

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 819 197**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/117**

(2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **09.04.2013 PCT/US2013/035822**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.10.2013 WO13158416**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **09.04.2013 E 13718687 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **19.08.2020 EP 2838416**

54 Título: **Sistema y método para crear un modelo anatómico personalizado de un ojo**

30 Prioridad:

**20.04.2012 US 201261636582 P**

**11.03.2013 US 201313792931**

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

**15.04.2021**

73 Titular/es:

**BAUSCH & LOMB INCORPORATED (50.0%)**

**One Bausch & Lomb Place**

**Rochester, New York 14604-2701, US y**

**TECHNOLAS PERFECT VISION GMBH (50.0%)**

72 Inventor/es:

**MORDAUNT, DAVID HAYDN;**

**SCHLUETER, HOLGER y**

**LOESEL, FRIEDER**

74 Agente/Representante:

**FERNÁNDEZ POU, Felipe**

ES 2 819 197 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 y método para crear un modelo anatómico personalizado de un ojo

### 5 Campo de la invención

La presente invención se refiere generalmente a sistemas y métodos para crear plantillas. Más particularmente, la presente invención se refiere a sistemas y métodos para crear plantillas que son útiles como referencia de control para mover un punto focal del rayo láser durante la cirugía oftálmica. La presente invención es particularmente, pero no exclusivamente, útil como un sistema y método para crear plantillas que replicarán el objeto anatómico que se debe modificar durante una cirugía oftálmica láser.

### Antecedentes de la invención

Es axiomático que cualquier procedimiento quirúrgico oftálmico debe ejecutarse con gran exactitud y precisión. Esto es particularmente así cuando se use un sistema láser para cortar o extirpar tejido en el interior de un ojo. En estos casos, se hace particularmente importante que exista alguna referencia base operacional que se pueda establecer para controlar los movimientos del punto focal del rayo láser durante una cirugía.

Los dispositivos de imagenología, tales como aquellos que emplean técnicas de Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), han sido particularmente útiles para proporcionar información que es útil en la realización de cirugías láser oftálmicas. Sin embargo, las técnicas de imagenología OCT, por si solas, no siempre son capaces de proporcionar el grado de precisión que se requiere para establecer una referencia base discernible y exacta para el control de las cirugías láser dentro del ojo. Por varias razones, una imagen de OCT puede carecer de la nitidez o claridad que es necesaria o deseada. Sin embargo, en el caso específico de las cirugías oftálmicas, el ojo por si solo puede ser útil en la superación de estas deficiencias.

La anatomía de un ojo se conoce bien. En particular, con el fin de establecer una referencia base, la anatomía del ojo es única porque, a diferencia de la mayoría de las otras partes del cuerpo, muchas de sus estructuras son sustancialmente simétricas. Más importante aún, los elementos ópticos refractivos de la luz del ojo están todos alineados a lo largo de un eje central definible, y están dispuestos en un orden anatómico conocido. Sucede que el eje central puede identificarse fácilmente para esta disposición de elementos ópticos, y puede definirse con exactitud mediante cualquiera de diversas técnicas estándar.

Se conoce bien que las superficies de interfaz entre las diferentes estructuras ópticas dentro del ojo (por ejemplo, la superficie de interfaz entre la cámara anterior y la cápsula anterior del cristalino) pueden captarse en imágenes eficazmente mediante OCT. En consecuencia, la ubicación de una intersección entre una superficie de interfaz y el eje central también se puede establecer con exactitud mediante OCT. Además, debido a su simetría en el eje central, el tamaño y la extensión de los diversos elementos ópticos en el ojo también se pueden predecir con gran exactitud. Como se reconoce por la presente invención, tal replicación de los elementos estructurales puede usarse, en conjunto o en parte, para establecer una referencia base para su uso en un procedimiento láser oftálmico.

Por todo lo anterior, es un objetivo de la presente invención proporcionar un sistema y método que establecerá una referencia base dentro de un ojo para controlar un procedimiento láser oftálmico. Otro objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema y método para usar técnicas de OCT para establecer una referencia base que resulta de un reconocimiento anatómico automatizado de diferentes elementos ópticos en un ojo (es decir, diferentes tejidos refractivos) y la ubicación de estos elementos (tejidos). Es aún otro objetivo de la presente invención proporcionar un sistema y método para el establecimiento de una referencia base dentro de un ojo que es fácil de ensamblar, simple de usar y comparativamente rentable.

El documento US 2006/274269 A1 se refiere a un sistema que tiene una unidad de proyección de hendidura para la iluminación de hendidura del ojo y una cámara Scheimpflug para tomar imágenes en sección digitalizadas del ojo. La unidad de proyección de hendiduras y la cámara Scheimpflug se montan de manera que giran conjuntamente alrededor de un eje que es esencialmente coincidente con el eje óptico del ojo.

