

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 721 518**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/113** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.12.2003 PCT/US2003/039867**

87 Fecha y número de publicación internacional: **22.07.2004 WO04060153**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2003 E 03799912 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.04.2019 EP 1571974**

54 Título: **Sistema para seguir el movimiento de un objeto esférico**

30 Prioridad:

**19.12.2002 US 325791**

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

**01.08.2019**

73 Titular/es:

**BAUSCH & LOMB INCORPORATED (100.0%)  
One Bausch & Lomb Place  
Rochester, New York 14604, US**

72 Inventor/es:

**EAGAN, BARRY;  
CALDWELL, LLOYD, M.;  
CADY, D., ROBERT;  
GROVE, DONALD C.;  
NIVEN, GREGG, D. y  
NGUYEN, XAN**

74 Agente/Representante:

**UNGRÍA LÓPEZ, Javier**

ES 2 721 518 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**

Sistema para seguir el movimiento de un objeto esférico

**5 Campo de la invención**

La invención se dirige generalmente al procesamiento de imágenes de diagnóstico y, más particularmente, a un dispositivo y sistema para detectar la posición y el movimiento de una superficie de un objeto esférico, y a un método para detectar dicho movimiento y registrar una serie de campos temporales de imagen de la superficie del objeto.

10

**Descripción de la técnica relacionada**

La primera etapa en cualquier procedimiento oftalmológico es diagnosticar la patología del ojo y/o caracterizar su estructura. En el campo de la cirugía refractiva para corregir la visión defectuosa del ojo de una persona, es importante recopilar información precisa sobre la topografía y la paquimetría del ojo, así como la naturaleza y la magnitud de las anomalías que causan una visión deficiente. La recopilación de esta información de diagnóstico generalmente requiere que el paciente se acople a algún tipo de instrumento y visualice constantemente un objetivo mientras se adquiere la información de diagnóstico, generalmente a través de múltiples imágenes de video tomadas en un intervalo de tiempo que va desde fracciones hasta varios segundos. Este es un periodo de tiempo relativamente largo en relación con el movimiento sacádico del ojo y el tiempo que tarda una persona en cambiar de mirada durante una secuencia de medición. El movimiento ocular voluntario o involuntario puede hacer que un parámetro de medición en particular se registre de manera incorrecta y que la aplicación de corrección de la vista sea menos que óptima.

15

20

25

A la vista de esto, los inventores han reconocido una necesidad de una forma para compensar el movimiento del ojo durante el procedimiento de diagnóstico. Aunque la invención se describirá con referencia a la supervisión y compensación del movimiento del ojo de un paciente, se observará que el aparato y los métodos que se divulgan en el presente documento se aplicarán a la supervisión y compensación del movimiento de cualquier objeto que tenga una superficie de un objeto esférico o casi esférico.

30

El documento US-A-5 668 622 se refiere a un dispositivo para medir la posición del punto de fijación de un ojo en un objetivo y que comprende un soporte móvil integral con la cabeza del sujeto y colocado cerca del ojo y en el cual se encuentran asegurados un primer medio de iluminación del ojo y medios de video para representar imágenes del ojo. Además, este dispositivo comprende un soporte fijo alejado del ojo y sobre el cual se ubican en primer lugar el objetivo, orientado de manera aproximadamente opuesta al ojo, y un segundo medio de iluminación del ojo capaz de crear reflejos corneales en el ojo.

35

El documento US-A-2002/051116 se refiere a un método para determinar la posición o la actitud de un ojo, incluyendo las etapas de dirigir una pluralidad de componentes de haz de luz seguros para el ojo sobre el ojo, definiendo dichos componentes un área de incidencia en el ojo básicamente más grande que la pupila; recibir una imagen de luz reflejada a partir de ese momento por el ojo; analizar la imagen identificando cuál de los componentes del haz de luz produce una reflexión brillante del ojo en dicha imagen; y determinar la posición o actitud del ojo mediante un análisis adicional de la imagen sobre la base de dicha identificación.

40

45

El documento WO-A-99/05988 divulga un conjunto de cámara para uso en un aparato de seguimiento ocular, la cámara incluyendo una cámara con una lente que tiene un eje de imagen; y una fuente de luz en forma de anillo dispuesta alrededor del eje de la imagen y cerca de la periferia de la apertura de la lente, la fuente de luz orientada para dirigir la luz a lo largo del eje de la cámara hacia el objetivo.

**50 Sumario de la invención**

La presente invención se define por la reivindicación independiente 1. Las reivindicaciones dependientes describen realizaciones.

55

Una realización de la invención se dirige a un dispositivo para controlar la posición espacial de, y seguir el movimiento de, un objeto que tiene una superficie esférica o casi esférica. El objeto preferente es la córnea del ojo de una persona. El dispositivo incluye un componente de proyección que usa al menos un elemento de emisión de luz para proyectar al menos cuatro puntos de luz sobre la superficie donde al menos dos de los puntos en la superficie no deben estar en el mismo plano. Además, un componente de captura de imagen captura una serie de campos de video en tiempo real de la imagen de la superficie del objeto y dos puntos de luz iluminados en la superficie. Un componente informático funciona en conjunto con el componente de captura de imagen y recibe las imágenes del componente de captura de imagen, sitúa cada punto de luz de iluminación en cada campo de imagen y determina un centro de la superficie basándose en los puntos en los que se forman imágenes para cada campo de imagen. El dispositivo tendrá preferentemente cuatro elementos emisores de luz que proyectan cuatro puntos de luz correspondientes sobre la superficie; y más preferentemente incluirá seis elementos emisores de luz que iluminan partes de la superficie con seis puntos de luz correspondientes. De acuerdo con un aspecto preferente de una

