eje de la superficie cilíndrica alineado con la dirección de la mirada (D) del ojo (2).

16.-. Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque cada matriz de sensores está dispuesta alrededor y a cierta distancia del ojo (2) formando una cúpula de forma esférica o parabólica.

5 17.-. Aparato para la medición de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la primera reivindicación, caracterizado porque el emisor de luz (8) del sistema de inspección (3) es desplazable y orientable para emitir haces de luz (9) sobre la córnea (4) en diferentes direcciones.

18.-. Procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea que emplea el aparato de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque comprende las fases de:

- 10 – Enviar luz difusa hacia la córnea (4) y captar la luz reflejada sobre la córnea (4) para determinar, mediante técnicas de análisis digital, el centro de rotación del glóbulo ocular y el centro de la pupila del ojo (2), y obtener la dirección de la mirada (D) del ojo (2) como la línea que une el centro de rotación del glóbulo ocular con el centro de la pupila.
- Definir un sistema virtual de coordenadas polares, cuyo origen de coordenadas coincide con el centro de la pupila.
- 15 – Enviar hacia la córnea (4) haces de luz (9) y captar los puntos de luz y manchas luminosas reflejados por la córnea (4), asociando a cada punto de luz y mancha luminosa el instante temporal en el que ha sido capturado.
- Referenciar la información de los puntos de luz y manchas luminosas sobre el sistema virtual de coordenadas polares que tiene su origen de coordenadas coincidente con el centro de la pupila.
- 20 – Repetir las fases anteriores teniendo en cuenta los cambios en la dirección de la mirada del ojo (2), hasta obtener datos de una densidad suficiente de puntos de luz y manchas luminosas.
- Obtener un mapa topográfico de la cornea a través de unos algoritmos de cálculo estadístico basados en series espaciales y temporales que procesan la información de los puntos de luz y manchas luminosas.

25 19.-. Procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque la luz difusa y los haces de luz (9) enviados hacia la cornea (4) son emitidos de forma simultánea a diferentes frecuencias lumínicas.

20.-. Procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque la luz difusa y los haces de luz (9) enviados hacia la cornea (4) son emitidos a la misma frecuencia lumínica en periodos alternantes de tiempo.

30 21.-. Procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque sobre unas pantallas dispuestas ante los ojos (2) del paciente se representan unos optotipos dinámicos que estimulan al paciente para orientar la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) hacia la posición deseada.

35 22.-. Procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque mediante unos leds dispuestos ante los ojos (2) del paciente se emiten unas luces que estimulan al paciente para orientar la dirección de la mirada (D) de los ojos (2) hacia la posición deseada.

23.-. Procedimiento de medida de la topografía y espesor de la córnea, de acuerdo con la decimotercera reivindicación, caracterizado porque se envían haces de luz (9) sobre la córnea (4) y se captan los puntos de luz reflejados por la capa exterior y la capa interior de la córnea (4).

40

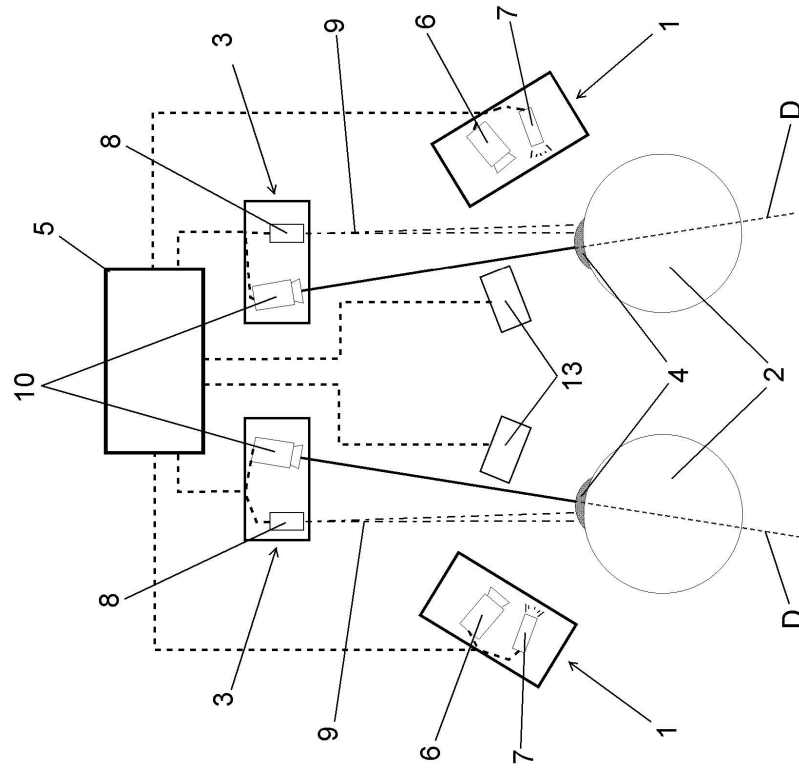


Fig. 1