El documento US 2009/190093 A1 se refiere a un aparato para obtener imágenes de un ojo y el cual incluye un par de sistemas de imagenología Scheimpflug. Cada sistema de imagenología Scheimpflug puede tener cámaras de video y ópticas respectivas configuradas para dirigir la luz reflejada desde un ojo hacia las cámaras de video.

El documento US2011087324 A1 se refiere a sistemas para diseñar e implantar una lente intraocular personalizada (IOL). En una modalidad, un sistema incluye un módulo de análisis ocular que analiza el ojo de un paciente y genera información biométrica relacionada con el ojo. El sistema también incluye módulos de modelado y optimización ocular para generar un modelo IOL optimizado basado en la información biométrica y otros parámetros introducidos representativos de las preferencias del paciente.

El documento US 6,275,718 B1 se refiere a un aparato para obtener imágenes en vivo del tejido corneal que incluye un

rayo láser que tiene una configuración sustancialmente aplanada para iluminar la porción de sección transversal del ojo del paciente. La luz láser dispersa se detecta para formar una imagen de sección transversal del tejido corneal. El documento US 2003/063258 A1 se refiere a un aparato para examinar un segmento anterior de un ojo. El aparato se configura para captar cada parte del segmento anterior del ojo tridimensionalmente y la condición del centro de su pupila con exactitud. El aparato está provisto de un sistema óptico de proyección para proyectar la luz de hendidura sobre el segmento anterior, que tiene un eje óptico de proyección.

El documento US 2003/189689 A1 se refiere a un dispositivo para determinar los valores de medición geométrica de un ojo, en particular un ojo humano. El dispositivo comprende un proyector de luz para proyectar un haz de rayos a través de una sección del ojo y medios de captura de imagen para capturar dos imágenes de una región parcial de la sección iluminada por el proyector de luz en dos ángulos de observación desde dos posiciones diferentes fuera del haz de rayos.

El documento US 2004/119943 A1 se refiere a un dispositivo oftalmológico y un método de medición oftalmológico en el cual, por medio de un proyector de luz, un haz de rayos, por ejemplo, una hendidura de luz, se proyecta a través de una porción de sección transversal de un ojo, en particular a través de una porción de sección transversal de la córnea del ojo. Una imagen de sección transversal de al menos una subárea de la porción de sección transversal iluminada por el proyector de luz se captura por medios de captura de imagen que están dispuestos en una configuración Scheimpflug con respecto al haz de rayos.

El documento US 2010/014051 A1 se refiere a un aparato de medición oftalmológica para determinar la longitud axial de un ojo. El aparato incluye un primer sistema de medición interferométrica óptica para determinar una posición relativa de la retina del ojo, un segundo sistema de medición no interferométrica para determinar una posición relativa de la córnea del ojo, y los medios de procesamiento para determinar la longitud axial del ojo sobre la base de la posición relativa de la retina y de la posición relativa de la córnea.

El documento US 2006/066869 A1 se refiere a un aparato de tomografía de coherencia óptica basado en interferencia espectral donde la información del objeto se puede obtener rápidamente y un intervalo de adquisición de información en una dirección de profundidad se puede aumentar, y un aparato oftálmico. El aparato incluye un primer sistema óptico para proyectar luz con longitud de coherencia corta sobre un objeto para formar la luz del objeto que es la luz de reflexión del objeto, un segundo sistema óptico para proyectar luz con una longitud de coherencia corta sobre una superficie de referencia para formar la luz de referencia, que es la luz de reflexión de la superficie, un sistema óptico para sintetizar la luz del objeto y la luz de referencia para que sean la luz de interferencia, dispersar la luz de interferencia dentro de componentes de frecuencia predeterminados y captar la luz dispersa con un fotodetector.

## Resumen de la invención

La invención se define por las reivindicaciones adjuntas. El método reivindicado no incluye métodos para el tratamiento del cuerpo humano o animal mediante cirugía o terapia.

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un sistema y método para replicar las características anatómicas dentro de un ojo. Específicamente, esto se hace para crear una plantilla para identificar estructuras anatómicas que se pueden usar como una referencia base para controlar un sistema láser durante la cirugía láser oftálmica (por ejemplo, una capsulotomía) dentro del ojo.