60

65

realización del dispositivo de la invención, un componente de módulos/desplazamiento se usa en conjunto con seis elementos emisores de luz y permite que cuatro de los seis elementos emisores de luz formen puntos de luz en la superficie corneal en cualquier momento dado. Esto es útil cuando se usa una fuente de luz de competencia en una aplicación particular, por ejemplo, una rendija de luz escaneada para medir la paquimetría corneal. Las aplicaciones que no usan una fuente de luz de competencia, por ejemplo, la tomografía de coherencia óptica (OCT) y el barrido de B/C requieren solo cuatro puntos de luz. El tipo de fuente de luz no es crítico y puede incluir fuentes como diodos láser, diodos súper luminiscentes con ópticas de enfoque asociadas, o una fuente de luz incandescente con un acompañamiento óptico que permitirá que la fuente de luz se enfoque en la superficie del objeto, por ejemplo. Las fuentes de luz se colocan en una disposición plana con el plano normal a un eje de referencia de la superficie del objeto que, con el fin de claridad de la descripción, es preferentemente el eje óptico de la córnea del ojo que se está monitorizando. Cada una de las fuentes de luz se dice a la córnea del ojo del sujeto en un patrón que varía desde aproximadamente 1/2 a 2/3 de la distancia desde el centro del ojo hasta el límite del limbo. Este patrón de proyección permite que el centro de la córnea permanezca libre de la dispersión de la luz, lo que podría ser importante si uno quiere ver el centro de la córnea o visualizar a través del iris del ojo del sujeto. Cada uno de los haces de luz que forman un punto de luz en la superficie del objeto se dispersa de forma difusa al golpear la córnea debido a la estructura celular fragmentada de la córnea. Esta dispersión se ve como pequeños puntos difusos de luz en la superficie de la córnea. Se forman imágenes de la relación de los puntos entre sí, y a continuación se hacen capturas durante cada campo de video del procedimiento de diagnóstico. Esta relación de los puntos es la que permite seguir el movimiento del ojo en el espacio.

El centro de la esfera en el espacio se puede determinar matemáticamente mediante cuatro puntos no colineales si cada uno está definido en los tres ejes, x, y, y z. Estos cuatro puntos definirán la superficie de la esfera. Si una esfera se puede determinar por la ubicación de estos puntos, y se proporcionan cuatro puntos de luz y se comparan con una referencia, entonces se puede determinar la ubicación relativa de la esfera. Por lo tanto, una imagen de control se establece de acuerdo con la invención para una comparación de ese tipo. Cuando la imagen de la esfera con los cuatro haces de luz incidentes es capturada por el dispositivo de formación de imágenes y la imagen resultante se procesa para ubicar los puntos, la comparación entre los puntos de imagen secuenciales produce diferencias de ubicación del punto, capturando la amplitud y la dirección del movimiento del ojo del paciente con para campos. A medida que se captura cada imagen y se identifican los puntos, se construye un vector de compensación para cada imagen en la secuencia temporal de campos de imagen. Si el objeto se mueve hacia adelante, entre las imágenes, los puntos en la imagen posterior se separarán aún más. Si el objeto se mueve hacia arriba o hacia abajo, o hacia la izquierda o hacia la derecha, los puntos se moverán asimétricamente en relación con el movimiento.

Después de la captura de estas imágenes por el sistema de captura de imágenes, estas se envían a un dispositivo informático. El dispositivo informático localiza cada punto en cada imagen. A continuación compara el movimiento de cada uno de los puntos en cada campo y permite un aumento, giro y movimiento de las imágenes para poder volver a ensamblarlas de forma precisa. El vector de compensación se construye y se usa para cambiar lógicamente cada campo a un campo central de referencia uniforme, compensando de ese modo cualquier movimiento de la fuente durante el proceso de captura de imágenes de video. El dispositivo informático vuelve a ensamblar las imágenes mientras compensa los cambios de movimiento y permite que las imágenes se vuelvan a registrar una con respecto a la otra con cada superficie esférica siendo concéntrica en el centro. Esto permite la compensación del movimiento a lo largo de los tres ejes.

La invención proporciona distintas ventajas con respecto a un sistema de seguimiento colineal. Por ejemplo, el vector de compensación se genera rápidamente una vez que se identifican los puntos de dispersión de luz en la imagen de la superficie. La metodología de acuerdo con la invención es única, numérica y fácil de verificar. Como los puntos de luz no son colineales, cada imagen será única para el ojo que se capturó. La invención no se basa en la reflexión de la luz para indicar el movimiento, por lo que se puede hacer el seguimiento fácilmente de una córnea que refleja poco.

Estas y otras ventajas y objetos de la presente invención llegarán a ser más rápidamente evidentes a partir de la descripción detallada que sigue a continuación. Sin embargo, se debería entender que la descripción detallada y los ejemplos específicos, si bien indican las realizaciones preferentes de la invención, se ofrecen solo a modo de ilustración, ya que diversos cambios y modificaciones dentro del alcance de la invención serán evidentes para las personas con experiencia en la materia basándose en la descripción y las figuras en el presente documento y en las reivindicaciones adjuntas.

### Breve descripción de las figuras

La Fig. 1 es una ilustración esquemática de un componente de proyección de seis elementos y un componente de captura de imagen de acuerdo con una realización de la invención;  
 La Fig. 2a es una ilustración de una vista lateral de la trayectoria de la proyección de luz en el extremo de acuerdo con una realización de la invención;  
 La Fig. 2b es una ilustración de una vista frontal de una proyección de cuatro haces de acuerdo con una realización de la invención;  
 La Fig. 3 es una vista similar a la de la Fig. 1b que muestra una proyección de seis haces simétricos de acuerdo

con una realización de la invención;

La Fig. 4 es una ilustración de tres secuencias del módulo/desplazamiento del sistema de control de luz tal como podría suceder en el montaje que se ilustra en la Fig. 2;

La Fig. 5 es una ilustración similar a la de la Fig. 3 que muestra una colocación alternativa de seis puntos del de acuerdo con una realización de la invención; y

La Fig. 6 de la superficie del objeto de acuerdo con una realización de la invención.