Como se requiere para la presente invención, una primera etapa en la creación de una plantilla implica la identificación de un eje central ("z") del ojo. Estructuralmente, es necesario identificar este eje "z" de manera que los elementos ópticos (es decir, estructuras de refracción de la luz) del ojo se alineen simétricamente a lo largo del eje. Después, se usa un dispositivo de OCT para crear una imagen de sección transversal del ojo. Es importante destacar que esta imagen se crea para incluir el eje "z". Una vez que se ha creado la imagen de sección transversal de OCT, y el eje central "z" se ha incorporado a la imagen, se establecen varios puntos de referencia a lo largo del eje central "z". Específicamente, basado en la imagen de OCT, cada uno de los puntos de referencia se selecciona y se ubica donde una superficie de interfaz entre los elementos ópticos adyacentes en el ojo interseca el eje central "z". En este contexto, cada punto de referencia se relaciona específicamente con una superficie anatómica particularmente identificada en la imagen. El resultado aquí es una pluralidad de longitudes contiguas ( $\Delta z_n$ ) a lo largo del eje "z" que se miden individualmente entre puntos de referencia adyacentes. Estas longitudes se reconocerán anatómicamente y se pueden medir con gran exactitud. En esencia, en este punto se ha creado una plantilla basada en el eje "z" que puede usarse para replicar los elementos ópticos del ojo.

Un perfeccionamiento de la presente invención puede hacerse al tener en cuenta cualquier inclinación que pueda existir entre el eje central "z" y los elementos ópticos del ojo. Como se indicó anteriormente, los elementos ópticos necesitan alinearse simétricamente a lo largo del eje central "z". De acuerdo con la presente invención, la compensación de un ángulo de inclinación " $\Phi$ " se puede lograr de dos formas.

Para compensar un ángulo de inclinación " $\Phi$ " (en ambas formas de compensación de " $\Phi$ ") primero es necesario establecer un eje de referencia base que se orienta sustancialmente en una dirección "z". Un punto de referencia base

se ubica entonces en el eje de referencia base. Es importante destacar que, el punto de referencia base se ubica en una superficie de interfaz dentro del ojo (objeto).

Para una metodología de la presente invención, se identifica un primer eje que es sustancialmente paralelo al eje de referencia base, y está a una distancia " $d_1$ " del eje de referencia base. Un primer punto de referencia se ubica entonces en el primer eje donde el primer eje interseca la superficie de interfaz. La ubicación  $z$  del primer punto de referencia se compara entonces con una ubicación  $z$  prevista del primer punto de referencia para determinar un primer diferencial ( $\delta z$ ). De manera similar, se identifica un segundo eje que también es sustancialmente paralelo al eje de referencia base, a una distancia " $d_2$ " del eje de referencia base. Un segundo punto de referencia se ubica entonces en el segundo eje donde el segundo eje interseca la superficie de interfaz. La ubicación  $z$  del segundo punto de referencia se compara entonces con una ubicación prevista del segundo punto de referencia para determinar un segundo diferencial ( $\delta z$ ). Con esta primera metodología  $\delta z$  y  $\delta z$ , junto con una medición del ángulo entre los planos respectivos identificados por los ejes primero y segundo con el eje de referencia base (por ejemplo,  $90^\circ$  para los planos XZ y YZ), se usan para medir un ángulo de inclinación ( $\Phi$ ) de la superficie de interfaz. El ángulo de inclinación puede usarse entonces para perfeccionar el establecimiento del eje central "z".

En otra metodología, después de establecerse un eje de referencia base y ubicarse un punto de referencia base en una superficie de interfaz dentro del ojo (objeto), se traza una trayectoria circular en la superficie de interfaz a una distancia " $r$ " del eje de referencia base. Las variaciones en " $z$ " a lo largo de la trayectoria pueden entonces medirse para identificar un diferencial ( $\delta z$ ) con relación a un ángulo de rotación ( $\theta$ ) alrededor del eje de referencia base. Específicamente, en este caso,  $\delta z$  se mide entre  $z_{\max}$  en  $\theta_1$  y  $z_{\min}$  en  $\theta_2$ . Luego, mediante el uso de  $\delta z$ ,  $\theta_1$  y  $\theta_2$ , se puede medir el ángulo de inclinación ( $\Phi$ ) de la superficie de interfaz. Al igual que la primera metodología, el ángulo de inclinación  $\Phi$  puede usarse entonces para perfeccionar la orientación del eje central "z".

Se puede crear una plantilla con mayor precisión y exactitud al verificar la ubicación de los puntos de referencia previamente seleccionados. Para hacer esto, al menos un punto de verificación se detecta en el eje "z" en la imagen de OCT. Al igual que los puntos de referencia originales, este punto de verificación se ubicará exactamente en el eje "z" en la intersección de una superficie de interfaz con el eje "z". Se identifica entonces, la ubicación del punto de verificación en relación con la ubicación de un punto de referencia previamente seleccionado, y se toman medidas para confirmar la identidad anatómica de la superficie que se asocia con el punto de referencia.