**Descripción detallada de una realización preferente de la invención**

Las realizaciones de la invención se describirán con detalle a continuación con referencia a las figuras adjuntas donde los números de referencia similares refieren a referencias similares a través de las mismas.

La Fig. 1 ilustra una realización preferente de un sistema 100 para monitorizar la posición espacial, y seguir el movimiento de, la superficie corneal 104 del ojo de un paciente que por definición es esférico o casi esférico. La Fig. 1 también representa un sistema de registro de imágenes 100 para registrar múltiples imágenes de una superficie de un objeto esférico o casi esférico tal como la córnea del ojo. El sistema y el dispositivo 100 generalmente comprenden un componente de proyección 102 (como se muestra en la Fig. 2), un componente de captura de imagen 120 y un componente informático 160 conectado de forma operativa al componente de captura de imagen 120. Como se muestra en las Figs. 2a y b, el componente de proyección 102 incluye al menos un elemento de emisión de luz 110, y el componente de proyección proyecta al menos cuatro puntos de luz 112a-d sobre la superficie (estérica o casi esférica) 104. Al menos dos de los puntos 112 serán no coplanares en la superficie como se muestra en 111 en la Fig. 2(a). Esta es una condición necesaria para seguir el movimiento y la posición de la superficie 104 a lo largo de la dirección z. Los al menos tres puntos de luz restantes en la superficie 104 son necesarios para seguir el movimiento en los ejes x-y de la superficie.

En general, dados 4 juntos en un espacio de 3 dimensiones  $(x_1, y_1, z_1)$ ,  $(x_2, y_2, z_2)$ ,  $(x_3, y_3, z_3)$ ,  $(x_4, y_4, z_4)$ , la ecuación de la esfera con estos puntos en la superficie se encuentra resolviendo el siguiente determinante:

$$\begin{vmatrix} x^2 + y^2 + z^2 & x & y & z & 1 \\ x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 & x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3^2 + y_3^2 + z_3^2 & x_3 & y_3 & z_3 & 1 \\ x_4^2 + y_4^2 + z_4^2 & x_4 & y_4 & z_4 & 1 \end{vmatrix} = 0$$

Si el determinante se encuentra usando la expansión por menores usando la fila superior entonces la ecuación de la esfera se puede escribir como sigue a continuación:

$$\begin{aligned} (x^2 + y^2 + z^2) & \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & z_3 & 1 \\ x_4 & y_4 & z_4 & 1 \end{vmatrix} - x \begin{vmatrix} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3^2 + y_3^2 + z_3^2 & y_3 & z_3 & 1 \\ x_4^2 + y_4^2 + z_4^2 & y_4 & z_4 & 1 \end{vmatrix} + y \begin{vmatrix} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 & x_1 & z_1 & 1 \\ x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 & x_2 & z_2 & 1 \\ x_3^2 + y_3^2 + z_3^2 & x_3 & z_3 & 1 \\ x_4^2 + y_4^2 + z_4^2 & x_4 & z_4 & 1 \end{vmatrix} \\ & - z \begin{vmatrix} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 & x_1 & y_1 & 1 \\ x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 & x_2 & y_2 & 1 \\ x_3^2 + y_3^2 + z_3^2 & x_3 & y_3 & 1 \\ x_4^2 + y_4^2 + z_4^2 & x_4 & y_4 & 1 \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} x_1^2 + y_1^2 + z_1^2 & x_1 & y_1 & z_1 \\ x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 & x_2 & y_2 & z_2 \\ x_3^2 + y_3^2 + z_3^2 & x_3 & y_3 & z_3 \\ x_4^2 + y_4^2 + z_4^2 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} = 0 \end{aligned}$$

En términos de los menores  $M_{ij}$ :

$$1.1 \quad (x^2 + y^2 + z^2) M_{11} - x M_{12} + y M_{13} - z M_{14} + M_{15} = 0$$

La ecuación general de una esfera con radio r centrada en  $(x_0, y_0, z_0)$  es

$$1.2 \quad (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 = r^2$$

Reescribir la ecuación 1.2 como

$$1.3 \quad x^2 - 2xx_0 + x_0^2 + y^2 - 2yy_0 + y_0^2 + z^2 - 2zz_0 + z_0^2 - r^2 = 0$$

5 Reordenar 1.3 para obtener

$$1.4 \quad \bar{x}^2 + y^2 + z^2 - 2xx_0 - 2yy_0 - 2zz_0 + x_0^2 + y_0^2 + z_0^2 - r^2 = 0$$

Reordenar la ecuación 1.1 para obtener

10

$$1.5 \quad (\bar{x}_2 + \bar{y}_2 + \bar{z}_2) - x M_{12}/M_{11} + y M_{13}/M_{11} - z M_{14}/M_{11} + M_{15}/M_{11} = 0$$

Igualar los términos de la ecuación 1.4 y 1.5 permite resolver el centro y el radio de la esfera, en particular:

$$x_0 = 0,5 M_{12}/M_{11}$$

$$y_0 = 0,5 M_{13}/M_{11}$$

$$z_0 = 0,5 M_{14}/M_{11}$$

$$r = (x_0^2 + y_0^2 + z_0^2) - (M_{15}/M_{11})$$

15

Hay que tener en cuenta que estos no se pueden resolver para  $M_{11}$  igual a cero. Esto corresponde a términos no cuadráticos ( $x^2, y^2, z^2$ ) en cuyo caso no estamos tratando con una esfera y los puntos son coplanares o tres son colineales.