Para un uso operacional de una plantilla que se ha creado de acuerdo con la presente invención, se puede trazar simétricamente una réplica de la superficie anatómica de un elemento óptico entre puntos de referencia adyacentes en el eje "z". En particular, la réplica se basa en la ubicación de los puntos de referencia seleccionados y en la información de la imagen. Como una plantilla, al menos un punto de referencia seleccionado, junto con el eje "z", puede usarse entonces como una referencia base para controlar un movimiento de un punto focal de rayo láser con relación a una superficie identificada. Por ejemplo, un primer punto de referencia se puede ubicar en una superficie posterior de una cápsula anterior, y un segundo punto de referencia se puede ubicar en la superficie anterior de una cápsula posterior. Mediante el uso de esta plantilla como una referencia de control, el punto focal del rayo láser puede moverse entonces entre la cápsula anterior y la cápsula posterior para realizar una capsulotomía.

De acuerdo con una modalidad, la imagen de sección transversal se obtiene mediante el uso de técnicas seleccionadas de un grupo que comprende Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), Scheimpflug, imágenes de dos fotones y determinación de intervalos.

De acuerdo con una modalidad adicional, al menos un punto de referencia seleccionado se usa junto con el eje como una referencia base para controlar un movimiento de un punto focal de rayo láser con relación a la superficie axialmente simétrica.

Breve descripción de los dibujos

Las características novedosas de esta invención, así como también la invención en sí misma, tanto en cuanto a su estructura como a su operación, se entenderán mejor a partir de los dibujos adjuntos, tomados junto con la descripción adjunta, en la que los caracteres de referencia similares se refieren a partes similares, y en los cuales:

La Figura 1 es una plantilla de reconocimiento de línea que se ha creado de acuerdo con la presente invención;

La Figura 2 es una imagen de OCT de sección transversal representativa de la porción anterior de un ojo;

La Figura 3 muestra la plantilla de la Figura 1 superpuesta sobre un dibujo en líneas discontinuas de la imagen de OCT presentada en la Figura 2;

La Figura 4 es una presentación esquemática de los componentes del sistema que se usan con la presente invención para un procedimiento quirúrgico oftálmico láser;

La Figura 5 es una presentación geométrica de desviaciones posicionales relacionadas con un eje central de un ojo,

que son indicativas de una "inclinación" del ojo;

La Figura 6 es un trazo de una trayectoria circular alrededor de un eje central de un ojo que es indicativa de una "inclinación" del ojo; y

La Figura 7 es una presentación gráfica de una "inclinación" angular del trazo que se muestra en la Figura 6.

#### Descripción de las modalidades preferidas

Con referencia inicialmente a la Figura 1, se muestra una plantilla de reconocimiento de línea de acuerdo con la presente invención y se designa generalmente con 10. Como se muestra, la plantilla 10 incluye esencialmente un eje central "z" 12 que es único para la presente invención en diversos aspectos importantes. Más importante aún es que el eje 12 se selecciona principalmente por la simetría que establece para los elementos ópticos del ojo 14, tal como la córnea 16, el cristalino 18 y el saco capsular 20 del cristalino 18. Con referencia a la Figura 2 se puede apreciar que cada uno de estos elementos ópticos en el ojo 14 será axialmente simétrico con relación a un eje central "z" 12 orientado correctamente. Además, cada uno de estos elementos ópticos es anatómicamente reconocible y todos se disponen en un orden anatómico establecido a lo largo del eje 12.

De acuerdo con la presente invención, la orientación correcta del eje 12 se establece inicialmente en relación con una imagen de sección transversal de al menos la porción anterior del ojo 14. Como se muestra en la Figura 2, esta imagen se crea preferentemente mediante el uso de un dispositivo de imagenología de un tipo bien conocido en la técnica relevante que es capaz de obtener imágenes de OCT. Una vez que el eje central "z" 12 se ha orientado correctamente en la imagen de OCT (ver la Figura 2), las referencias dimensionales que corresponden a las características ópticas del ojo 14 se establecen a lo largo del eje 12.

A manera de ejemplo, considere el punto de referencia 22 en el eje central "z" 12. Con este punto de referencia 22 en mente, se conoce bien que la superficie anterior 24 de la córnea 16 puede captarse en imágenes mediante el uso de técnicas de OCT. En particular, desde la perspectiva de las diferencias de refracción de los medios adyacentes, y las capacidades de la imagenología OCT, la superficie 24 se puede identificar como la superficie de interfaz entre el aire ambiental y la córnea 16. En consecuencia, la intersección de esta superficie 24 con el eje 12 se puede usar para establecer con exactitud una ubicación del punto de referencia 22 en el eje 12. Estas mismas consideraciones y capacidades se pueden usar para establecer con exactitud otros puntos de referencia.