20

Una realización generalizada del dispositivo de acuerdo con la invención se puede entender con referencia a la Fig. 2b. Cuatro elementos emisores de luz 110a-d están en una disposición coplanar en la carcasa 113. Los elementos emisores de luz 110 son preferentemente láseres de perno que emiten haces de luz delgados y colimados proyectados a la superficie del objeto 104. Como se muestra, la superficie del objeto 104 representa una superficie corneal que tiene un centro 174, un límite de iris 170 y un limbo 176. Como se ilustra en la Fig. 2b y la Fig. 6, la distancia entre un elemento de emisión de luz 110 y su correspondiente punto de luz 112 en la superficie corneal toma una trayectoria extrema 400; es decir, el elemento de emisión de luz 110a en la posición inferior derecha del alojamiento 113 proyecta su haz en una trayectoria que forma un punto de luz 112a en la parte superior izquierda de la superficie del objeto. Del mismo modo, el elemento de emisión de luz superior izquierdo 110d proyecta una trayectoria de haz para formar un punto de luz 112d en la parte inferior derecha de la superficie del objeto. Estas trayectorias extremas de distancia máxima entre la fuente de luz y el punto de iluminación crean un punto de luz en el ojo que tiene una forma parabólica debido al ángulo agudo del haz que llega a la superficie, como se ilustra en la Fig. 6. Además, la orientación angular precedente en las trayectorias del haz crea un punto difusamente reflejado desde las células del estroma de la córnea (u otra superficie de la que se están formando imágenes), en lugar de un reflejo especular, que por su naturaleza es altamente sensible al movimiento de cualquier objeto x, y o z de la superficie del objeto. Preferentemente, cada punto de luz formado en la superficie corneal es pequeño en relación con, por ejemplo, un área de la pupila contraída, y se ubica entre aproximadamente 1/2 y aproximadamente 2/3 de la distancia desde una posición central de la córnea 174 y el límite del limbo 176 del ojo, como se ilustra en la Fig. 2b.

25

30

35

40

En funcionamiento, la superficie corneal está iluminada por los puntos de luz de forma parabólica, reflejados de manera difusa, y durante un intervalo de tiempo de diagnóstico, un dispositivo de captura de imágenes, tal como una cámara de video, captura temporalmente imágenes secuenciales de la superficie corneal y los puntos de luz en la superficie. Un solo campo de imagen se puede procesar por imagen mediante métodos bien conocidos en la técnica para establecer un campo de referencia esférico para el objeto bajo investigación. A medida que se captura cada imagen y se identifican los puntos, se construye un vector de compensación para cada imagen en la secuencia temporal de los campos. Debido al movimiento voluntario o involuntario del ojo durante el examen, las posiciones relativas de los puntos de luz en la superficie corneal se desplazarán, y las nuevas posiciones se capturarán en cada campo de imagen posterior. Esta relación de los puntos es la que permite seguir el movimiento del ojo en el espacio. El vector de compensación construido en cada imagen se puede usar para cambiar lógicamente cada campo de imagen a un campo de referencia central uniforme, compensando de ese modo cualquier movimiento de la fuente

45

50

durante el proceso de captura de la imagen de video. La recepción de las imágenes, la ubicación de los puntos en cada campo de imagen y la determinación de una relación entre los puntos de imagen en cada campo de imagen se realiza mediante el componente informático 160 y su software asociado. Una vez que se determina una posición central  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , y un radio,  $r$ , de la superficie esférica para cada campo de imagen, se puede hacer referencia a cada campo de imagen con respecto a la imagen de control y las imágenes registradas entre sí dando como resultado una medición de diagnóstico más precisa.

En un aspecto preferente de la invención, haciendo referencia con respecto a la Fig. 1, el componente de proyección 102 incluye seis láseres de perno 110a-f que proyectan seis haces correspondientes a la superficie corneal 104 para formar seis puntos de luz difusa 112a-f correspondientes en la superficie corneal. La Fig. 3 ilustra que las configuraciones de trayectoria extrema el dispositivo, similares a las del sistema de cuatro haces que se muestra en la Fig. 2a, con la adición de que el elemento de emisión de luz 110b situado en el centro superior de la carcasa 113 proyecta a una región central más baja 112b en la superficie corneal, un elemento de emisión de luz 110e en el centro inferior de la carcasa 113 proyecta su haz al punto central superior 112e en la superficie corneal. Como se muestra en la Fig. 4, los puntos de luz 112a-f se colocan como tres pares básicamente verticales de puntos de luz 112a,d; 112b,e; y 112c,f.