Después de la descripción anterior, el punto de referencia 26 se puede identificar y ubicar en el eje central "z" 12 en la intersección de la superficie de interfaz 28 con el eje 12. En este caso, la superficie 28 es la interfaz entre la córnea 16 y la cámara anterior 30 del ojo 14 (ver la Figura 2). Además, el punto de referencia 32 se puede identificar y ubicar en el eje 12 en la intersección de una superficie de interfaz anterior 34 con el eje 12. En este caso, la superficie de interfaz anterior 34 está entre el cristalino 18 y el saco capsular 20, en la porción anterior del cristalino 18. Aún más, el punto de referencia 36 se puede identificar y ubicar en el eje 12 en la intersección de la superficie de interfaz posterior 38 con el eje 12. En este caso, la superficie de interfaz posterior 38, en la porción posterior del cristalino 18, está entre el cristalino 18 y el saco capsular 20.

Con referencia nuevamente a la Figura 1, debe apreciarse que la plantilla 10 se establece con información dimensional anatómicamente exacta. Específicamente, en este ejemplo, la longitud " $\Delta z_1$ " representa de manera efectiva el grosor de la córnea 16 a lo largo del eje 12 entre el punto de referencia 22 y el punto de referencia 26. La longitud medida de " $\Delta z_1$ " se determina entonces anatómicamente con referencia a la imagen de OCT del ojo 14 que se muestra en la Figura 2. La longitud " $\Delta z_2$ " (es decir, la longitud a lo largo del eje 12 a través de la cámara anterior 30 entre el punto de referencia 26 y el punto de referencia 32) se determina de manera similar, al igual que la longitud " $\Delta z_3$ " entre los puntos de referencia 32 y 36. Por lo tanto, la orientación del eje central "z" 12, junto con la colocación de los puntos de referencia 22, 26, 32 y 36 en el eje 12 y sus longitudes contiguas correspondientes " $\Delta z_1$ ", " $\Delta z_2$ " y " $\Delta z_3$ ", crean colectivamente la plantilla 10. El resultado es una plantilla 10 que puede superponerse a una imagen de OCT (ver la Figura 3) y usarse como una referencia de control para procedimientos quirúrgicos oftálmicos, tales como una capsulotomía.

Para un perfeccionamiento de la presente invención, debe entenderse que una plantilla 10 que se crea de acuerdo con la descripción anterior, se puede verificar para comprobar su exactitud, si se desea. Para ello, se selecciona un punto de verificación 40. En este caso, el punto de verificación 40 que se muestra en la Figura 1 es solamente ilustrativo, y se toma como la intersección más anterior del saco capsular 20 con el eje central "z" 12. La distancia de verificación correspondiente " $\Delta v_1$ " (es decir, el grosor del saco capsular 20) puede medirse entonces para determinar si la distancia " $\Delta v_1$ " y su ubicación en el eje 12 verificarán la exactitud de la plantilla 10.

En otro aspecto de la presente invención, los puntos de referencia seleccionados se pueden usar para trazar el contorno de los elementos ópticos en el ojo 14. Por ejemplo, en la Figura 1 se muestra un contorno trazado del cristalino 18 mediante la línea de puntos 42. Como se muestra, la línea de puntos 42 representa extensiones de las superficies de interfaz 34 y 38, entre los puntos de referencia 32 y 36 que replican el límite del cristalino 18. De nuevo, esto solo es ilustrativo ya que se apreciará que se pueden hacer extensiones similares entre otros puntos de referencia

para replicar otros elementos ópticos en el ojo 14.

5 En una operación de la presente invención, la plantilla 10 se superpone sobre una imagen de OCT del ojo 14 como se muestra en la Figura 3. Como se mencionó anteriormente, esto se hace para establecer una referencia base que se puede usar por el ordenador/controlador 44 con propósitos de control láser. Como se prevé para la presente invención, la plantilla 10 (es decir la Figura 3) se basa en imágenes del ojo 14 obtenidas de la unidad de imagenología 46. Como se indica en la Figura 4, el ordenador/controlador 44 puede entonces controlar eficazmente la unidad láser 48 para guiar y controlar un rayo láser 50 durante una operación quirúrgica oftálmica en el ojo 14.

10 Aunque el Sistema y Método para Crear un Modelo Anatómico Personalizado de un Ojo particular como se muestra y describe en detalle en la presente descripción es totalmente capaz de obtener los objetivos y proporcionar las ventajas antes indicadas en la presente descripción, se debe entender que es simplemente ilustrativa de las modalidades preferidas actualmente de la invención, y que no se pretenden limitaciones a los detalles de construcción o de diseño que se muestran en la presente descripción distintos de los que se describen en las reivindicaciones adjuntas.

15

# REIVINDICACIONES

1. Un método implementado por ordenador para crear una plantilla de reconocimiento de línea para replicar una característica anatómica dentro de un ojo, el método que comprende las etapas de:  
5 obtener una imagen en sección transversal creada a partir de la característica anatómica;  
alinear una pluralidad de puntos de referencia a lo largo de un eje lineal;  
ubicar puntos de referencia individuales con longitudes medidas anatómicamente ( $\Delta z_n$ ) a lo largo del eje entre los puntos de referencia adyacentes; y trazar una superficie axialmente simétrica desde los puntos de referencia adyacentes seleccionados para crear la plantilla para replicar la característica anatómica; en donde  
10 la etapa de ubicación y la etapa de trazado se basan en la imagen en sección transversal.
2. Un método como se mencionó en la reivindicación 1, en donde el método comprende además la etapa de verificar la etapa de ubicación.
- 15 3. Un método como se mencionó en la reivindicación 1, que comprende además las etapas de:  
establecer un eje de referencia base, en donde el eje de referencia base se orienta en una dirección "z"; ubicar un punto de referencia base en el eje de referencia base, en donde el punto de referencia base está en una superficie de interfaz dentro de la característica anatómica;  
20 identificar un primer eje, en donde el primer eje es sustancialmente paralelo al eje de referencia base y está a una distancia " $\delta_1$ " del eje de referencia base;  
ubicar un primer punto de referencia en el primer eje, en donde el primer punto de referencia se ubica en la superficie de interfaz;  
comparar la ubicación del primer punto de referencia con una ubicación prevista del primer punto de referencia para determinar un primer diferencial ( $\delta_z'$ ); identificar un segundo eje, en donde el segundo eje es  
25 sustancialmente paralelo al eje de referencia base y está a una distancia " $\delta_2$ " del eje de referencia base;  
ubicar un segundo punto de referencia en el segundo eje, en donde el segundo punto de referencia está en la superficie de interfaz;  
comparar la ubicación del segundo punto de referencia con una ubicación prevista del segundo punto de referencia para determinar un segundo diferencial ( $\delta_z''$ );  
30 usar  $\delta_z'$  y  $\delta_z''$  para medir un ángulo de inclinación ( $\Phi$ ) de la superficie de interfaz; e incorporar el ángulo de inclinación ( $\Phi$ ) en la etapa de alineación para establecer el eje lineal.
4. Un método como se mencionó en la reivindicación 1, que comprende además las etapas de:  
establecer un eje de referencia base, en donde el eje de referencia base se orienta en una dirección "z"; ubicar  
35 un punto de referencia base en el eje de referencia base, en donde el punto de referencia base está en una superficie de interfaz dentro de la característica anatómica;  
trazar una trayectoria circular en la superficie de interfaz, en donde la trayectoria está a una distancia "r" del eje de referencia base;  
medir las variaciones en "z" a lo largo de la trayectoria relativa a un ángulo de rotación ( $\theta$ ) alrededor del eje de  
40 referencia base para identificar un diferencial ( $\delta_z$ ), en donde  $\delta_z$  se mide entre  $z_{\max}$  en  $\theta_1$  y  $z_{\min}$  en  $\theta_2$ ;  
usar  $\delta_z$ ,  $\theta_1$  y  $\theta_2$  para medir un ángulo de inclinación ( $\Phi$ ) de la superficie de interfaz; e incorporar el ángulo de inclinación ( $\Phi$ ) en la etapa de alineación para establecer el eje lineal.
- 45 5. Un producto de programa informático para usar con un ordenador para crear una plantilla de reconocimiento de línea para replicar una característica anatómica dentro de un ojo, en donde el producto de programa informático comprende secciones del programa para respectivamente:  
obtener una imagen en sección transversal creada a partir de la característica anatómica;  
alinear una pluralidad de puntos de referencia a lo largo de un eje lineal;  
50 ubicar puntos de referencia individuales con longitudes medidas ( $\Delta z_n$ ) a lo largo del eje entre los puntos de referencia adyacentes; y  
trazar una superficie axialmente simétrica entre los puntos de referencia adyacentes seleccionados para crear la plantilla para replicar la característica anatómica; en donde la etapa de ubicación y la etapa de trazado se basan en la imagen de sección transversal.
- 55 6. Un producto de programa informático como se mencionó en la reivindicación 5, que comprende además secciones del programa para: detectar un punto de verificación en el eje en la imagen; y evaluar la ubicación del punto de verificación en relación con la ubicación de un punto de referencia seleccionado para confirmar la exactitud de la etapa de trazado.
- 60