La preferencia por tener seis elementos emisores de luz se explica cómo sigue a continuación. La topografía y la posición de las superficies corneales posterior y anterior representan mediciones de diagnóstico valiosas en el área de la cirugía refractiva. Ciertos dispositivos de diagnóstico se pueden usar para adquirir esta información e incluyen dispositivos de OCT y dispositivos ultrasonidos que proporcionan ciertos algoritmos de exploración. Debido a los principios de funcionamiento de estos dispositivos, es suficiente para iluminar la superficie corneal con solamente cuatro puntos de luz como se describe en el presente documento para monitorizar la posición y el movimiento del ojo durante la medición de diagnóstico. Con el uso de estos tipos de instrumentos existen inconvenientes que son observados por las personas con experiencia en la materia, que no son relevantes para la invención y que por lo tanto no es necesario discutir con detalles adicionales. Una metodología de medición alternativa se representan los dispositivos que usan lo que se denomina en el presente documento una fuente de luz competitiva para adquirir sus datos de medición. Por ejemplo, el sistema de formación de mapas topográficos Orbscan® (Bausch & Lomb Incorporated, Rochester, Nueva York) usa una rendija de luz producida por un láser que se explora de un lado hacia otro con respecto al ojo y se refleja hacia fuera de diversas superficies en el ojo. Esto se ilustra en forma de diagrama en la Fig. 4 en la que se muestran tres imágenes secuenciales 150', 150", y 150'''. Comenzando con la imagen que está en la parte más a la izquierda, la superficie corneal 104 se muestra con seis puntos de luz 112 representados como los módulos A, B, y C. El Módulo A consiste en un par de puntos de luz 112a, 112d que están co-alineados verticalmente como se muestra. Del mismo modo, el Módulo B consiste en el par de puntos de luz 112b, 112e y el Módulo C consiste en el par de puntos de luz 112c, 112f. Una rendija de luz láser 300 se proyecta sobre la superficie corneal en la Fig. 150' comenzando en el lado derecho del ojo. La rendija de láser se refleja hacia fuera de la superficie corneal anterior (por detrás de la línea 300) iránse se refleja hacia fuera de la superficie corneal posterior tal como se muestra con la línea curvada 302. A medida que se hace una exploración de la rendija láser sobre la superficie corneal desde la parte derecha a la izquierda, se puede observar que en algún punto la rendija láser 300 se co-alineará con los puntos de luz 112c, 112f verticalmente orientados del Módulo C. En algún momento posterior como se ilustra con el campo 150", la rendija láser 300 se oscurecerá, o competirá con, el Módulo B que comprende los puntos de luz 112b, 112e. A medida que la rendija láser completa su exploración como se muestra en la 150''', los puntos de iluminación del Módulo A se oscurecen. Para compensar la fuente de luz competitiva 300, un control de cambio del módulo (no se muestra) se incorpora en el dispositivo de modo que cualquier módulo o par de puntos de luz se puede desconectar cuando se llegan a oscurecer por la fuente de luz competitiva. De este modo, siempre hay al menos cuatro puntos de luz iluminan la superficie corneal durante todo el periodo de duración de la captura de imágenes de video.

Un aspecto preferente alternativo de esta realización se muestra con respecto a la Fig. 5. En la Fig. 5, ni dos puntos de luz ni cualquier parte (módulo) de puntos de luz es un co-alineamiento vertical. Por lo tanto, cuando la rendija láser 300 que se mueve desde la parte derecha a la izquierda oscurece el primer punto de luz 112a, el módulo A se puede desactivar de modo que los cuatro puntos de luz de los Módulos B y C continúan iluminando la superficie corneal. Del mismo modo, el siguiente punto de luz oscurecido será 112f y cuando se oscurece con la rendija láser competitiva 300, el Módulo C (112f, c) se puede apagar dejando que los Módulos A y B iluminen el ojo.

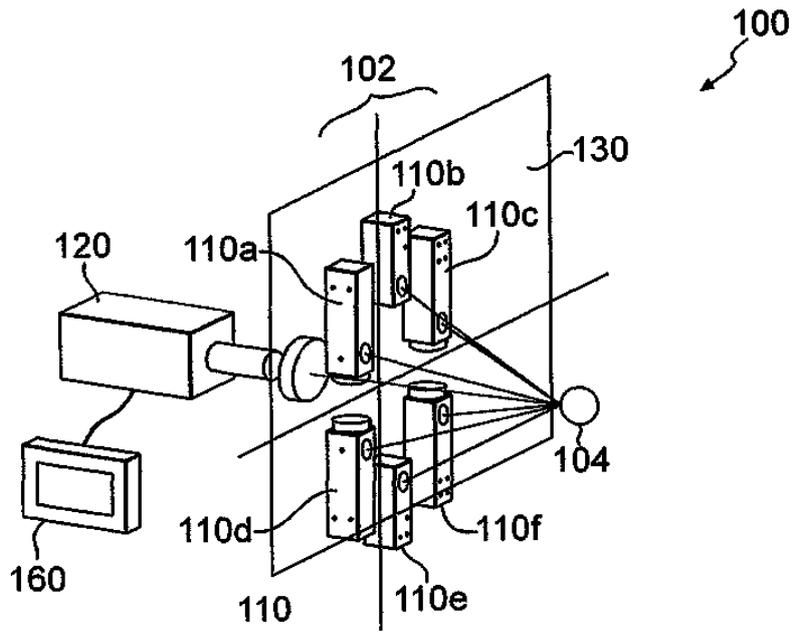
En un aspecto alternativo, la orientación angular de cada trayectoria de propagación desde el elemento de emisión de luz a su punto de luz correspondiente en la superficie corneal podría ser diferente desde cualquier otra orientación de la propagación para iluminar la superficie corneal de una forma irregular.

Aunque para ilustrar la invención se han elegido diversas realizaciones ventajosas, las personas con experiencia en la materia entenderán que en la misma se pueden realizar cambios y modificaciones sin apartarse del alcance de la invención como se definen las reivindicaciones adjuntas.

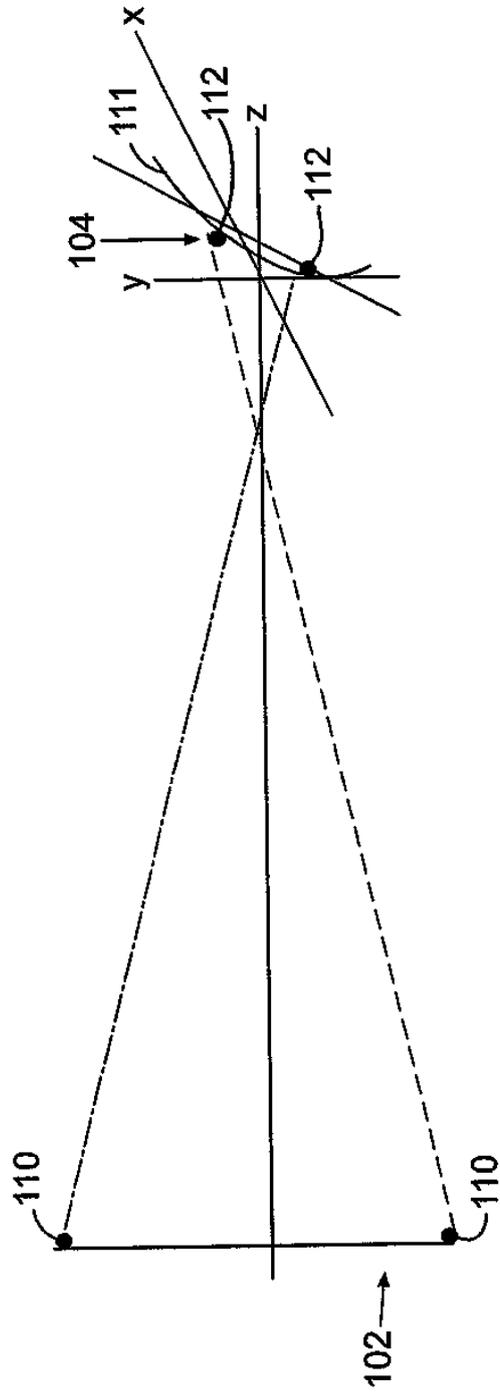
REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo para controlar la posición espacial de, y seguir el movimiento de, un objeto que tiene una superficie esférica o casi esférica (104), que comprende:
- 5 un componente de proyección (102) que incluye al menos un elemento de emisión de luz (110), donde dicho componente de proyección (102) proyecta al menos cuatro puntos de luz (112) sobre la superficie (104);  
un componente de captura de imagen (120) adecuado para capturar una pluralidad temporal de campos de imagen de los al menos cuatro puntos de luz (112) en la superficie (104), donde al menos uno de los campos de imagen es una imagen de control; y  
10 un componente informático (160) conectado de forma operativa al componente de captura de imagen (120), dicho componente informático (160) adecuado para (i) recibir las imágenes del componente de captura de imagen (120), (ii) situar cada punto en cada campo de imagen, y  
**caracterizado por que** además es adecuado para (iii) determinar un centro de la superficie (104) basándose en los puntos en los que se forman imágenes para cada campo de imagen,  
15 donde al menos dos de los al menos cuatro puntos de luz (112) son no coplanares en la superficie (104).
2. El dispositivo de la reivindicación 1, donde cada punto de luz en el que se forma una imagen en la superficie (104) se define con respecto a cada uno de un eje x, un eje y, y un eje z.
- 20 3. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el componente de proyección (102) incluye al menos cuatro elementos de emisión de luz (110), donde dicho componente de proyección (102) proyecta cuatro puntos de luz (112) sobre la superficie (104).
- 25 4. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el componente de proyección (102) incluye seis elementos de emisión de luz (110), donde dicho componente de proyección (102) proyecta al menos cuatro puntos de luz identificables (112) sobre la superficie (104).
- 30 5. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el al menos un elemento de emisión de luz (110) es una fuente de luz incandescente.
6. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el al menos un elemento de emisión de luz (110) es un láser.
- 35 7. El dispositivo de la reivindicación 3 o 4, donde los elementos de emisión de luz (110) son láseres.
8. El dispositivo de la reivindicación 1, donde los al menos cuatro puntos de luz (112) se proyectan desde un plano que es normal a un eje de referencia de la superficie (104).
- 40 9. El dispositivo de la reivindicación 1, donde los al menos cuatro puntos de luz (112) se proyectan sobre una superficie corneal y se proyectan desde un plano que es normal a un eje óptico de la superficie corneal.
10. El dispositivo de la reivindicación 9, donde dichos al menos cuatro puntos de luz (112) proyectados sobre la superficie corneal tienen un área superficial que es pequeña con respecto a un área de iris de la superficie corneal, y donde adicionalmente cada punto de luz se proyecta sobre la superficie corneal en un haz que tiene un origen que proporciona una distancia máxima desde el origen a la superficie corneal.
- 45 11. El dispositivo de la reivindicación 10, donde cada punto de luz sobre la superficie corneal está situado a una distancia entre aproximadamente 1/2 y 2/3 de la distancia desde un centro de la superficie corneal a un límite del limbo de la córnea.
- 50 12. El dispositivo de la reivindicación 1, donde cada punto de luz sobre la superficie corneal tiene una forma de superficie parabólica.
13. El dispositivo de la reivindicación 1, donde el componente de captura de imagen (120) es una cámara.
- 55 14. El dispositivo de la reivindicación 3, que comprende adicionalmente un sistema de cambio de módulo para controlar cualquier par seleccionado de dichos al menos cuatro elementos de emisión de luz (110).
15. El dispositivo de la reivindicación 4, que comprende adicionalmente un sistema de cambio de módulo para controlar cualquier par seleccionado de dichos seis elementos de emisión de luz (110).
- 60 16. El dispositivo de la reivindicación 1, donde dicho componente informático (160) es adecuado adicionalmente para registrar los campos entre sí.
- 65 17. El dispositivo de la reivindicación 1, donde dicho dispositivo es por sí mismo un componente del dispositivo de topografía corneal.