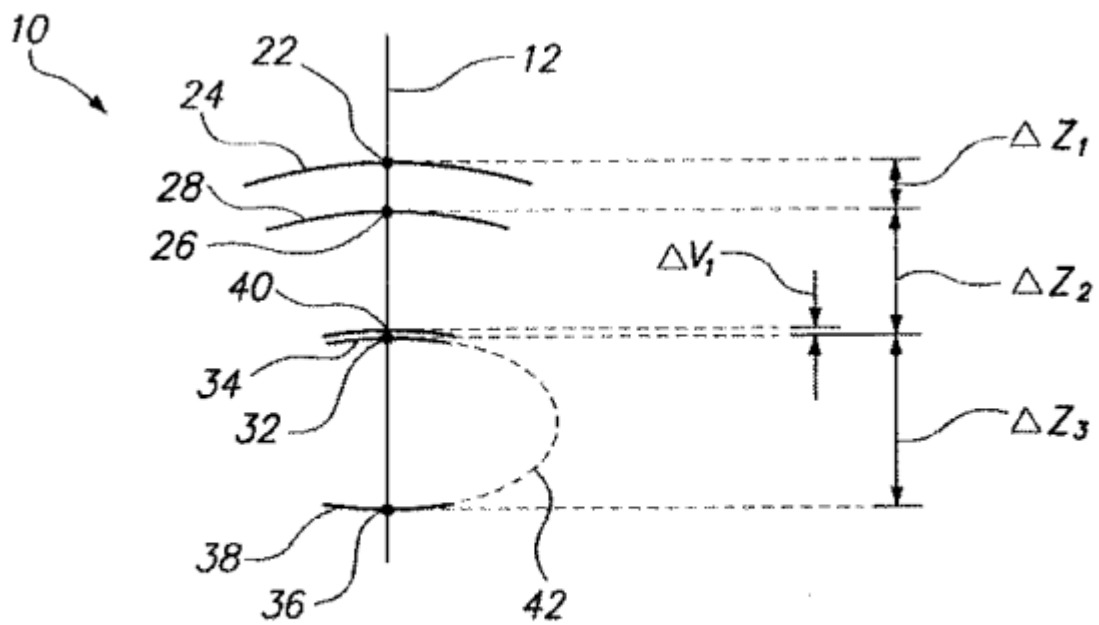


Figura 1

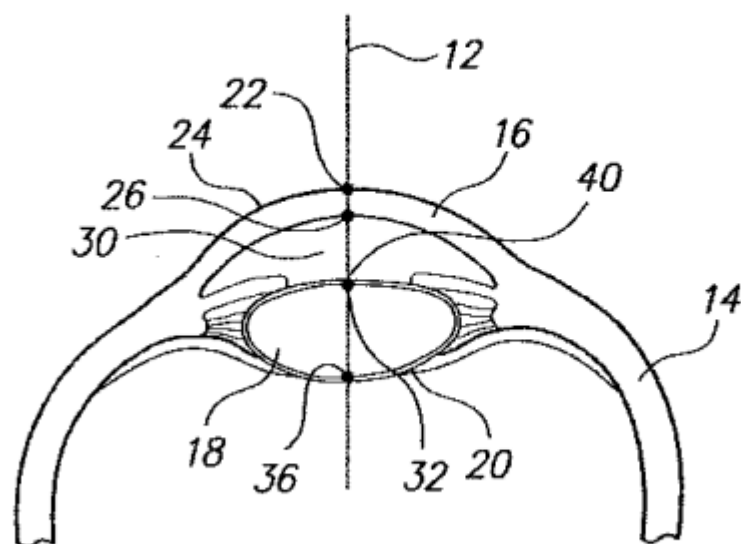


Figura 2

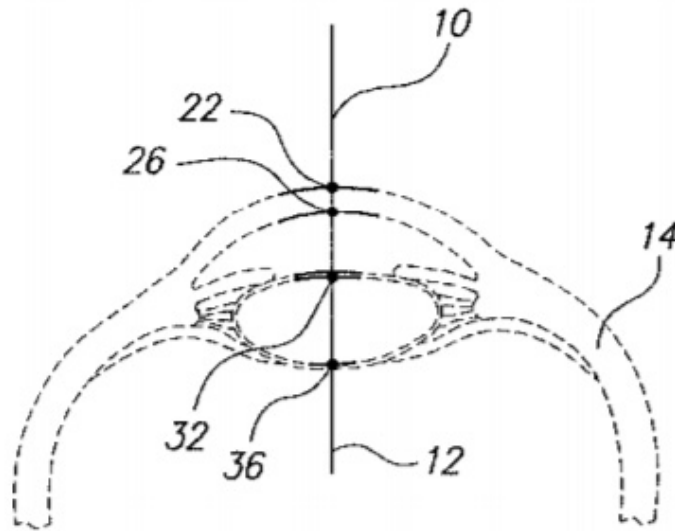


Figura 3

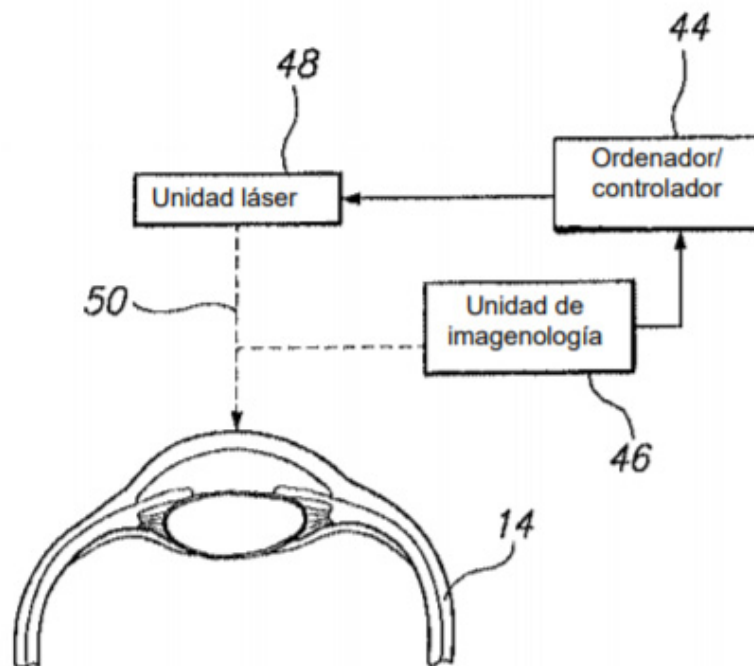