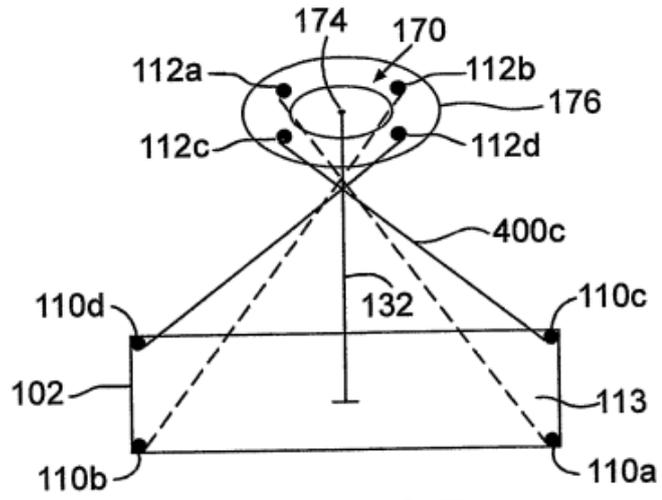
- 5 18. El dispositivo de la reivindicación 7, donde el componente informático (160) incluye un software y se conecta de forma operativa al componente de captura de imagen (120), para determinar una posición central,  $(x_0, y_0, z_0)$ , y un radio,  $r$ , de la superficie del objeto esférico o casi esférico (104) basándose en los puntos de láser que forman imágenes para cada campo de imagen capturado, y para registrar cada uno de la pluralidad de campos de imagen con respecto a la otra de la pluralidad de los campos de imagen basándose en la posición central determinada  $(x_0, y_0, z_0)$  y el radio  $r$ .
- 10 19. El dispositivo de la reivindicación 18, que comprende adicionalmente una carcasa para mantener los al menos cuatro dispositivos de puntos láser en posiciones fijas, relativas.
- 20 20. El dispositivo de la reivindicación 18, donde una distancia entre cada dispositivo de puntos láser y su posición de iluminación correspondiente es una distancia máxima.
- 15 21. El dispositivo de la reivindicación 18, que comprende seis dispositivos de puntos láser en posiciones fijas, relativas para iluminar con seis puntos de luz correspondientes la superficie del objeto esférico o casi esférico (104) en seis posiciones distintas, donde al menos una posición es no coplanar con respecto a las otras cinco posiciones.
- 20 22. El dispositivo de la reivindicación 21, donde los dispositivos de puntos láser y seis puntos de luz asociados se agrupan en cuatro pares de módulos.
- 25 23. El dispositivo de la reivindicación 22, que comprende adicionalmente un sistema de cambio de módulo para controlar cualquier par seleccionado de dichos dispositivos de puntos láser.
- 30 24. El dispositivo de la reivindicación 23, donde cualesquiera dos pares de dispositivos de puntos láser seleccionados iluminan la superficie durante cada captura de campo de imagen.
- 35 25. El dispositivo de la reivindicación 18, donde cada punto de luz es una reflexión difusa de la superficie del objeto.
- 40 26. El dispositivo de la reivindicación 18, donde ninguna de las al menos cuatro posiciones distintas son colineales en una dirección horizontal o vertical.
- 45 27. El dispositivo de la reivindicación 21, donde ninguna de las seis posiciones distintas son colineales en una dirección horizontal o vertical.
- 50 28. El dispositivo de la reivindicación 18, donde cada dispositivo de puntos láser proyecta su respectivo punto de luz a lo largo de la trayectoria que tiene una orientación angular con respecto a un eje de referencia de la superficie del objeto (104) que es diferente a cualquier otra orientación de la trayectoria.
29. El dispositivo de la reivindicación 18, donde la superficie del objeto esférico o casi esférico móvil es una superficie corneal de un ojo de un paciente.
30. El dispositivo de la reivindicación 18, donde el propio dispositivo es un componente de un sistema de diagnóstico oftálmico.
- 45 31. El dispositivo de la reivindicación 30, donde el sistema de diagnóstico oftálmico es un sistema de medición de la topografía corneal.
- 50 32. El dispositivo de la reivindicación 31, donde el sistema de medición de la topografía corneal es un sistema de barrido de rendija.



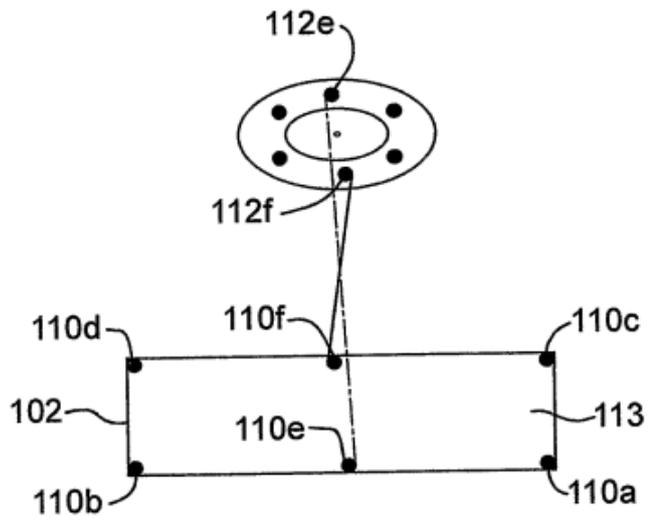
**FIG. 1**



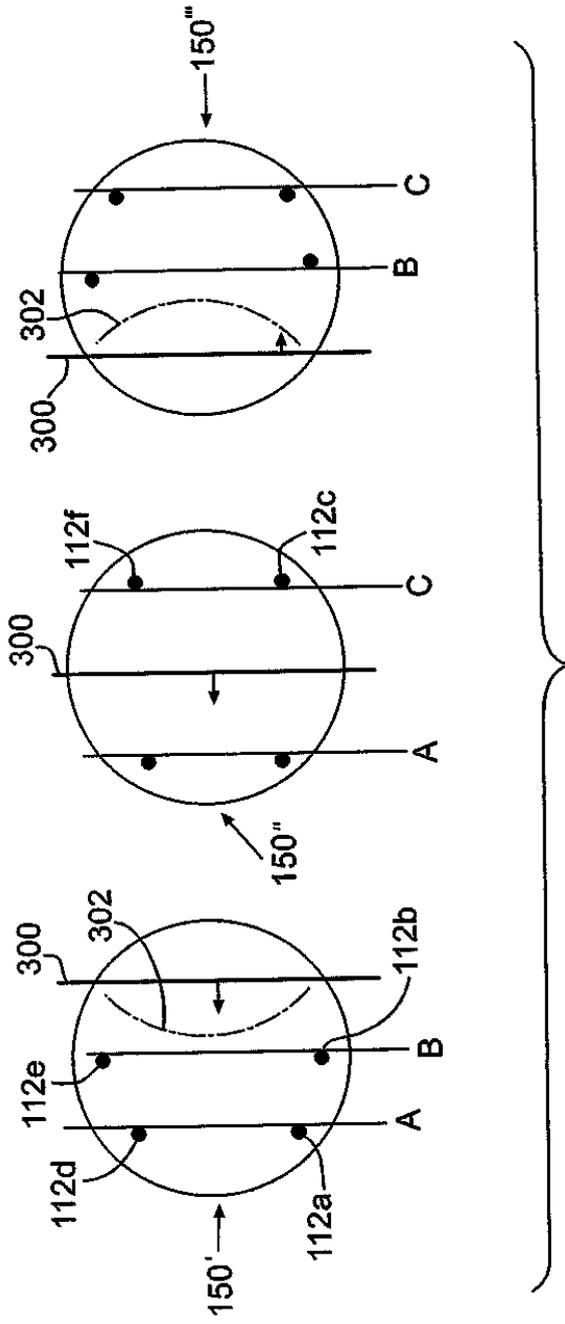
**FIG. 2A**



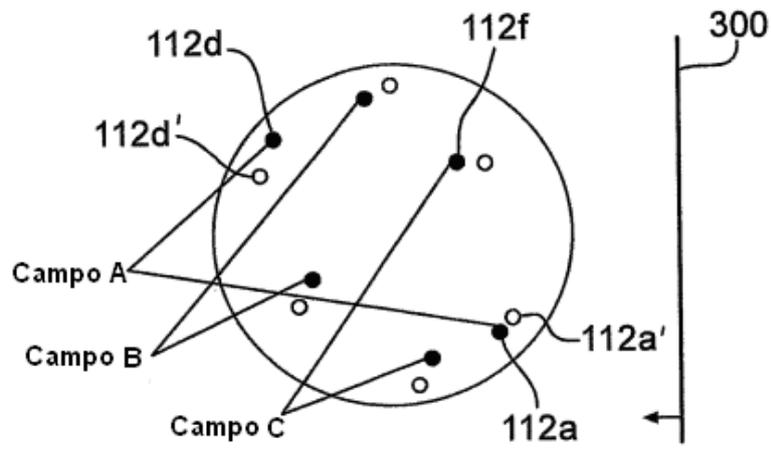
**FIG. 2B**



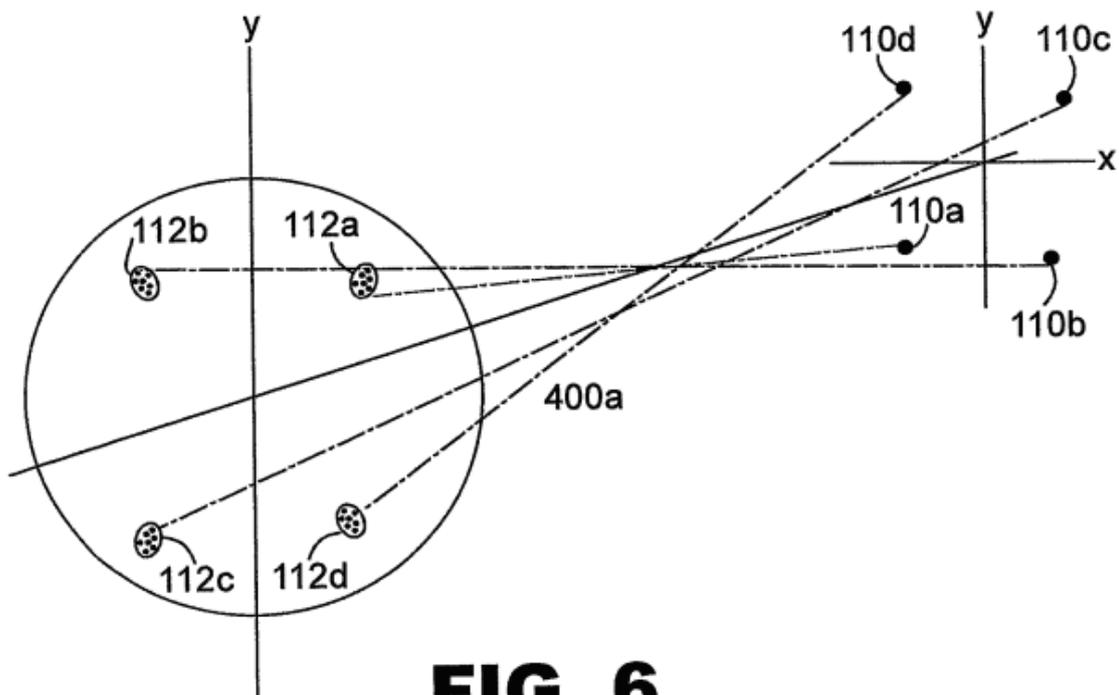
**FIG. 3**



**FIG. 4**



**FIG. 5**



**FIG. 6**