Figura 4

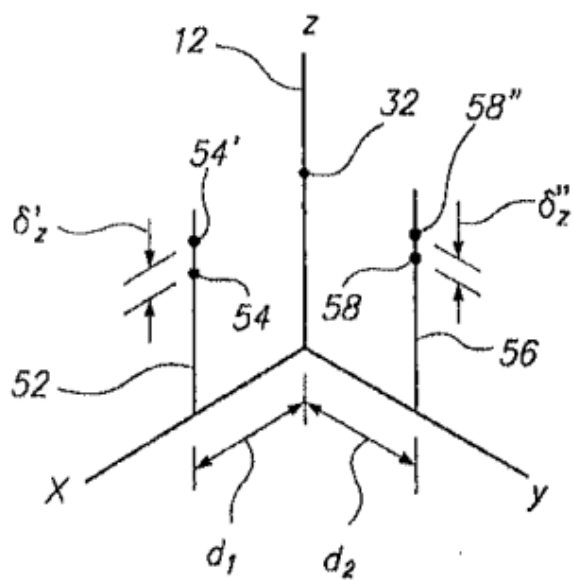


Figura 5

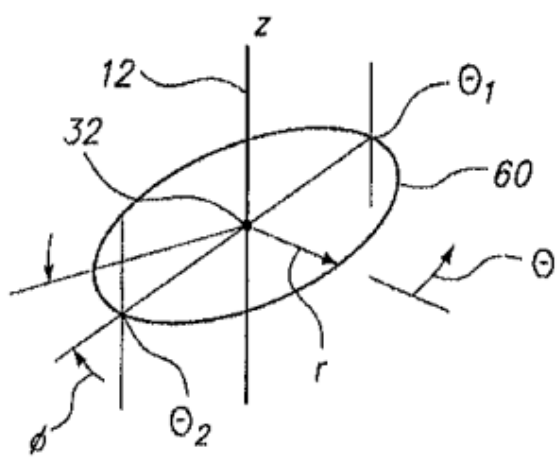


Figura 6

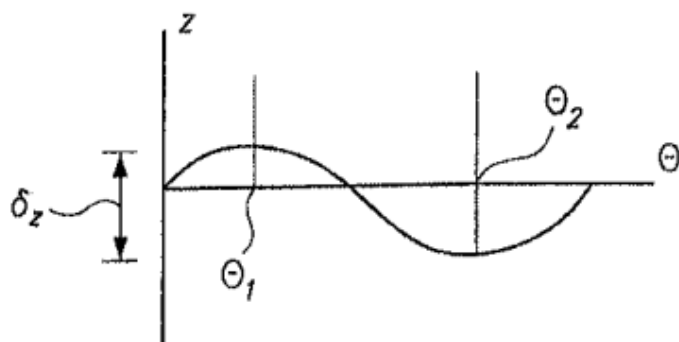


Figura 7